

BIOMEDICINSKA ELEKTRONIKA

Ova knjiga obrađuje većim dijelom biomedicinsku instrumentaciju na način da je može korisno upotrijebiti konstruktor elektromedicinskih uređaja, kao i svaki onaj koji se želi detaljnije upoznati sa izvedbom i funkcioniranjem medicinskih uređaja. Da se shvate zahtjevi koje ovi uređaji moraju ispunjavati, kao i da se omogući lakša komunikacija između liječnika i inženjera, u smislu zajedničkog timskog rada, dana su odgovarajuća poglavlja iz fiziologije odnosno pretežno elektrofiziologije. U pristupu fiziološkim pojavama dan je kvantitativni pristup uz primjenu saznanja iz područja tehničkih znanosti (biokibernetički pristup).

Svrha ove knjige je i da potakne značajniju suradnju u zajedničkim istraživanjima liječnika i inženjera specijaliziranih u biomedicinskoj tehnici u području gdje se tehnika i medicina dobro upotpunjavaju. Ova knjiga namijenjena je na prvom mjestu studentima, ali i inženjerima elektrotehnike, računarstva, strojarstva i fizike, koji se žele baviti istraživanjima u ovom području. Isto tako, knjiga može biti korisna i liječnicima koji se u svojim istraživanjima služe suvremenom biomedicinskom instrumentacijom. Za upoznavanje s temeljnim elementima elektronike, nedovoljno upućenom čitatelju preporučuje se postojeća elektrotehnička i elektronička literatura. Instrumentacija koja je pretežno mehaničkog karaktera, umjetni organi i fizioterapijski uređaji, nisu ovim dijelom obuhvaćeni.

PREDGOVOR

Biomedicinska elektronika pokriva najveći dio znanstvenog područja biomedicinske tehnike, i predstavlja primjenu i transfer: teorija, načina analize kao i tehničkih rješenja poznatih u području elektrotehnike i elektronike, u područje medicinskih i bioloških znanosti. U tom smislu biomedicinska elektronika bavi se konstrukcijom velikog broja elektroničkih uređaja koji se primjenjuju u medicini i koji su znatno proširili mogućnosti medicinske dijagnostike i terapije.

Ova knjiga je na prvom mjestu namijenjena studentima viših godina dodiplomskog studija i poslijediplomskih studija elektrotehnike i računarstva kao i studentima fizike, a namijenjena je posebice inženjerima elektrotehnike, strojarstva i fizike koji se žele temeljitije upoznati s biomedicinskom elektronikom i instrumentacijom. S tom svrhom dana su uz temeljna načela i detaljne smjernice potrebne za projektiranje i konstrukciju medicinskih uređaja, pogotovo onih, koji nisu predmet velikoserijske proizvodnje. Ova knjiga će također korisno poslužiti liječnicima, koji se u svojoj praksi ili znanstvenom radu koriste medicinskim elektroničkim uređajima bez potrebe ulaženja u konstrukcijske detalje. U ovom slučaju za dopunu znanja iz područja elektroničkih sklopova i osnova elektrotehnike upućuju se zainteresirani na jednostavniju dopunsku literaturu koja je obilno dostupna na našem tržištu. Kako je ova knjiga pretežno namijenjena tehničkim stručnjacima, to je nužno, za dobivanje detaljnijeg uvida u živi organizam na kojem obavljaju mjerenja i ispitivanja, dati elemente fiziologije, a posebice elektrofiziologije s jednim više kvantitativnim i biokibernetičkim pristupom, kako bi konstruktor elektroničkih uređaja bolje razumio probleme, koji se javljaju prilikom mjerenja fizioloških parametara. Osim toga jedno osnovno znanje iz elektrofiziologije, anatomije, kao i medicinske terminologije je potrebno da bi se ostvarila mogućnost komunikacije između liječnika i inženjera u ovom interdisciplinarnom području, pogotovo, ako se radi o njihovom zajedničkom timskom radu u određenom medicinskom području.

Knjiga je napisana tako, da pretpostavlja posjedovanje temeljnog znanja iz područja elektrotehnike, teorija mreža i elektronike, pa ta znanja u ovu knjigu nisu uvrštena, ~~kako bi se održao komercijalno optimalan obujam knjige.~~ S druge strane, preferirao se je detaljniji opis djelovanja složenijih uređaja pred površnim enciklopedijskim nabrojanjem velikog broja svih postojećih takvih uređaja, posebno, ako su oni po svojoj konstrukciji jednostavniji, tehnički lako razumljivi ili su pak, negdje drugdje, detaljno opisani. U skladu s tim načelom u ovoj knjizi nisu opisani visokofrekvencijski dijatermički uređaji kao i uređaji primjenjivani u kliničkim kemijskim, hematološkim i mikrobiološkim laboratorijima, jer su ovi većim dijelom opisani u knjizi "Elektronička instrumentacija" od istog autora, kao i u literaturi

x • 9

danoj na kraju svakog poglavlja.

Na kraju se želim zahvaliti recenzentima ove knjige na njihovim dobrodošlim korisnim primjedbama: prof.dr.sc. Stanku Tonkoviću i prof.dr.sc. Branku Brayeru sa strane elektrotehnike i biomedicinske tehnike, a posebno prof.dr.sc. Vasiliju Nikoliću, red.prof. Medicinskog fakulteta u Zagrebu, s medicinske strane.

Isto tako izražavam zahvalnost stručnom uredniku dr.sc. Željku Matutinoviću i grafičkom uredniku gosp. Tomislavu Jukiću na njihovom zalaganju da knjiga izađe što prije i dobro opremljena, kao i svima onima koji su svojim trudom omogućili izlaženje ove knjige.

Ante Šantić

U V O D

Ova knjiga najvećim dijelom opisuje mjerenja i elektroničku instrumentaciju koja se primjenjuje u medicinskoj dijagnostici i terapiji što ujedno predstavlja i najviše zastupano područje u biomedicinskoj elektronici. Kod opisa elektroničkih uređaja i sustava, bilo da se radi o primjeni u dijagnostici ili terapiji, ukazano je i na polje primjene, tj., koje bolesti se mogu tim uređajem dijagnosticirati.

Mjerenje **bioelektričkih potencijala** od velikog je značaja u medicinskoj dijagnostici, pa je u tom smislu razvijeno više uređaja za mjerenje i registraciju bioelektričnih napona. S druge strane bioelektrički potencijali su posebno značajni u prijenosu i organizaciji informacija u živom organizmu od osjetila do mozga i od mozga prema mišićima, kao i u organizaciji rada mozga u upravljanju mišićima i prijenosu podražaja od osjetila. Isto tako, bioelektrički potencijali kao akcijski potencijali, upravljaju i radom srca. Iz tih razloga, prva tri poglavlja ove knjige, posvećena su nastajanju i izvorištima bioelektričkih potencijala, odnosno akcijskih potencijala i receptorskih potencijala. Tako su dani opisi od izvorišta biopotencijala na membrani stanice preko receptorskih potencijala na osjetilima do prijenosa informacija ovim akcijskim potencijalima do viših živčanih struktura mozga i u obrnutom smjeru u upravljanju mišićima. To je prikazano i razjašnjeno na različitim modelima od matematičkih do onih s električnom analogijom. Neke funkcije mozga dobro simulira perceptron i neuronske mreže. Perceptron je tipičan simulacijski model mozga s mogućnošću raspoznavanja i učenja. U izlaganju **elektrofiziologije**, ovdje je dan poseban naglasak **biokibernetičkom pristupu** koji ima veliko značenje u modeliranju i kvantitativnoj primjeni regulacije u živčanom sustavu. Odabirom opisa funkcije taktilnih osjetila oka, mozga, kao i mišića opisani su glavni organi na kojima se mjere bioelektrični potencijali. Tu svakako posebno mjesto zauzima srce kao središnji organ krvožilnog sustava na kojem se mjeri uz nastale biopotencijale tlak i protok krvi u krvnim žilama, puls, te sadržaj ugljik-dioksida i kisika u krvi, tako da se uz električke veličine mjeri i veći broj neelektričnih veličina. Da bi se moglo provoditi mjerenje bioelektričnih potencijala mora se znati i njihov valni oblik i mjesto na kojem ih se može mjeriti. Opisani su valni oblici napona srca, mozga, oka i mišića. U mjerenju tih potencijala od posebne važnosti su elektrode koje predstavljaju sučelje između mjernih pojačala i biološkog tkiva, pa su uz nadomjesne sheme elektroda opisani i elektrokemijski procesi na njima. Osim toga opisan je i preko nadomjesnih shema elektroda, razjašnjen je utjecaj vanjskih električkih smetnji na točnost mjerenja. Isto tako, prikazani su i različiti tipovi elektroda.

Na temelju navedenog, biomedicinsku instrumentaciju može se podijeliti na tri

područja. U **prvu grupu uređaja** možemo svrstati **uređaje za mjerenje i obradu bioelektričkih potencijala i impedancije**, odnosno neelektričnih bioloških veličina, pa su ovdje dana temeljna načela elektroničkih uređaja kao što su: elektrokardiografi, elektroencefalografi, elektromiografi, elektronistagmografi i retinografi. Osim električnih biopotencijala opisana su i mjerenja biološke električne impedancije koja je također vezana uz elektrode, a omogućava mjerenje krvnog tlaka i pulsa, respiracije, psihogalvanskog refleksa, itd.

Kako je već spomenuto, u ovoj grupi uređaja posebno značajno mjesto zauzima mjerenje **bioloških neelektričkih veličina** od kojih veliku primjenu imaju uređaji za mjerenje krvnog tlaka, zatim hemodinamička mjerenja protoka krvi i srčanog izlaza. Tu treba još dodati mjerenje kemijskog sastava krvi preko pretvornika za mjerenje kisika i ugljik-dioksida. Opisani su pretvornici, uređaji i metode za mjerenje parametara respiracije kao i koncentracije plinova u izdahu.

Sintezu ovih mjerenja čine mjerni sustavi za mjerenje vitalnih parametara u **intenzivnoj skrbi** koji se sastoje od mjerenja pojedinačnih električnih i neelektričnih veličina, već opisanih u prijašnjim poglavljima. Osim toga u intenzivnoj skrbi treba organizirati registraciju i prioritete u prikazu pojedinih bioloških veličina što se danas sve češće rješava neuronskim mrežama.

Drugu grupu mjerenih uređaja čine **električni stimulatori** koji su u pogledu sklopovske složenosti dosta jednostavni elektronički uređaji, pa je njihova izvedba samo načelno dana, dok su s druge strane detaljnije opisane njihove izlazne veličine, postupci i njihova namjena. Tu se može nabrojiti stimulacija mišića kod paraplegičara, da bi mogli izvoditi pojedine jednostavne kretnje, zatim stimulacija dišnih organa, karotidnog sinusa, urogenitalnog trakta, želučano-crijevnog trakta, kao i elektrošok uređaji. Osim stimulacija pojedinih organa koja spada u tzv. funkcijsku električnu stimulaciju (FES), postoji još djelovanje električnih struja u smislu izazivanja sna ili ubrzanja sraščivanja kostiju i rana, kao i ublažavanja boli i sl.

Električni stimulatori ponajviše služe u terapijske svrhe, dok znatno manjim dijelom u dijagnostici, kao npr. u mjerenju provodljivosti živaca i u miografiji. Posebno mjesto u ovoj grupi uređaja predstavljaju elektrostimulatori srca (pacemakeri) i defibrilatori za sprječavanje fibrilacije srčanih klijetki. Tu pripadaju i visokofrekvencijski i mikrovalni terapijski uređaji (dijatermija) kao i visokofrekvencijski kirurški nož, što u ovoj knjizi nije razmatrano, obzirom da su opisani u drugoj literaturi.

Treću vrlo značajnu grupu čine uređaji s dvodimenzijskim prikazom u obliku slike koja pokazuje unutarnje presjeke tijela, već prema izvedbi u sve tri dimenzije ili samo u nekoj od tri dimenzije tijela. Ovi prikazi danas su doveli do neslućenih mogućnosti u pogledu točnosti s mnogo detalja odnosno visoke rezolucije, s elektroničkim uređajima koji ovakove prikaze omogućuju. To su najčešće vrlo složeni elektronički sustavi koji predstavljaju rezultate najnovijih dostignuća suvremene tehnike i visoke tehnologije, kao što je npr. kompjuterizirana rentgenska tomografija i slikovni prikazi uređaja nuklearne magnetske rezonancije (MRI). Nadalje ovdje se nalazi opisana ultrazvučna dijagnostička tehnika dobivena refleksijom ultrazvuka na tkivima različite gustoće ili na temelju Dopplerovog efekta. Tu je prikazana uz klasičnu rentgensku tehniku, i kompjuterizirana rentgenska tomografija (CT), te nuklearna tehnika temeljena na zračenju izotopa kao što su: pozitronska emisijska tomografija (PET), jednofotonska emisijska tomografija (SPEKT), pa i topografske tehnike skeniranja i gama-kamere. Dijagnostički prikazi temeljeni na nuklearnoj magnetskoj rezonanciji danas značajno doprinose medicinskoj dijagnostici, jer svoje prikaze temelje na količini molekula vodika prisutnih u promatranom presjeku organizma, što daje kvalitetno drukčiji prikaz nego što je apsorpcija rentgenskog ili nekog drugog zračenja. Tehnika prikaza magnetske rezonancije stoga je kompatibilna sa rentgenskom kompjuteriziranom tomografijom i jedna drugu, ove dvije tehnike, dobro upotpunjavaju. LC

Na kraju je dana dvodimenzijska mogućnost prikaza područja tijela na različitim temperaturama tzv. **termografija** s rezolucijom temperature od samo $0,1^{\circ}\text{C}$. To se koristi u dijagnostici nekih upalnih procesa bliže površini tijela i posebno karcinoma dojke. Termografski prikazi našli su svoju značajnu primjenu i izvan područja medicine.

S A D R Ź A J

PREDGOVOR

1. IZVORI BIOELEKTRIČNIH POTENCIJALA I ELEKTROFIZIOLOGIJA

- 1.1. Naponi na membrani stanice
 - 1.1.1. Potencijal živčane stanice u mirovanju
 - 1.1.2. Akcijski potencijal
 - 1.1.3. Građa živčane stanice. Sinapse.
 - 1.1.4. Akcijski potencijali živčane stanice
- 1.2. Osjetila
 - 1.2.1. Osjetila i receptorski potencijali
 - 1.2.2. Osjetilo vida
- 1.3. Mišići
 - 1.3.1. Građa i djelovanje mišića
 - 1.3.2. Podraživanje mišića. Intenzitetno-vremenska krivulja
- 1.4. Živčani sustav
 - 1.4.1. Refleksni luk
 - 1.4.2. Mozak i njegove funkcije
 - 1.4.3. Modeli neurona
 - 1.4.4. Perceptron. Neuronske mreže
- 1.5. Srce i krvotok

2. MJERENJE BIOELEKTRIČNIH POTENCIJALA

- 2.1. Bioelektrični potencijal u vodljivoj sredini
- 2.2. Naponi srca. Elektrokardiografija (EKG)
 - 2.2.1. Elektrokardiografski odvodi
- 2.3. Naponi mozga. Elektroencefalografija (EEG)
- 2.4. Naponi mišića. Elektromiografija (EMG)
- 2.5. Naponi oka
 - 2.5.1. Elektoretinografija (ERG)
 - 2.5.2. Elektronistagmografija (ENG)
- 2.6. Elektrogastrografija

3. ELEKTRODE ZA MJERENJE BIOPOTENCIJALA I ELEKTRIČNE SMETNJE

- 3.1. Bioelektrična svojstva kože
- 3.2. Nadomjesna shema sučelja koža-elektroda
- 3.3. Izvedbe elektroda
 - 3.3.1. Površinske elektrode
 - 3.3.2. Potkožne elektrode (hipodermalne, subkutane elektrode)
 - 3.3.3. Mikroelektrode
- 3.4. Utjecaj smetnji na mjerenje bioloških napona
 - 3.4.1. Smetnje od električnog polja
 - 3.4.2. Utjecaj napona polarizacije elektroda

- 3.4.3. Smetnje od magnetskog polja
- 3.4.4. Smetnje zbog utjecaja elektromagnetskog polja
- 3.5. Metode uklanjanja električnih smetnji
 - 3.5.1. Faradayev kavez
 - 3.5.2. Potiskivanje smetnji protunaponom
 - 3.5.3. Smanjivanje smetnje smanjenjem otpora uzemljenja
 - 3.5.4. Valni oblici vanjskih i unutrašnjih smetnji

4. UREĐAJI ZA MJERENJE I REGISTRACIJU BIOELEKTRIČNIH POTENCIJALA

- 4.1. Općenito o mjernim uređajima
- 4.2. Analogno-digitalni uređaji za mjerenje bioelektričnih napona
 - 4.2.1. Elektrokardiografi (EKG)
 - 4.2.2. Elektroencefalografi (EEG)
 - 4.2.3. Elektromiografi (EMG)
 - 4.2.4. Elektoretinografi i elektronistagmografi (ERG i ENG)
- 4.3. Digitalizirani uređaji za mjerenje bioelektričnih napona

5. METODE I UREĐAJI ZA OBRADU BIOELEKTRIČNIH SIGNALA.

- 5.1. Općenito
 - 5.1.1. Metoda usrednjavanja i evocirani potencijali
 - 5.1.2. Autokorelacijske metode
 - 5.1.3. Kroskorelacijske metode
 - 5.1.4. Spektralna analiza
- 5.2. Prikaz ekvipotencijalnih krivulja (Mapping)
 - 5.2.1. Prikaz ekvipotencijalnih krivulja srca
 - 5.2.2. Prikaz ekvipotencijalnih krivulja mozga
- 5.3. Vektorkardiografija
- 5.4. Fonokardiografija
- 5.5. Fetalna elektrokardiografija

6. MJERENJE BIOLOŠKE ELEKTRIČNE IMPEDANCIJE

7. MJERENJE BIOLOŠKIH NEELEKTRIČNIH VELIČINA

- 7.1. Mjerenje krvnog tlaka invazivnom metodom
- 7.2. Neinvazivne metode mjerenja krvnog tlaka
 - 7.2.1. Auskultativna metoda
 - 7.2.2. Oscilometrijske metode
 - 7.2.3. Arteriokinetska metoda
- 7.3. Mjerenje protoka krvi
 - 7.3.1. Hemodinamika
 - 7.3.2. Ultrazvučne metode mjerenja protoka
 - a - Metoda mjerenja prolaznog vremena
 - b - Mjerenje protoka temeljeno na Dopplerovu efektu
 - 7.3.3. Elektromagnetska metoda mjerenja protoka
 - 7.3.4. Mjerenje protoka metodom razrjeđivanja ubrizganog sredstva

- a - Metoda kontinuiranog ubrizgavanja sredstva
- b - Metoda jednokratnog ubrizgavanja sredstva
- 7.4. Pretvornici u kemijskim analizama krvi
 - 7.4.1. Mjerenje pH-vrijednosti
 - 7.4.2. Uređaji za mjerenje pH-vrijednosti
 - 7.4.3. Pretvornici za mjerenje parcijalnog tlaka ugljik-dioksida u krvi
 - 7.4.4. Pretvornici za mjerenje parcijalnog tlaka kisika u krvi
- 7.5. Mjerenje karakterističnih veličina respiracije
 - 7.5.1. Veličine respiracije
 - 7.5.2. Spirometri
 - 7.5.3. Tjelesni pletizmograf
 - 7.5.4. Određivanje respiracijskih volumena mjerenjem električne impedancije
 - 7.5.5. Mjerenje respiracije promjenom otpora gumenog prstena
- 7.6. Mjerenje koncentracije plinova respiracije
 - 7.6.1. Općenito
 - 7.6.2. Mjerilo koncentracije ugljik-dioksida u izdahnutom zraku
 - 7.6.3. Mjerilo koncentracije dušika u izdahnutom zraku (nitrometar)
 - 7.6.4. Spektrometri masa

8. MJERNI UREĐAJI U INTENZIVNOJ SKRBI I MEDICINSKA TELEMETRIJA

- 8.1. Sustavi intenzivne skrbi
- 8.2. Digitalni kardiotahometar

9. ELEKTRIČNA STIMULACIJA

- 9.1. Općenito
- 9.2. Valni oblici električnih stimulirajućih impulsa
- 9.4. Elektrostimulator srca (Pacemaker)
 - 9.4.1. Načela rada elektrostimulatora
 - 9.4.2. Implantirani i vanjski elektrostimulatori srca
 - 9.4.3. Izvori napajanja elektrostimulatora srca
 - 9.4.4. Programabilni elektrostimulatori srca
 - 9.4.5. Elektrostimulatori srca s odzivom na fizičku aktivnost
 - 9.4.6. Praćenje rada elektrostimulatora srca (Patient follow-up)
- 9.5. Defibrilator
- 9.6. Pregled mogućnosti električne stimulacije
 - 9.6.1. Općenito
 - 9.6.2. Električna stimulacija skeletnih mišića
 - 9.6.3. Električna stimulacija dišnih organa
 - 9.6.4. Električna stimulacija živca karotidnog sinusa
 - 9.6.5. Električna stimulacija urogenitalnog trakta
 - 9.6.6. Električna stimulacija želučano-crijevnog trakta
 - 9.6.7. Električna stimulacija za ublažavanje bola
 - 9.6.8. Električna stimulacija za izazivanje sna
 - 9.6.9. Električna stimulacija elektrošokom
 - 9.6.10. Električna stimulacija za rast biološkog tkiva

9.6.11. Električna stimulacija živčanog i motoričkog sustava

10. ULTRAZVUČNA DIJAGNOSTIČKA TEHNIKA

- 10.1. Rasprostiranje ultrazvuka
- 10.2. Ultrazvučni pretvornici
- 10.3. Ultrazvučna sonda
- 10.4. A-prikaz. Jednodimenzijski prikaz
- 10.5. B-prikaz
 - 10.5.1. Dvodimenzijski statički prikaz
 - 10.5.2. Dvodimenzijski prikaz u stvarnom vremenu (dinamički prikaz)
 - Mehaničke njišuće i rotirajuće sonde
 - Sonde s linearnim nizom pretvornika
 - Elektroničko fokusiranje i pomicanje snopa
 - 10.5.3. M-prikaz
- 10.6. Uređaji na principu Dopplerova efekta

11. RENTGENSKA TEHNIKA

- 11.1. Općenito
- 11.2. Izvori i svojstva rentgenskog zračenja
- 11.3. Indikatori rentgenskog zračenja
- 11.4. Rentgenske cijevi
- 11.5. Rentgenski uređaji
- 11.6. Optičko pojačalo
- 11.7. Tomografija
- 11.8. Angiografija
- 11.9. Digitalna radiografija

12. RENTGENSKA KOMPJUTERIZIRANA TOMOGRAFIJA (CT)

- 12.1. Opća načela
- 12.2. Izvedba uređaja kompjuterizirane tomografije
- 12.3. Metode rekonstrukcije slike
 - 12.3.1. Algebarske metode
 - 12.3.2. Metoda povratne projekcije (Back Projection Method)

13. EMISIJSKA KOMPJUTERIZIRANA TOMOGRAFIJA I TOPOGRAFIJA

- 13.1. Općenito
- 13.2. Pozitronska emisijska tomografija (PET)
- 13.3. Jednofotonska emisijska tomografija (SPECT)
- 13.4. Emisijska topografija
 - 13.4.1. Scintigraf (skener)
 - 13.4.2. Gama-kamera

14. PRIKAZI TEMELJEM NUKLEARNE MAGNETSKE REZONANCIJE

- 14.1. Fizikalni temelji
- 14.2. Načini prikupljanja podataka kod MRI
 - 14.2.1. Općenito
 - 14.2.2. Istitravanja iz područja zasićenja (Saturation Recovery)
 - 14.2.3. Istitravanje iz područja inverzije (Inversion Recovery)
 - 14.2.4. Spin-odjek tehnika (Spin-echo Technique)
- 14.3. Metode rekonstrukcije slike
 - 14.3.1. Rekonstrukcija slike povratnom projekcijom (Back Projection)
 - 14.3.2. Rekonstrukcija slike određivanjem faze (Phase-Encoding)
- 14.4. Konstrukcija uređaja magnetske rezonancije
 - 14.4.1. Glavni magnet
 - 14.4.2. Elektronički dio
 - 14.4.3. Računalo
 - 14.4.4. Prednosti i nedostaci MR prikaza
 - 14.4.5. Biološki učinci

15. TERMOGRAFIJA

- 15.1. Primjena termografije u medicini
- 15.2. Fizikalni temelji
- 15.3. Termografi
 - 15.3.1. Termografi s mehano-optičkim skeniranjem
 - 15.3.2. Detektori infracrvenog zračenja
 - 15.3.3. Termografi s piroelektričnim vidikonom
 - 15.3.4. Termografi s nabojski vezanom signalnom pločom

1. IZVORI BIOELEKTRIČNIH POTENCIJALA I ELEKTROFIZIOLOGIJA

1.1. Naponi na staničnoj membrani

Izvor bioelektričnih napona jest na membrani odnosno opni osnovne biološke stanice. Stanica se sastoji od ovih temeljnih dijelova: citoplazme, obavijene polupropusnom membranom, i jezgre. Izvan stanice nalazi se izvanstanična tekućina (ekstracelularna tekućina). U citoplazmi smještena je jezgra (nukleus) koja ima presudnu ulogu u kontroli aktivnosti stanice i njezinu razmnažanju, kao i mitohondrije koje opskrbljuju stanicu energijom za njezine vitalne funkcije. Citoplazma je složene građe, a odvojena je od izvanstanične tekućine polupropusnom membranom. Između vanjskoga i unutarnjega dijela membrane u svih se stanica stvara razlika potencijala koja se kreće u granicama od 5 do 100 mV, što ovisi o vrsti stanice. Tu su posebno zanimljive živčane i mišićne stanice kod kojih je razlika potencijala 70 do 85 mV. Na izvanjskom dijelu membrane nastaje pozitivan, a u unutrašnjem dijelu negativan potencijal. To je tzv. **potencijal u mirovanju**. Uzroci nastanka te razlike potencijala u razlici su koncentracije iona unutar i izvan stanice, kao i polupropusnosti stanične membrane (sl. 1.a).

U izvanstaničnoj tekućini dominiraju natrijevi kationi Na^+ i klorovi anioni Cl^- , tj. otopina slična morskoj vodi, što upućuje na poznatu činjenicu da je život na kopnu potekao iz mora. Unutar stanice u citoplazmi prevladavaju kalijevi kationi K^+ i različiti anioni koji se mogu obilježiti s A^- , a čine ih anioni proteina HCO_3^- , SO_4^{2-} , HPO_4^{2-} itd. Također u malim količinama ima kationa kalcija Ca^{++} i magnezija Mg^{++} , no za stvaranje razlike potencijala svakako su najvažniji kationi Na^+ i K^+ , kao i anioni Cl^- (sl. 1.b).

1.1.1. Potencijal živčane stanice u mirovanju

Polupropusna membrana stanice vrlo je tanka (oko 10 nm) i sastoji se od sloja lipida između dva sloja bjelančevina, dok je izvanjski vrlo tanki sloj načinjen od mukopolisaharida (sl.1.c). Membrana je dobar dielektrik (relativna dielektrička konstanta je $\epsilon = 5$), tako da s unutrašnjim i izvanjskim vodljivim dijelom ima vrlo veliku kapacitivnost od 0.5 do $1\mu\text{F}/\text{cm}^2$ i to zahvaljujući vrlo tankom dielektriku (10 nm). Također, iako vlada vrlo mala

naponska razlika na membrani stanice zbog vrlo tanke membrane, jakost polja na membrani je vrlo velika $E = U/d = 80 \times 10^{-3}/10^{-8} = 80 \times 10^5 = 8\,000 \text{ kV/m}$, odnosno 80 kV/cm . Propustljivost membrane zasnovana je na porama odnosno kanalićima kroz membranu promjera oko 8 nm koji omogućuju prolaz kalijevih K^+ kationa i klorovih Cl^- aniona, a ne propuštaju katione natrija Na^+ u stanju mirovanja, što je zasnovano dijelom i na različitim promjerima iona.

Kao primjer nastajanja razlike potencijala na polupropusnoj membrani možemo uzeti slučaj prikazan na sl. 1.2.a, gdje je posuda pregrađena polupropusnom membranom podijeljena na dva dijela. U lijevom dijelu je 10%-tna otopina KCl , a u desnom isto takva otopina NaCl . Ako polupropusna membrana propušta samo kalijeve katione, onda će oni zbog razlike koncentracija difundirati u desnu polovicu posude, dok, obrnuto, natrijevi kationi ne mogu. Količina kalijevih kationa koji mogu proći kroz membranu zbog difuzije može se izračunati prema izrazu (Fick-ov zakon)

$$\frac{dm_i}{dt} = S \cdot D \cdot \frac{dc_{ix}}{dx} \quad (1.1)$$

gdje je m_i količina tvari (ovdje kalijevih kationa), S površina^{dio} membrane, D koeficijent difuzije, a dc_{ix}/dx gradijent koncentracije^{u smjeru x}. Protok tvari, u ovom primjeru kalijevih kationa, na jedinicu površine membrane jest

$$J = \frac{dm_i}{dt} \frac{1}{S} = D \cdot \frac{dc_{ix}}{dx} \quad (1.2)$$

Kako je jedna i druga otopina sama za sebe neutralna, to se zbog ostvarene mogućnosti prolaza kalijevih kationa kroz membranu zbog difuzije, gube pozitivni naboji u lijevoj polovici posude, a njihov se višak ostvaruje u desnoj polovici posude. Posljedica je stvaranje potencijalne razlike na membrani. Veličina stvorenog napona ΔU ovisi o razlici koncentracija kalijevih kationa c_{K1} u jednoj i u drugoj polovici posude c_{K2} prema Nernstovoj jednadžbi

$$\Delta U = \frac{RT}{nF} \ln \frac{c_{K1}}{c_{K2}} \quad (1.3)$$

Ovdje je R plinska konstanta, T apsolutna temperatura, n valencija iona (u ovom slučaju kod kalija je 1), a F je Faradayeva konstanta. Taj napon ΔU stvara električno polje $E = \Delta U/d$ koje djeluje na naboj q_0 , koji predstavljaju kationi kalija, sa silom

$$F = q_0 \cdot E \quad (1.4)$$

Ta sila zaustavlja daljnji izlazak kalijevih kationa, odnosno vraća ih u stanicu, sve dok se broj kalijevih kationa koji napuštaju lijevu polovicu posude zbog difuzije ne izjednači s brojem kationa koji se vraćaju zbog djelovanja električnog polja kada se je uspostavila ravnoteža.

U biti, ista pojava događa se i na membrani živčane stanice. Lijevu polovicu posude predstavlja unutrašnjost živčane stanice s viškom kalijevih kationa, a desnu polovicu izvanstanična tekućina. Kalijev kation svojim izlaskom iz stanice stvara manjak pozitivnih naboja u stanici, a višak izvan stanice, tako da stanica postaje pozitivno polarizirana na svome vanjskom dijelu. Natrij koji kod stanice u mirovanju vrlo teško prolazi u stanicu praktički ne utječe na njezin polaritet, kao ni anioni Cl^- . Ostali anioni u stanici nešto više utječu. Tako su u stanju mirovanja koncentracije u milimolima po litri u stanici i izvan nje prikazani u tablici 1.1.

Tablica 1.1

Koncentracija u mM/l		
Ioni	Unutar	Izvan
K^+	150	5
Na^+	12	145
Cl^-	4	120
A^-	155	7

Na osnovi jednadžbe (1.3) mogla bi se izračunati potencijalna razlika na membrani stanice prouzrokovana razlikom koncentracija K^+ kationa. Uvrštavanjem vrijednosti za pojedine konstante, uzimanjem da je temperatura tijela 37°C i pretvaranjem prirodnog u dekatski logaritam dobiva se da je

$$\Delta U = 61 \log \frac{c_{Kv}}{c_{Ku}} \quad (1.5)$$

odnosno za $c_{Kv} = 5$ i $c_{Ku} = 150$ da je $\Delta U = -90$ mV, što prilično dobro odgovara naponima izmjerenim na stanici, koji su ipak nešto niži $\Delta U = -85$ mV, čemu treba pripisati utjecaj ostalih iona. Ako se i ti utjecaji uzmu u obzir, a propusnost za pojedine ione obilježi s P_K , P_{Na} , P_{Cl} , može se napisati nešto proširena Nernstova formula (1.5) kao poznata i Goldman-Hodgkin-Katz-ova jednadžba

$$\Delta U = \frac{RT}{nF} \ln \frac{P_K c_{Kv} + P_{Na} c_{Nav} + P_{Cl} c_{Clu}}{P_K c_{Ku} + P_{Na} c_{Na4} + P_{Cl} c_{Clv}} \quad (1.6)$$

Ovdje su u brojniku sve koncentracije kationa izvan stanice i aniona unutar stanica, a u nazivniku obrnuto. Budući da je propusnost za natrijeve katione za 50 do 100 puta manja,

to natrijevi kationi u izrazu (1.6) nemaju veći utjecaj, a utjecaj klorovih aniona izvan stanice nema takav utjecaj usprkos dobroj propustljivosti jer je sličnog omjera kao i koncentracije aniona unutar stanice. Propusnost membrane ima dimenziju brzine i može se izraziti izrazom

$$p = \frac{RT}{nF} \frac{\beta u}{d} , \quad (1.7)$$

gdje je β jedna konstanta membrane, u pokretljivost iona u membrani, a d debljina membrane. Ostale konstante su kao i u jednadžbi (1.6). Negativni naboji nalaze se s unutrašnje strane stanice uz membranu, a pozitivni uz membranu s vanjske strane, tako da postoji gomilanje naboja uz obje strane membrane. U unutrašnjosti stanice naboji su međusobno izmiješani, kao i izvan stanice, na određenoj udaljenosti od membrane [Lit. 1.1]. Opisana raspodjela naboja vidljiva je iz sl. 1.2.6. Na temelju poznavanja raspodjele naboja može se odrediti promjena potencijala na membrani stanice prema Poissonovoj jednadžbi

$$\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} = -\frac{\rho}{\epsilon} . \quad (1.8)$$

Kako na sl. 1.2.c razmatramo promjenu samo u jednoj dimenziji (x), to se izraz može napisati kao

$$\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} = -\frac{\rho}{\epsilon} . \quad (1.9)$$

Na sl. 1.2.c vidi se kako se na osnovi poznate raspodjele naboja može odrediti promjena napona na membrani stanice.

1.1.2. Akcijski potencijal

Ako staničnu membranu živca podražimo mehanički, kemijski ili električnom strujom, znatno će se povećati vodljivost membrane za natrijeve katione (približno 1 000 puta), a posljedica će biti nagli prodor natrijevih kationa iz izvanstanične tekućine u stanicu. Taj ne zadrživi prodor natrijevih kationa u stanicu ne samo da neutralizira negativni naboj unutar stanice, tj. dovede potencijalnu razliku na nulu, nego čak dovodi do "nadvišenja" tog napona, tako da uskoro stanica postaje pozitivna iznutra, a negativna izvan membrane. To se zove **depolarizacija** stanice. Kako se mijenja napon u takvom slučaju, vidi se na sl. 1.3.a. No netom su natrijevi kationi prodrli u stanicu u određenoj količini da proizvedu promjenu

polariteta napona, na membrani stanice isto se tako naglo smanjuje vodljivost membrane za natrijeve katione, a povećava vodljivost za kalijeve katione. Posljedica je povećan izlazak kalija iz stanice. Sada se naglo smanjuje napon stanice i vraća na početnu razinu. Taj dio procesa zove se **repolarizacija**. Opisana promjena napona predstavlja **akcijski potencijal**.

Kada je počeo nastajati akcijski potencijal naglim prodorom natrija u stanicu, proces se nikakvim naknadnim podražajem ne da zaustaviti. Dok god takvo stanje traje, govorimo o **apsolutnom refraktornom vremenu**, a kad se proces počinje smirivati i napon vraćati, onda se može podražajima većeg intenziteta ponovno izazvati akcijski potencijal iako napon nije dosegao svoju vrijednost u mirovanju. Vrijeme kad se mogu ponovno stvarati akcijski potencijali, iako uz veći intenzitet podražaja, zove se **relativno refraktorno vrijeme**. Relativno refraktorno vrijeme traje sve dok se ne mogu ponovno stvarati akcijski impulsi uz normalan intenzitet podražaja (sl. 1.3.b).

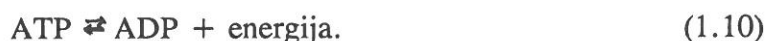
Svaka vrsta podražaja uzrokuje promjenu potencijala u mirovanju, pri čemu su te promjene veće što je veći intenzitet podražaja. Na sl. 1.3.a pokazano je kako promjena potencijala u mirovanju kasni zbog kapacitivnosti membrane. Vremenska konstanta u živčanih stanica je od 5 do 50 ms. Kada intenzitet podražaja dosegne razinu praga, natrijevi kationi naglo prodiru u stanicu i stvara se akcijski potencijal. I pri podražajima koji ne izazivaju dovoljnu promjenu potencijala u mirovanju da se dosegne prag podražljivosti natrij prodire u stanicu. Promjena napona mirovanja prema pragu podražljivosti jest **depolarizacija** stanične membrane.

Uzastopnim podraživanjem javlja se mnogo impulsa akcijskih potencijala, što znači da se neprekidno povećava količina natrijevih kationa unutar stanice, odnosno isto tako da se povećava količina kalijevih kationa izvan stanice, a to bi vrlo brzo poremetilo omjer koncentracije natrijevih i kalijevih kationa u stanici i izvan nje, odnosno razlike potencijala na staničnoj membrani. Smanjenjem te razlike potencijala poremetio bi se metabolizam stanice i ostalih vitalnih funkcija, što bi prouzročilo njezino propadanje. Da se to ne dogodi, potreban je mehanizam koji će omogućiti izbacivanje natrijevih kationa izvan stanice i vraćanje kalijevih kationa u stanicu da se ravnoteža ne naruši.

Očito je da treba obaviti neki rad koji će vratiti katione na njihovo prvobitno mjesto protiv prirodnoga djelovanja difuzije i električnog polja, što možemo slikovito nazvati procesom koji se odvija "uzbrdo". Da vratimo katione natrija iz unutrašnjosti stanice izvan stanice i kalijeve katione obrnuto, potrebno je izvršiti određeni rad koji obavlja "pumpa" što vraća katione kalija izvan stanice u stanicu, a katione natrija, obrnuto, iz unutrašnjosti stanice izbacuje.

Taj proces se zbiva tako da se natrijevi kationi vežu unutar stanice s Y-kompleksom u NaY molekulu kojoj je, uz utrošak energije, omogućen prolaz kroz membrane stanice izvan stanice. To je **Na-pumpa**. Izvan stanice raspada se molekula na natrijeve katione Na^+ i Y-kompleks, koji se pretvara u X-kompleks i sada veže s kalijevim kationima K^+ u KX molekulu koja prolazi kroz membranu u unutrašnjost stanice (**K-pumpa**), gdje se raspada na kalijeve katione K^+ i X kompleks, koji se pretvara opet u Y-kompleks, a ovaj se veže tada za natrijeve katione u NaY molekulu i proces se tako zbiva ispočetka. Za to je potrebno utrošiti energiju. Navedeni proces prikazan je na sl. 1.4.

Za ovaj proces potrebna je energija koja se dobiva iz adenozintrifosfata (ATP) koji raspadanjem u adenozindifosfat (ADP) oslobađa energiju potrebnu za sintezu Na^+ i Y kompleksa, kao i K^+ i X-kompleksa odnosno i za pretvorbu Y-kompleksa u X-kompleks. To se može izraziti ovom reverzibilnom relacijom



Da se ADP ponovno pretvori u ATP, potrebna je vanjska energija, jer ATP odnosno ADP služe samo kao kratkotrajni skupljači energije (akumulatori) koji tu energiju vrlo lako i brzo otpuštaju kad je potrebno. Izvanjska energija dobila se u stanici njezinom respiracijom odnosno oksidacijom šećera glukoze. Proces oksidacije glukoze teče ireverzibilno na ovaj način:



Procese na membrani stanice može se prikazati nadomjesnim električnim sklopom predloženim na sl. 1.5 [Lit.1.1].

Hodgkin i Huxley potanko su istraživali dinamiku vodljivosti membrane i struje iona

kroz membranu, a također su i matematički analizirali problem. (Dobili su Nobelovu nagradu 1963.). Predložili su i matematički model membrane stanice. Ukupna struja kroz membranu sastoji se od zbroja struja natrijevih, kalijevih kationa i klorovih aniona. Osim toga postoji i struja pomaka kroz kapacitivnost membrane. Ukupnu struju možemo izraziti primjenom I. Kirchoffova i Ohmova zakona, pa je prema slici 1.5.

$$\sum_{i=1}^n i_i = C \frac{du}{dt} + i_{Na} + i_K + i_{Cl} = 0, \quad (1.12)$$

gdje je

$$\begin{aligned} i_{Na} &= g_{Na} (u - E_{Na}) \\ i_K &= g_K (u - E_K) \\ i_{Cl} &= g_{Cl} (u - E_{Cl}) \end{aligned}$$

Vodljivosti za natrijeve, kalijeve i klorove ione funkcije jesu vremena izražene u mS/cm², a E_{Na}, E_K i E_{Cl} predstavljaju potencijale (u mV) u mirovanju izračunate prema koncentracijama u stanici i izvan stanice na osnovi Nernstove formule. C je specifična kapacitivnost izražena u μF/cm². Mjerenja na gigantskom živcu lignje daju vrijednosti g_K = 0,37 mS/cm², g_{Na} = 0.01 mS/cm², g_{Cl} = 0.58 mS/cm², a C od 0.5 - 1 μF/cm². Iz jednadžbe (1.12) može se izračunati potencijal u mirovanju kada je član C du/dt = 0:

$$U_0 = \frac{g_K E_K + g_{Na} E_{Na} + g_{Cl} E_{Cl}}{g_K + g_{Na} + g_{Cl}}. \quad (1.13)$$

Na temelju izraza (1.13) mogu se odrediti promjene vodljivosti za najvažnije katione kalija i natrija, pa je tako

$$g_K = g_{mK} n^4 \quad (1.14)$$

$$g_{Na} = g_{mNa} m^3 h \quad (1.15)$$

Veličine n, m i h mogu se odrediti iz opće linearne diferencijalne jednadžbe

$$\frac{dx}{dt} + \alpha_x (x-1) + \beta_x x = 0. \quad (1.16)$$

Ta se jednadžba odnosi na sva tri parametra n, m i h, pa se zapravo uvrštavanjem

ovih parametara mjesto indeksa x dobivaju tri linearne diferencijalne jednačbe. Parametri n , m i h mogu poprimiti sve vrijednosti između 0 i 1. Parametar n odnosi se na vodljivost za kalijeve ione, a parametri m i h na vodljivost natrijevih iona. Napon U_s predstavlja napon uzbuđe (stimulus). U relaciji (1.16) potrebno je još odrediti veličine α_x i β_x za parametre n , m i h . Tako je α_n i β_n za vrijednosti n

$$\alpha_n = 0,01 (U_s + 10) [\exp (0,1 U_s + 1) - 1]^{-1}, \quad (1.17)$$

$$\beta_n = 0,125 \exp (U_s/80), \quad (1.18)$$

a za vrijednosti m i h

$$\alpha_m = 0,1 (U_s + 25) [\exp (0,1 U_s + 2,5) - 1]^{-1} \quad (1.19)$$

$$\beta_m = 4 \exp (U_s/18) \quad (1.20)$$

$$\alpha_h = 0,07 \exp (0,05 U_s) \quad (1.21)$$

h

$$\beta_h = [\exp (0,1 U_s + 3) + 1]^{-1}. \quad (1.22)$$

Određivanje akcijskog potencijala na temelju tih jednačbi vrlo je složen posao i može se provesti samo računalom. No do matematičkog modela za određivanje akcijskog potencijala može se doći i putem sljedećih relacija koji povezuju vodljivosti za natrij i kalij.

Osnovna relacija potiče iz jednačbe (1.12) koja se može preurediti u oblik

$$\frac{du}{dt} + \frac{1}{C} (g_K - g_{Na})u = k_2 U_s, \quad (1.23)$$

dok su relacije za međusobne povezanosti vodljivosti za natrijeve i kalijeve katione dane izrazima

$$\frac{dg_K}{dt} = k_1 g_{Na} \quad (1.24)$$

$$\frac{dg_{Na}}{dt} = k U_s - \alpha_1 g_{Na} - \alpha_0 g_K. \quad (1.25)$$

Ovdje se koeficijenti k , k_1 i k_2 kao i α_1 i α_0 empirijski određuju na načelu optimalnog prilagođavanja mjerenim vrijednostima. Može se reći da je u stanju mirovanja $g_K \gg g_{Na}$.

Pri postizanju praga podražljivosti uzбудom U_s vodljivosti se izjednačuju, tj. $g_K = g_{Na}$. U području $g_{Na} > g_K$ vodljivost za natrijeve katione naglo raste pa time i napon u .

1.1.3. Građa živčane stanice. Sinapse

Živčana stanica ima važnu ulogu u prijenosu i obradi informacija u organizmu. Sastoji se od soma (tijela stanice), jezgre, dendrita i aksona (neurit). Dendriti se nadovezuju na tijelo ^{prema sl. 1.6. a} ~~sl. 1.6. a~~ ^{sl. 1.6. a} klijetke i služe za uspostavljanje kontakta s prethodnim živčanim stanicama. Ti se kontakti uspostavljaju preko sinapsa. Akcijski potencijali prenose se preko početnog segmenta na akson. Akson može biti mijeliniziran i nemijeliniziran. Završeci aksona su nemijelinizirani i uspostavljaju preko sinapsi kontakte sa sljedećom živčanom stanicom, mišićnim vlaknom ili žlijezdom. Prema tome, sinapse omogućuju prijelaz akcijskog potencijala s jedne živčane stanice na drugu, i to pomoću kemijskog transmitera. Sinapsu čini presinapsa, a to je završetak prethodne živčane stanice, i postsinapsa, koja se nalazi najčešće na tijelu živčane stanice ^{koja} ~~sl. 1.6. b~~ ^{sl. 1.6. b} treba prenijeti akcijski potencijal dalje. Presinapsa je ispunjena mjehurićima koji sadrže transmitter i mitohondrije. Dolaskom akcijskog potencijala u presinapsu i nastalom depolarizacijom pucaju mjehurići u kojima se nalazi transmitter koji onda prolazi u sinaptičku pukotinu. Transmittera ima po svom sastavu mnogo, no najvažniji je acetilkolin. Izlaskom acetilkolina u sinaptičku pukotinu on podražava postsinaptičku membranu pa se potencijal u mirovanju pomiče prema pragu podražljivosti. Ako je količina izlučenog acetilkolina tolika da potencijal u mirovanju dosegne prag podražljivosti, Na^+ kationi će naglo prodrijeti u postsinapsu i stvorit će se akcijski potencijal, koji će se dalje širiti aksionom do sljedeće živčane stanice.

Neurotransmitere možemo glede kemijskog sastava podijeliti na četiri kategorije:

- a) acetilkolin,
- b) monoamine (serotonin, histamin),
- c) aminokiseline (glicin, gama-aminomaslačna kiselina) i
- d) peptide.

Acetilkinolin pripada grupi neurotransmitera koji su olakšali (facilitirali) prodor natrijevih kationa kroz postsinaptičku membranu, odnosno stvaranje akcijskog potencijala. Zato su sinapse koje luče acetilkinolin **ekscitacijske sinapse**. No osim ekscitacijskih sinapsa postoje sinapse koje onemogućuju prodor natrijevih kationa, a omogućuju lakši izlaz kalijevih kationa i tako povećavaju potencijal u mirovanju odnosno udaljuju ga od praga podražljivosti. To su **inhibicijske sinapse**. Neurotransmiter inhibicijskog tipa jesu aminokiseline (glicin, glutamati, aspartati), a posebno važan inhibicijski neurotransmiter u mozgu jest gama-aminomaslačna kiselina. Peptidi mogu imati ekscitacijske i inhibicijske učinke na neurone živčanog sustava. Ekscitacijske sinapse djeluju u smislu **depolarizacije**, a inhibicijske u smislu **hiperpolarizacije** [Lit. 1.1].

Da bi došlo do prelaska praga podražljivosti i stvaranja akcijskog potencijala, često nije dovoljno djelovanje jedne sinapse, nego je potrebno da djeluje više presinapsi istovremeno na različitim mjestima neurona, što se zove **prostorna sumacija**. Akcijski potencijal može nastati i ako djeluje jedna sinapsa, ako je frekvencija podržaja dovoljno visoka, tako da djelovanje jednog podržaja nije ni prestalo, a već nastupa djelovanja drugoga. Na taj se način djelovanje jednog impulsa nadograđuje na drugi, pa govorimo o **vremenskoj sumaciji**. Jedna i druga vrsta sumacije prikazana je na slici 1.7. a i b.

1.1.4. Akcijski potencijali živčane stanice.

Akcijski potencijal nastaje na onom mjestu živčane stanice gdje je prag podražljivosti najniži i koji će pomicanje i smanjenje potencijala mirovanja najprije doseći. To se mjesto zove **početni (inicijalni) segment**. Akcijski potencijal dalje se širi duž aksona do njegovih završetaka koji su obično presinapse, da bi nastavili s prijenosom akcijskog potencijala na postsinapse sljedećeg neurona.

Akson može biti ovijen mijeliniziranom ovojnicom ili biti bez nje (tzv. nemijelinizirano vlakno). Ako takvo **nemijelinizirano vlakno** podražimo negdje u njegovoj sredini, nastali akcijski potencijal širiti će se lijevo i desno od tog mjesta podražaja do krajeva vlakna. Razlog je vidljivo prikazan na sl. 1.8. Na mjestu podražaja aksona (živčanog vlakna) prodrijet će natrijevi kationi kroz membranu u unutrašnjost vlakna i na taj način nastat će

depolarizacija odnosno stvorit će se akcijski potencijal. Budući da struja može teći od pozitivnog dijela vlakna prema negativnome, zatvara se strujni krug i struja teče oko mjesta podražaja, kako je prikazano na sl. 1.8. Prolazak te struje podražuje okolno još ne podraženo tkivo, što znači da dolazi do daljnjeg prodora natrijevih kationa i širenja akcijskog potencijala na jednu i drugu stranu od mjesta podražaja. Na mjestima gdje je već depolarizacija bila, povratne struje neće utjecati jer se to područje nalazi u stanju apsolutne refraktornosti. Ako je podražaj nastao na inicijalnom segmentu koji je na samom početku neurona, on će se širiti samo u jednom smjeru, tj. prema kraju aksona. Ako je živčano vlakno **mijelinizirano** (mijelin je masno tkivo koje vrlo loše provodi struju), onda će se proces prostiranja akcijskog potencijala odvijati **u skokovima**. Ako pogledamo na slici 1.8. građu mijeliniziranog vlakna, uočiti ćemo suženja (Ranvierova sniženja), gdje nema mijelina i gdje struja nastala depolarizacijom može teći. Mijelinizirani dijelovi vlakna su omotani Schwanovom ovojnicom. Prema tome, lokalne struje nastale depolarizacijom stvarat će akcijski potencijal i novu depolarizaciju samo na mjestima suženja gdje nema mijelina, tako da će se impuls širiti od suženja do suženja skokovito (saltatorno). To omogućuje znatno brže širenje akcijskog potencijala. Brzina širenja akcijskog potencijala kroz mijelinizirano vlakno veća je što je vlakno deblje i razmjerna je drugom korjenu iz debljine vlakna.

Širenje akcijskog potencijala kao impulsa duž živčanog vlakna može se predočiti nadomjesnom shemom (sl. 1.9) kabela, samo, za razliku od kabela, ovdje postoji neprekidan izvor impulsa. Ulaskom Na^+ kationa u stanicu stvara se akcijski potencijal uvijek iste amplitude, tako da nema prigušenja impulsa kod živčanog vlakna kao kod obične električne linije. Prema tome, živčano vlakno mnogo je savršenija linija nego što su to tehničke linije i kabeli. Energija za restauraciju impulsa crpi se iz adenzinotriposfata, kao i kod stanične membrane.

1.2. Osjetila

1.2.1. Osjetila i receptorski potencijali

Osjetila omogućuju živom organizmu praćenje događaja vanjskog svijeta i pretvaraju

vanjske informacije u oblik pogodan za obradu u živčanom sustavu. Osjetila su pretvornici koji vanjske podražaje različite prirode pretvaraju u električne impulse koji se prenose i dalje obrađuju u živčanom sustavu. Prema vrsti podražaja koje pretvaraju u električne impulse (akcijske potencijale) možemo ih podijeliti na:

- a) mehanoreceptore (dodir, tlak, sluh),
- b) termoreceptore (toplo, hladno),
- c) kemoreceptore (miris, okus: slano, slatko, kiselo i gorko, te reakcije na O_2 i CO_2),
- d) fotoreceptore (vid),
- e) nocireceptore (bol i oštećenja).

Osjetila su redovito veoma osjetljiva i već na vrlo slabe podražaje (podražaje male energije) mogu dati odziv. Osjetila su građena od osjetnih stanica koje svaka za sebe mogu biti osjetilo, kao što je to u osjetilu dodira. To npr. možemo uočiti među osjetilima na dodir i tlak živčane završetke bez mijelinske ovojnice i u čahurama poznate kao Pacinijeva tjelešca, Krausov završetak i Markelove pločice, Meissnerova tjelešca i Ruffinijevi završni organi (sl. 1.10). Osjetne stanice su građene prema vrsti podražaja na koje su osjetljive.

Najčešće su to nemijelinizirani završeci dendrita. Djelovanje osjetne stanice može se dobro uočiti na osjetnoj stanici za dodir, tzv. Pacinijevu tjelešcu, koje predstavlja nemijeliniziran živčani završetak. Pod pritiskom takav završetak se svija kao na sl. 1.11.a i omogućuje lakši prodor natrija kroz membranu, što dovodi do depolarizacije stanice. U osjetnih stanica prag podražljivosti je visok tako da kod podražaja potencijal mirovanja se pomiče prema pragu podražljivosti, ali ga ne dotiče, pa se ne stvara akcijski potencijal u osjetnoj stanici, nego se samo mijenja potencijal u mirovanju.

Promjena potencijala mirovanja mijenja se prema intenzitetu podražaja. Odnos između intenziteta podražaja i promjena potencijala mirovanja može biti linearan ili logaritmički odnosno i oblikom krivulje između navedenih zakona.

Potencijal u mirovanju pod utjecajem podražaja mijenja svoju vrijednost. Ta promjena potencijala zove se **receptorski ili generatorski potencijal**. Na sl. 1.11.b pokazano je kako

se približno mijenja intenzitet receptorski potencijal U_r s intenzitetom podražaja I . I_0 je intenzitet podražaja koji se je tek osjetio, pa predstavlja prag podražaja. Receptorski potencijal je analogna veličina i proporcionalna intenzitetu podražaja. Ako podražaj traje dulje vrijeme istim intenzitetom, onda dolazi u većini slučajeva do smanjenja nastale promjene potencijala što se zove **akomodacija**. Ta akomodacija je kod podražaja na dodir ili pritisak velika, dok je u slučaju podražaja na bol zanemariva, tj. receptorski potencijal se ne mijenja, ako se podražaj zadržava na konstantnom intenzitetu. Na prvom Ranvireovom suženju aksona osjetne stanice još se odigrava naponsko-frekvencijska pretvorba. Na samom Ranvireovom suženju prag podražljivosti je niži pa dolazi do nastajanja akcijskih potencijala kojih frekvencija je linearno proporcionalna veličini receptorskog potencijala, što je također prikazano na sl. 1.11.b kao crtkana krivulja. Impulsi nastali na ovaj način šire se duž aksona do drugih neurona. Prema tome intenzitet osjeta je proporcionalan frekvenciji impulsa, a ovaj opet veličini receptorskog potencijala. Odnos frekvencije impulsa (akcijskog potencijala) f prema intenzitetu podražaja I može se izraziti jednadžbom

$$f = k (I - I_0)^n . \quad (1.26)$$

I_0 je ovdje prag osjeta. Eksponent n može biti $n < 1$ ili $n = 1$. U slučaju $n < 1$ imamo kompresiju osjeta kao kod logaritmičke krivulje, dok je u slučaju $n = 1$ odnos linearan.

Kod osjetila kao što je vid ili sluh, osjet prema intenzitetu podražaja ima logaritmičku karakteristiku. U ovim slučajevima je osjet proporcionalan relativnoj promjeni intenziteta. Relativna promjena intenziteta podražaja se može najbolje prikazati na primjeru: ako držimo u ruci uteg mase 1 kg i ako dodamo 10 g, nećemo to ni osjetiti, ali ako držimo uteg od 20 g dodavanje 10 g ćemo vrlo dobro moći osjetiti, a to znači da je osjet S proporcionalan relativnoj promjeni intenziteta $\Delta I/I$ što se može napisati da je

$$\Delta S = k \frac{\Delta I}{I} . \quad (1.27)$$

Ako se razlika ΔI smanjuje tako da je možemo smatrati diferencijalom dI jednadžba (1.27) postaje linearna diferencijalna jednadžba

$$dS = k \frac{dI}{I} , \quad (1.28)$$

koja se može napisati kao

$$\frac{dI}{I} - \frac{1}{k} dS = 0 . \quad (1.29)$$

Rješenje te jednačbe je

$$\ln I - \frac{1}{k} S + C = 0 . \quad (1.30)$$

Ako je potreban intenzitet I_0 za granični osjet $S = 0$, onda je

$$\ln I_0 = - C, \quad (1.31)$$

odakle je

$$S = k \ln \frac{I}{I_0} \quad (1.32)$$

Logaritmički odnos između intenziteta podražaja i osjeta ustanovili su Weber i Fechner, po čemu je ova relacija i naziv dobila. Logaritmički odnos je nužan svuda gdje i postoje velike razlike u intenzitetu podražaja, kao što je to kod vizualnih i slušnih percepcija. Omjer između intenziteta zvuka šapta i zvuka mlaznog aviona, kao i svjetla mjesečine i danjega sunčanog svjetla više je od $1:10^6$, pa kad bi frekvencija akcijskih potencijala bila razmjerna receptorskom potencijalu, to se ne bi moglo realizirati, jer se frekvencija akcijskih potencijala ne bi mogla promijeniti u omjeru $1:10^6$. Kod logaritamskog odnosa mijenja se frekvencija akcijskih potencijala u omjeru $1:13,8$ uz navedenu promjenu intenziteta vanjskih podražaja od $1:10^6$. Najveća frekvencija akcijskih potencijala u živčanom vlaknu odgovara recipročnoj vrijednosti apsolutnog refraktornog vremena, a to odgovara frekvenciji otprilike 1 000 Hz. Obično su maksimalne frekvencije akcijskih potencijala više stotina Hz. Iz navedenog proistječe da područje frekvencija koje je na raspolaganju omogućuje promjene frekvencije od najviše $1:100$, što logaritmička karakteristika ispunjava.

Osjetila za bol također su slobodni živčani završeci pretežno raspoređeni na površini tijela, ali ih ima i u unutrašnjim tkivima, no osjetilo za bol može biti svaki živac ako dođe do njegova preuzbuđenja odnosno i oštećenja.

Za razliku od jednog pretvornika za sve temperature u tehnici, u organizmu imamo dvije vrste osjetila za temperaturu, tj. osjetila za hladnoću i osjetila za toplinu, a oni su slobodni živčani završeci kod kojih se ne mogu uočiti bitne morfološke razlike. U kojem području temperatura dominiraju osjetila za toplinu, a u kojima za hladnoću, vidljivo je na

sl. 1.12 [Lit.1.2].

1.2.2. Osjetilo vida

Oko je vrlo složeno osjetilo kojim primamo najveći broj informacija iz vanjskog svijeta, pa je zbog toga u kori velikog mozga predviđena i najveća površina za prihvatanje i obradu slike odnosno njezinu sintezu. U oku su smještena osjetila osjetljiva na intenzitet svjetla i na boju, tzv. **fotoreceptori**. Horizontalni presjek desnog oka prikazan je na sl. 1.13.a.

Slika vanjskog svijeta kroz leću pada na mrežnicu (retinu). Leća se posebnim mišićima (cilijarni glatki mišići) sužuju i proširuju i tako mijenja žarišnu daljinu i na taj način osigurava dobivanje oštre slike na mrežnici. Unutrašnjost oka ispunjena je staklastom masom (staklovina, corpus vitreum), dobro vodljivom za svjetlost. Slika predmeta koji pada na mrežnicu (retinu) podražuje fotoreceptore. Povećani presjek kroz mrežnicu vidi se na sl. 1.13.b. Fotoreceptori se sastoje od **štapića i čunjića**. Štapići su osjetljivi na promjene intenziteta svjetla, ali ne i na boje, a čunjići su osjetljivi na boje. Osim toga čunjići su osjetljivi na tri osnovne boje: crvenu, zelenu i plavu, miješanjem kojih se mogu dobiti sve boje spektra. Oštra slika pada na središnji dio mrežnice gdje su pretežno čunjići, a zove se **žuta pjega** (fovea centralis). Čunjića je otprilike 6 milijuna, a štapića oko 125 milijuna. Štapići su porazmješteni po cijeloj mrežnici kao što je to pokazano na sl. 1.14.a. Na slici je prikazana gustoća čunjića i štapića, tj. njihov broj na mm^2 . Vidi se da je štapića najviše oko 20° od centralne pjege, da bi se dalje prema periferiji mrežnice njihov broj smanjivao. Čunjića je najviše oko $\pm 4^\circ$ stupnja oko središnje pjege, gdje je slika najoštrija. Kako to obuhvaća samo mali dio slike vanjskog svijeta, to se vanjska slika dobiva pomicanjem oka tako da se uočavaju samo određeni karakterističniji dijelovi slike u vremenskom slijedu i onda tako zapamćeni čine cjelokupnu sliku sintetiziranu iz pojedinih detalja. Prema tome, za doživljavanje cjelokupne vanjske slike potrebno je pamtiti prethodne dijelove slike. Djelovanjem svjetla raspada se rodopsin i generira se receptorski potencijal. Na slici 1.14.b prikazano je djelovanje svjetla različitog intenziteta na stvaranje receptorskog potencijala koji u ovom slučaju postaje negativniji što je intenzitet svjetla veći, tj. dolazi do hiperpolarizacije. Pri tome je reakcija čunjića brža od

štapića. Frekvencija stvorenih impulsa ^(akcijskih potencijala) u ovom slučaju je razmjerna veličini promjene receptorskog potencijala. Također se može uočiti akomodacija na podražaj koji je posebno izražen kod oka, što svatko može uočiti prijelazom iz svjetla u tamu i obrnuto.

Zbog procesa na mrežnici i nastalih potencijala na fotoreceptorima stvara se negativan naboj u njezinoj blizini, a pozitivan u blizini leće, tako da oko predstavlja dipol s pozitivnim postojanim potencijalom u blizini leće i negativnim u blizini središnje žute pjege.

Iz presjeka mrežnice na sl. 1.13.b vidljivo je da se na čunjiće i štapiće, vezane s jedne strane za pigmentni epitel, s druge strane nadovezuju **bipolarne stanice**, što ih karakteriziraju dvije sinapse - s jedne i druge strane. Na bipolarne stanice nadovezuju se **ganglijske stanice** koje nastavljaju svoj put prema okcipitalnoj regiji na kori velikog mozga, gdje je središte za vid. Na mjestu gdje izlaze aksoni ganglijskih stanica nema ni čunjića ni štapića, pa slika koja pada na taj dio mrežnice nije vidljiva. Zato se to područje zove **sljepa pjega**. Ganglijske stanice svojim aksonima formiraju vidni živac. Vidni živac ima 900 tisuća do milijun živčanih vlakana (aksoni ganglijskih stanica) jer se već u samom oku provodi redukcija informacija prema središtu za vid u mozgu. Svrha je toga da se središte za vid ne opterećuje nekorisnim informacijama. Tu redukciju informacija omogućuju **horizontalne i amakrine stanice** smještene poprečno na bipolarne stanice, koji imaju pretežno inhibicijske sinapse. Horizontalne i amakrine stanice omogućuju da se dobro uočavaju konture (obrisi) predmeta, a manje sadržaj unutar kontura, koji često, osim podatka o boji i intenzitetu svjetla, ne sadrži nikakvu bitniju informaciju. To se može pokazati na modelu mrežnice prema slici 1.15. Fotoreceptori su na ovom modelu prikazani trokutima, a intenzitetu svjetla koje pada na njih dodijeljena je određena numerička vrijednost - u ovom slučaju 10. Susjedni fotoreceptori na razini njihovih bipolarnih stanica preko horizontalnih stanica djeluju inhibicijski na bipolarnu stanicu promatranog (srednji) fotoreceptora. Kvadratićem je obilježena "težina" inhibicije koja je u ovom slučaju odabrana kao faktor 0.4. Prema tome, intenzitet 10 zbog utjecaja dvije susjedne horizontalne inhibicije smanjuje izlaz iz bipolarnih stanica na vrijednost $10 - 0.4 \times 10 - 0.4 \times 10 = 2$. Na sl. 1.15 prikazan je presjek mrežnice na koju djeluje svjetlo većeg intenziteta u jednom području, označeno s 10, a u preostalom dijelu je intenzitet znatno manji i označen je sa 2. U području većeg intenziteta obostrane inhibicijske sinapse znatno smanjuju veličinu informacije (od 10 na 2), a na rubnom području

gdje je inhibicija s jedne strane znatno smanjena, dolazi do prijenosa pojačane informacije (od 10 na 5.2). U području smanjenog intenziteta svjetla 2 na prijelazu zbog pojačanoga djelovanja inhibicije s jako osvijetljenog dijela dolazi čak do negativne vrijednosti, za što nema potvrde u prirodi, pa se može smatrati da je prijenos nula. U slabo osvijetljenom dijelu intenzitet se smanjio na iznos 1.2. Tim jednostavnim modelom pokazano je kako se zbog inhibicijskoga djelovanja horizontalnih stanica ističu obrisi odnosno konture koje su i važne za određivanje objekta (intenzitet 5.2), dok središnji dio, jednako osvijetljen, ne sadrži važnijih podataka pa je zbog pojačanih inhibicija prenošen s manje informacija (intenzitet samo 2). Tako se provodi obrada informacija u smislu njihove redukcije. Na taj se način mogu informacije s otprilike 130 milijuna fotoreceptora reducirati na manji broj i prenijeti sa svega milijun aksona vidnog živca. Ovaj model je svakako dosta udaljen od stvarnog odvijanja procesa na mrežnici, ali dovoljno dobar da rastumači utjecaj inhibicijskih sinapsi na isticanje kontura promatranih objekata [Lit. 1.2].

1.3. Mišići

1.3.1. Građa i djelovanje mišića

Mišići su posebno zanimljivi sa stajališta biomedicinske tehnike, jer su oni objekt istraživanja funkcionalne električke stimulacije, a i završni su element u sustavu osjetilo-prijenos informacija i obrada - aktuator. Mišići su aktuatori koji izvršavaju naredbe, odnosno obavljaju akciju. Uz mišiće takvu funkciju obavljaju žlijezde s unutrašnjim i vanjskim lučenjem, ali, za razliku od mišića, bez utjecaja naše volje. Žlijezde to obavljaju u smislu održavanja života.

Osnovna je značajka mišića njihovo upravljivo skraćivanje (kontrakcija). Da bi se skraćeni mišić mogao vratiti u prvotno produženo stanje, potreban je drugi mišić s protivnim djelovanjem, tzv. **antagonist**, koji će ga produžiti. Mišić koji se skraćuje zove se **agonist**. Mišići su upravljani živcima preko posebnih sinapsi, tzv. motornih pločica, koje predstavljaju **neuromuskularnu vezu**. To je neuromuskularna veza prikazana na slici 1.16. Ova sinapsa, za razliku od živčano-živčane sinapse, ima naboranu postsinapsu kako bi se povećala površina i pojačalo djelovanje acetilkolina. Osim toga, da se izlučeni acetilkolin ne bi zadržao predugo

u sinaptičkoj pukotini i produžio djelovanje, izlučuje se neposredno nakon toga kolinesteraza koja razgrađuje prethodno izlučeni acetilkolin. Kolinesteraza se počinje izlučivati već 2 ms nakon što se izlučio acetilkolin da bi ga razgradila. Te 2 ms dovoljne su da acetilkolin provede svoje djelovanje i izazove akcijski potencijal u mišiću.

Mišić se sastoji od snopova mišićnih vlakana. Mišićno vlakno kao osnovni element mišića sastoji se od niti **miozina i aktina**. To su polimerizirane molekule bjelančevina (proteina) izduženog oblika. Niti miozina su deblje i oko njih je smješteno šest tanjih niti aktina, kako je to na sl. 1.17. prikazano. Molekularna masa miozinskih niti je približno 500 000, dok je aktinskih 42 000. Ipak, na taj način smješten broj aktinskih niti dvostruko je veći od miozinskih. Mišićno vlakno snimljeno elektronskim mikroskopom upućuje na svijetla područja gdje se nalaze samo aktinske niti, a to su tzv. I-pruge. Slovo I potječe od riječi izotropne za polarizirano svjetlo. Kako su miozinske niti deblje s malim izdancima, to kroz njih teže prolazi polarizirano svjetlo, pa su zato anizotropne za polarizirano svjetlo i predstavljaju tamne A-pruge. A-pruge se odnose na dijelove gdje se uz miozinske nalaze i aktinske niti, a područje gdje su samo miozinske niti zove se H-područje (slika 1.17). Sve aktinske niti spojene su tzv. Z-membranama. Razmak između dvije Z-membrane zove se **sarkomera** i osnovni je element mišićnog vlakna. Sarkomera je obično duga približno 2 μm . Mišićno vlakno je omotano sarkolemom, a unutrašnjost joj uz aktinske i miozinske niti ima i ostale stanične sastojke, a zove se **sarkoplazma**.

Osnovna funkcija mišićnog vlakna odnosno mišića u cjelini jest njegovo skraćivanje (kontrakcija). Neposredni uzrok kontrakcije mišićnog vlakna jest akcijski potencijal koji se od neuromuskularne veze širi duž mišićnog vlakna. Miozinske niti imaju poprečne izdanke (mostiće) dužine približno 2 nm koji na svojim krajevima imaju glavice načinjene od 150 molekula miozina i koji imaju mogućnost prihvatanja za aktinske niti. Glavica molekula miozina prihvaća se u prvom koraku kontrakcije, okomito za aktinsku nit, zatim se u tako zahvaćena spušta za otprilike 45°, povlačeći tim spuštanjem aktinsku nit uz miozinsku i na taj se način vrši elementarni korak skraćivanja mišićnog vlakna. U drugom koraku dolazi do otpuštanja glavice miozina od aktina. Ponovno uspravljanje glavice miozina i okomito hvatanje za aktinske niti predstavlja ponavljanje ovog procesa i skraćivanje za sljedeći elementarni korak. Kod svakog takvog skraćivanja skližu se aktinske niti u miozinske za 10

nm. Sila koju izaziva skraćenje pomakom jedne glavice miozina je oko 10^{-12} N, pa je prema tome jasno kako veliki broj ovih miozinskih poprečnih mostića mora sudjelovati u skraćivanju mišića. Smatra se da je maksimalna sila koju može izazvati mišić presjeka 1 cm^2 30 N.

Navedeno pomicanje miozinskih izdanaka (mostića) s glavicama na kraju izaziva oslobađanje ^{kalcija} Ca^{++} unutar sarkoplazme djelovanjem akcijskog potencijala. Na sl. 1.18.b pokazano je kako se unutar svake sarkomere nalaze cijevčice ispunjene kationima kalcija Ca^{++} . Djelovanjem akcijskog potencijala dolazi do otpuštanja Ca^{++} u sarkoplazmu, tako da se povećava koncentracija kalcija od prethodne od 10^{-7} M/l na 10^{-5} M/l, što izaziva kontrakciju mišića na prije naveden način. Veća koncentracija kalcija omogućuje prihvaćanje glavica miozinskih izdanaka za aktinske niti, a smanjenje koncentracije kalcija za približno 100 puta (10^{-7} M/e) izaziva njihovo otpuštanje. Energija za oslobađanje i povećanje koncentracije Ca^{++} , i prihvaćanje glavica dobiva se raspadanjem ATP (adenozintrifosfata) u ADP (adenozin difosfat). Vraćanje Ca^{++} u cjevčicu postiže se tzv. **kalcijevom pumpom**. Mala količina Ca^{++} onemogućuje hvatanje glavica miozina za aktinske niti. Vezanje izdanaka miozina za aktinske niti nastaje raspadanjem ATP u ADP, pri čemu se stvara miozin s nagomilanom energijom koja oslobođena razvija silu što pomiče izdanke mostića. U ovom ciklusu miozinske glavice često se vežu za aktin i time omogućuju kontrakciju mišića. Ponovnim stvaranjem molekule ATP miozinski izdanci se odcjepljuju od aktina. Tako se može reći da energija koja se stvara pri raspadu ATP omogućuju hvatanje miozinskih izdanaka za aktinske niti i njihovo pomicanje (kontrakcija), a vezivanje u molekulu ATP ne oslobađa energiju i raskida vezu između aktina i miozinskih izdanaka, čega je posljedica ponovno uspravljanje miozinskih glavica i tako pripremanje za ponavljanje sljedećeg koraka. Samo velik broj ovakvih koraka omogućuje skraćenje mišića. Sila koju mišić može razviti pri svom skraćivanju ovisi o međusobnom položaju aktinskih niti, što se može vidjeti na slici 1.19.a. Kod jako rastegnutog mišića kad su aktinske niti veoma razmaknute (75%), sila kontrakcije ne postoji. To je kod otprilike 60% rastegnutosti. Kako se aktinske niti skraćivanjem približuju jedna drugoj, sila kontrakcije se povećava dok ne dosegne svoj maksimum, kada se aktinske niti počnu doticati. Dalje skraćivanje moguće je samo preklapanjem aktinskih niti, ali razvijena sila tada se smanjuje. Na slici 1.19.a vidljivo je da je maksimalna razvijena sila pri dotiku aktinskih niti, što je označeno relativnim izduženjem

jednakim 1. Sila je također normirana maksimalnom silom F_0 , kada je relativna sila $\Delta F/F_0 = 1$ [Lit.1.2].

Ako se pri skraćanju mišića ne mijenja sila, nego je ona konstantna (prenosi se isti teret), onda je to **izotonička kontrakcija**. Kako se ovdje uz određenu silu vrši i skraćenje, tj. prevaljuje se određeni put, onda se pri ovoj vrsti kontrakcije troši energija. Ako se pri djelovanju akcijskog potencijala razvija samo sila, a nema kontrakcije (podiže se veliki teret, koji se ne može pomaknuti), onda se govori o **izometričkoj kontrakciji**, gdje se ne razvija nikakva vanjska energija, nego se samo troši unutrašnja energija mišića.

Kako se i kada u slučaju izometričke kontrakcije u mišiću mijenja sila nakon djelovanja akcijskog potencijala, prikazano je na slici 1.19.b. Vidimo da do kontrakcije odnosno razvijanja sile dolazi tek nakon nekog vremena proteklog od djelovanja akcijskog potencijala, a to je tzv. **vrijeme latencije**. Maksimum razvijene sile nastupa nakon proteklog **vremena kontrakcije** koje je obično bitno duže od vremena latencije u većine mišića, a nakon toga dolazi do vremena opuštanja mišića i njegova vraćanja na prvobitnu duljinu i nestajanje sile. To je **vrijeme relaksacije** koje je obično 2 do 3 puta dulje od vremena kontrakcije.

1.3.2. Podraživanje mišića. Intenzitetno-vremenska krivulja

Podraživanje mišićne i živčane stanice treba izazvati stvaranje akcijskog potencijala, što znači prodor natrijevih kationa Na^+ kroz membranu u unutrašnjost stanice. Podražaj živca može biti mehanički, kemijski ili električni. U nekim specifičnim slučajevima upotrebljava se kemijsko podraživanje, ali je mnogo češće električno podraživanje. Električno podraživanje je pogodno jer se može lako provesti jednostavnom upotrebom elektroda i jer se može dobro kontrolirati. Kontrolira se vrijeme trajanja podražaja i intenzitet podražaja. Intenzitet podražaja utvrđuje se na temelju veličine struje ili napona podražaja. Djelovanje konstantne struje I ili napona U tijekom određenog vremena t predstavlja strujni ili naponski pravokutni impuls. Pri djelovanju npr. strujnog impulsa posebno je važna ona struja (intenzitet podražaja) određenog trajanja t kod kojeg je nastao akcijski potencijal. To se

jednostavno može vidjeti pri podraživanju mišića kao njegova početna (slabašna) kontrakcija. Prema tome, povećavamo li struju podražaja (intenzitet), određenog trajanja t dok se ne pojavi prvi slabašni trzaj, možemo odrediti pri kojoj se jačini struje taj trzaj odnosno odziv mišića pojavio. Ako te vrijednosti struje nanesimo na ordinatu, vrijeme trajanja te struje na apscisu, onda dobivamo krivulju prikazanu na slici 1.20, koja je inače poznata kao **intenzitetno-vremenska krivulja**.

Vidimo da je ova krivulja slična istostranoj hiperboli s pomakom na y -osi. Ovdje je očito karakteristična najmanja struja podražaja I_b kod koje se još može izazvati podražaj uz vrlo dugo trajanje impulsa. Impuls može trajati i beskonačno dugo, ali podražaj s manjom strujom od struje I_b ne može se izazvati. To je **struja reobaze**. Ako ispitanika podražimo strujom dvostruko većom od struje baze, to ćemo moći obaviti u znatno kraćem vremenu trajanja impulsa. To vrijeme zove se **vrijeme kronaksije** (t_k).

Krivulja na slici 1.20. može se jednostavno izraziti jednadžbom

$$I = \frac{a}{t} + I_b \quad (1.33)$$

Vrijeme kronaksije t_k određujemo kada je struja podražaja I dvostruko veća od struje reobaze I_b , tj. kada je $I = 2I_b$, što uvrštavanjem u jednadžbu (1.33) pokazuje da je

$$t_k = \frac{a}{I_b} \quad (1.34)$$

Kronaksija t_k pokazuje kakva je podražljivost pojedinoga tkiva. Tako je kronaksija debelih živčanih mijeliniziranih vlakana od 0,1 do 0,2 ms, a kod tanjih nemijeliniziranih oko 0,5 ms. Vrijeme kronaksije skeletnih mišićnih vlakana kreće se u granicama od 0,25 ms do 1 ms.

Ako podražaj traje dulje vrijeme, nakon stvaranja prvog akcijskog potencijala, do nastajanja drugoga, zbog refrakternosti, proteći će određeno kraće vrijeme dok se ne pojavi sljedeći akcijski potencijal, koji u debelim mijeliniziranim vlaknima iznosi otprilike 0,4 ms, pa je time određena i maksimalna frekvencija akcijskih potencijala oko 2,5 kHz.

1.4. Živčani sustav

1.4.1. Refleksni luk

Osjetila, živci i mišići omogućuju ostvarenje elementarne živčane strukture i formiranje refleksa koji čine jednostavne kontrolne sustave. Jednostavni refleks je npr. kada se podraži prst odnosno osjetilo u prstu, koje onda tu informaciju živčanim putem prenosi do leđne moždine. U leđnoj moždini preko jednog međuneurona djeluje preko drugog živca na mišić (npr. ruke) koji prema intenzitetu podražaja kontrahira (skuplja se) većom ili manjom silom. Takovi refleksi postoje i kod jednostavnih organizama gdje predstavljaju jednostavnu ali vrlo važnu ulogu živčanog sustava u održanju vrste. Opisani refleks je takozvani refleks fleksije, no treba napomenuti još neka usputna djelovanja. Podraživanje mišića koje vrše kontrakciju ruke, tj. njezinu fleksiju, uzrokuje i akciju usporenja ovog procesa suprotnim mišićem **ekstenzorom** koji razvlači mišić **fleksor** tako da se nakon prvoga naglog pokreta taj pokret usporava. Mišić koji vrši željenu funkciju zove se **agonist** (ovdje fleksor), a onaj s protivnim djelovanjem **antagonist**, što je u navedenom primjeru ekstenzor. Osim toga, jedan živčani put prenosi podražaj prema mozgu odnosno višim hijerarhijskim ravninama živčanog sustava. Živci koji vode informaciju od osjetila do leđne moždine zovu se aferentni, a oni koji izvršavaju naredbu kontrakcijom mišića zovu se eferentni. Svi elementi koji polaze od osjetila do mišića koji ostvaruje svrhu čine **refleksni luk**. Refleksni luk prikazan je na slici 1.21.^a i predstavlja cjelokupan put od receptora (osjetila) preko **aferentnog živca** do leđne moždine gdje se nalazi jedan međuneuron ili više njih, koji pripadaju središnjem živčanom sustavu do mišića preko **eferentnog živca**. Mišić je element koji izvršava mehaničku radnju, a to može biti i žljezda s unutrašnjim ili vanjskim izlučivanjem koji se zove aktuator ili efektor.

Opisani refleks je jednostavan jer u lancu ima tri neurona. No u mnogim drugim

slučajevima broj neurona u refleksnom luku veći je kada se govori o polisinaptičkim vezama, gdje je broj sinapsi veći od dvije, kao što je navedeno u prethodnom slučaju. U složenijih polisinaptičkih refleksa tu su još i osjetila koja osjećaju napetost i produljenost u mišiću. Tako **Golgijev tetivni organ**, koji predstavlja živčane završetke što se nalaze u tetivi i osjećaju napetost u mišiću, odašilje akcijske potencijale, kao električne impulse, kada se rasteže tetiva a steže mišić. U samom mišićnom vlaknu nalaze se još i **osjetna mišićna vretena** koja reagiraju na produljenja mišićnih vlakana. Na primjer, ako akcijski potencijali podražaja djeluju na fleksor F, u isto vrijeme kontrakcija fleksora utječe na mišićno vreteno koje šalje impulse na isti fleksor preko Ia živčanih vlakana i inhibirajućeg međuneurona u leđnoj moždini na ekstenzor E, umanjujući njegovo djelovanje odnosno kontrakciju. Ekstenzor je ovdje antagonist, a inhibicija antagonističkog motoneurona predstavlja **recipročnu inervaciju** (sl. 1.21.b). Ali isto tako impulsi s ekstenzora djeluju istim mehanizmom na fleksor u recipročnom smislu. Drugi sustav regulacije omogućuju Golgijevi tetivni organi. Golgijevi organi osjetljivi su na napetost mišićnog vlakna, pa preko svojih Ib živčanih vlakana i inhibirajućeg međuneurona kože djelovanje vlastitog mišića fleksora ili ekstenzora, što predstavlja tzv. **autogenu inhibiciju** prema sl. 1.21.c. U ovom slučaju postoji eksticirajući međoneuron samo od ekstenzora na fleksor ali ne i obrnuto. Impulsi s Golgijevih organa jednim dijelom prenose se debelim živčanim α -vlaknima i do malog mozga. Na navedeni način može se temeljem refleksnog luka odnosno **povratnih petlji** ostvariti fina regulacija pokreta ili stabilnog stajanja. Inhibirajući neuroni ovdje djeluju kao negativna povratna veza. Na slici 1.21. to je prikazano za slučaj mišića natkoljenice. Tako je omogućeno održavanje tonusa mišića i time ravnoteže pri stajanju bez djelovanja viših razina živčanog sustava (tj. izvan djelovanja svijesti). Na taj se način u biti zadržava regulacijom početna duljina i napetost mišića. Mišićna vretena koja su osjetljiva na promjenu skraćanja (ili produženja) mišića osiguravaju da ne dođe do promjene stanja zbog produženja mišića, a Golgijevi organi brinu se da ne nastanu promjene napetosti odnosno tonusa u mišićnom sustavu, pa prema tome, Golgijevi organi osiguravaju stabilnost sustava s obzirom na osjet napetosti u mišiću [Lit.1.2].

Ako su podražaji relativno slabi i blizu praga podražaja, onda su najčešće ograničeni na svoje područje, dok se podražaji većeg intenziteta šire na sljedeće živce i njihovo se djelovanje može produžiti i u vremenu. Tako jedan intenzivniji podražaj može izazvati lančani odziv koji može trajati i više sekundi. Kao primjer može se spomenuti refleks gutanja.

1.4.2. Mozak i njegove funkcije

U prethodnom poglavlju opisani su jednostavni refleksi koji prolaze leđnom moždinom od receptora do mišića u slučaju intenzivnog podražaja koji uzrokuje bol. No preko leđne

moždine ostvaruje se veza i s višim razinama središnjega živčanog sustava kao što su **produljena moždina** (medulla oblongata), **most** (pons) **srednji mozak** (mesencephalon), **mali mozak** (cerebellum) i **veliki mozak** (cerebrum) prema sl. 1.22. Ta se veza ostvaruje aferentnim živčanim putem prenošenjem akcijskih potencijala odnosno impulsa od osjetila do mozga (ascendentni trakt), i obrnuto, naredbe iz područja velikog mozga prema izvršnim organima kao što su mišići i žlijezde s unutrašnjim i vanjskim izlučivanjem posredstvom druge grupe živaca kroz leđnu moždinu tzv. silaznim putem (descendentni trakt). Živci u silaznom putu predstavljeni su glavnim piramidnim traktom (kortikospinalni trak), kojim se akcijski potencijali prenose iz motoričkih područja kore velikog mozga do prednjih motoneurona leđne moždine. Piramidni trakt sadrži približno milijun živčanih vlakana, od kojih jedan manji dio (oko 30 000) predstavlja debela mijelinizirana vlakna ($16 \mu\text{m}$ u promjeru) s velikom brzinom prenošenja impulsa (do 120 m/s). Tanja vlakna piramidnog puta promjera približno $4 \mu\text{m}$ prenose impulse manje brzine (od 1 do 25 m/s). Uz piramidne putove postoje i ekstrapiramidni putovi (rubrospinalni, retikulospinalni i vestibulospinalni trakt) koji vode signale iz motoričkih područja kore u leđnu moždinu kroz crvenu jezgru (nukleus ruber) i retikularnu i crnu supstanciju silaznim putovima gdje dolazi do koordinacije pokreta i regulacije mišićnog tonusa. Živčani završeci navedenih putova pobuđuju ili inhibiraju α - i γ -motoneurone u leđnoj moždini koji djeluju na mišiće fleksore i ekstenzore, te određuju mišićni tonus. Pri tome se akcijski potencijal brže proširuje kroz deblje α -motoneurone, a sporije kroz tanje γ -motoneurone. Tako se uz istovremenu pobudu ostvaruje mekoća pokreta. Živci uzlaznog i silaznog puta prolaze produljenom moždinom (medulla oblongata), mostom (pons) i srednjim mozgom (mesencephalon) što predstavlja moždano stablo. Tu još postoji međusobno djelovanje između kore velikog mozga i bazalnih ganglija kao i talamusa u usklađivanju pokreta. Taj dio mozga ima veliko značenje. Cijelo mozga ima veliko značenje. Cijelo moždano stablo prožeto je malim vrlo razgranatim neuronima koji čine osnovu tkiva što se zove **retikularna formacija**. Ti neuroni primaju i integriraju informacije iz mnogih aferentnih putova, kao i iz mnogih dijelova mozga.

Produljena moždina (medulla oblongata) sadrži vrlo važne jezgre odnosno centre za život kao što su središta za respiraciju (disanje), za sisanje, žvakanje, gutanje, kihanje, povraćanje i kašljanje. Ti osnovni refleksi urođeni su već u djeteta čim se rodi, a i u djece koja se rode bez većega dijela mozga.

Ascendentni put vodi prema talamusu i velikom mozgu, a descendentni put vodi impulse

prema produljenoj moždini, i dalje, leđnoj moždini. Srednji mozak ima također neurone retikularne formacije.

Mali mozak (cerebellum) najviše je uključen u koordinaciju svih motornih akcija, uključujući i voljne kretnje skeletnih mišića. On omogućuje održavanje ravnoteže u pokretima i osigurava glatkost kretnje. Odstranjivanjem maloga mozga glatkost motoričkih kretnji potpuno se gubi i oni postaju abnormalni. Mali mozak upravlja posebno vrlo brzim mišićnim aktivnostima kao što su koordinacije pokreta pri trčanju, sviranje na glasoviru i svim onim vrlo brzim pokretima koji zbog svoje brzine ne mogu biti upravljani iz velikog mozga, pa su i većim dijelom isključeni iz svijesti. Mali mozak prilagođava i motorične aktivnosti u nekim drugim dijelovima mozga, a ima ulogu da uspoređuje stvarnu fizičku poziciju dobivenu osjetilima s onom postignutom motoričkim sustavom, odnosno obavlja funkciju regulatora koji ispravlja nastalo odstupanje odnosno nastalu pogrešku.

Između moždanog stabla i podnožja velikog mozga nalazi se **međumozak** (diencephalon) u kojem su najkarakterističnije talamička i ispod nje smještena hipotalamička formacija. Talamus ima ulogu relejne stanice i važno je središte gdje se stječu senzorski ulazi na svom putu do moždane kore, a važan je i za motornu kontrolu. **Hipotalamus** se nalazi ispod talamusa u malom području od približno 5 cm³ i odgovoran za osnovne homeostatičke mehanizme kao što su regulacija temperature tijela, održavanje krvnog tlaka u kardiovaskularnom sustavu, upravljanje peristaltikom, ravnoteža soli i vode, gastrointestinalni motilitet, uriniranje, apetit i izlučivanje endokrinih žlijezda.

Veliki mozak (cerebrum) sastoji se od lijeve i desne hemisfere razdijeljene uzdužnom fisurom. Površinski dio mozga u debljini od 1.5 do 4.5 mm sastavljen je i od sive moždane

Za više intelektualne funkcije, kao što je planiranje budućnosti, procjena situacije i spoznavanje posljedica, rješavanja složenih problema itd. ne može se odrediti lokacija iako se zna da frontalni dijelovi mozga omogućuju održavanje slijeda misli i privremeno pohranjivanje podataka kako bi se u svakom trenutku mogle ponovno pozvati. Čovjek bez prefrontalnih režnjeva može se lako omesti u slijedu misli iako može provesti jednostavne računske operacije. Zbog teškog održavanja slijeda misli takav čovjek je potpuno smušen i reagira nepromišljeno, ne prezajući pred opasnostima, lako mijenja raspoloženje i gubi mnoge moralne osobine, te postaje asocijalan.

Proces mišljenja ne može se vezati s jednim određenim područjem mozga. Isto vrijedi i za svijest, učenje i pamćenje. Te su funkcije vjerojatno difuzno raspoređene u moždanoj kori, talamusu i retikularnoj formaciji moždanog stabla.

Pamćenje se može podijeliti na dvije osnovne kategorije: **kratkotrajno i dugotrajno pamćenje**. Dugotrajno pamćenje može se podijeliti na dvije potkategorije. **Kratkotrajno pamćenje** traje od nekoliko sekundi do nekoliko minuta. To pamćenje neprekidno se upotrebljava u normalnom životu za pamćenje trenutno potrebnih podataka. Da se ne bi prenamogomilale informacije, svaka nova informacija potiskuje prethodnu.

Dugotrajno pamćenje prve potkategorije može trajati znatno duže, tj. od nekoliko minuta do nekoliko godina, dok ono druge potkategorije mogu trajati doživotno. Pamćenje druge kategorije najdublje je utisnuto u sjećanju i ne da se istisnuti osim uništenjem tkiva.

Smatra se da se **kratkotrajna memorija** formira preko jednog ili više neurona spojenih u petlju (zatvoreni krug) i da predstavljaju tzv. reverberacijske krugove (Cajal). Jednom pobuđen neuron u takvoj petlji sam sebe pobuđuje kao oscilator (dinamički engram) i, na taj način pobuđen, predstavlja više stanje jednog bita. No zbog zamora takvo stanje ne može trajati dugo i kruženje impulsa u **reverberacijskom krugu** prestaje, odnosno zaboravlja se taj element memorije. Ponavljanjem takve informacije reverberacijski krug se ponovno uzbuđuje i nakon višestrukog ponavljanja u određenim vremenskim razmacima nastaju strukturne i kemijske promjene u sinapsama reverberacijskih krugova (strukturni engram). Ponavljanjem podražaja sinapse vjerojatno povećavaju i povećavaju vodljivost uz

kemijske promjene, a možda se povećava i broj sinaptičkih završetaka. Te promjene povećavaju stupanj facilitacija sinapsa tako da impulsi lakše prolaze kroz te sinapse. Na taj način urezuje se engram pamćenja u živčani sustav kao otisak pamćenja. Pretpostavlja se da u tome sudjeluje i povećana koncentracija RNA (ribonukleinske kiseline).

Tako se ponavljanjem iz kratkotrajne memorije stvara dugotrajna memorija ostavljanjem sve "urezanijeg" otiska. Na taj se način u mozgu stvaraju skladišta zapamćenih podataka formiranjem facilitiranih sinapsa. Proces ponavljanja predstavlja **učenje**.

Rečeno je da je u moždanoj kori (cortex) stjecište najsloženijih duševnih funkcija. Pretpostavlja se da moždana kora sadrži od **12 do 18 milijardi neurona**, što je golem broj. Uzmemo li da netko za ugradnju jednog neurona treba samo jednu sekundu i da to radi 16 sati na dan za ugradnju 14 milijardi neurona trebalo bi mu 666 godina. To evidentno upućuje na golemu količinu neurona. Pa ipak, broj informacija koje čovjek za svog života primi kudikamo prelazi broj raspoloživih neurona. Ako pretpostavimo da jedna riječ ima 10 bita, a prosječan je broj informacija koje čovjek prima 20 u sekundi, onda bi za 70 godina života uz 16 sati dnevne budnosti trebao 30 milijardi bita uskladištiti odnosno neurona angažirati. Ovdje je pretpostavka da jedan neuron predstavlja jedan bit. Najveći broj informacija koje čovjek može primiti jest 50 bita/s (Bauda), odnosno 40 bita/s za vrijeme čitanja, a pri računanju 3 bita/s, tako da se 20 bita/s može uzeti kao prosjek. Zbog toga se pretpostavlja da je broj zapamćenih informacija najviše oko 1% od ukupno primljenih za vrijeme života. Očito je dobro što se zaboravlja mnogo informacija koje nisu bitne ni za život potrebne.

Moždana kora pokazuje histološki šest različitih struktura od površine prema unutrašnjosti. Tako se prvi sloj naziva molekularnim i ima mnoštvo živčanih vlakana i malo stanica. Drugi sloj je tzv. izvanjski zrnasti sloj. Tako se zove jer se sastoji od neurona malih dimenzija 4 do 8 μm u promjeru i različitog oblika (okruglog, trokutastog ili višekutnog oblika). Treći sloj je sloj piramidnih živčanih stanica srednje veličine. Četvrti sloj ili unutrašnji zrnasti sloj, kao i drugi, sastoji se od malih neurona. Peti sloj je tzv. unutrašnji piramidni sloj. On se sastoji od srednjih i velikih (divovske) piramidnih stanica (Betzove stanice). Te stanice imaju duge dentrite koji se prostiru do molekularnog sloja. Posljednji najdonji sloj je šesti sloj, sloj vretenastih stanica koji ulaze u bijelu moždanu tvar. Svih tih

šest slojeva prikazano je na slici 1.24.a. S obzirom na funkcije koje obavljaju u kori velikog mozga neurone možemo podijeliti na neurone triju grupa. U prvoj su grupi neuroni koji predstavljaju aferentne putove što prenose aferentne impulse koji dolaze iz talamičke strukture ili retikularne formacije i idu u korteks. Tu ulogu uglavnom obavljaju neuroni trećeg i četvrtog sloja. Neuroni druge grupe su oni koji šalju impulse u niže slojeve mozga (supkortikalne slojeve), moždano stablo i talamičke strukture, pa prema tome i predstavljaju eferentne putove, odnosno motorne neurone. One su predstavljene divovskim paramidnim stanicama. Tima se priključuju i neke živčane stanice vretenastog oblika. Treća grupa sastoji se od neurona koji ostvaruju komunikaciju među različitim tipovima neurona istog ili različitih područja korteksa. Ti neuroni ostvaruju poprečne veze, a načinjeni su od središnjih piramidnih stanica i vretenastih stanica. Ti neuroni mogu biti asocijativni i povezuju susjedna područja mozga, dok komisurna vlakna sjedinjuju područja objiju hemisfera.

1.4.3. Modeli neurona i neuronske mreže

Izvedba modela koji će bolje moći prikazati i kvantificirati rad pojedinih organa i procesa u organizmu područje su bavljenja biokibernetike. U tom području već od samog početka uvođenja biokibernetike i modeliranja uopće glavnu ulogu ima živac ili neuron. Prvi modeli neurona najčešće su izvedeni u obliku elektroničkog sklopa načinjenog od najčešće multivibratora, a bilo je izvedba i s bloking oscilatorima. Na slici 1.25. prikazan je jedan takav elektronički model neurona. Multivibrator je izveden s dva tranzistora T_1 i T_2 i odašilje impulse određene frekvencije tek kad napon U_s postane veći od nekog napona U_p koji predstavlja prag podražljivosti neurona. S povećanjem napona U_s povećava se frekvencija impulsa i obrnuto. Na ulazu modela nalaze se ekscitacijske i inhibicijske sinapse predstavljene sklopovima i diodama D_{i1} i D_{i2} koje omogućuju simulaciju prostorne i vremenske sumacije. Sumacija signala ostvaruje se na otporima R_{oi} i R_{oe} koji su za najmanje red veličine manji od otpora R_i odnosno R_e . Sinapse koje se ponašaju kao ekscitacijske djeluju na neinvertirajući ulaz pojačala, a inhibirajuće na invertirajući ulaz pojačala. Na taj način povećanje napona nastalo zbrajanjem impulsa na ulaznim krugovima kod ekscitacijskih sinapsa dovodi do povećanja napona na izlazu operacijskog pojačala, a time i frekvencije impulsa multivibratora, dok povećanje na inhibicijskim sinapsama djeluje obrnuto. Potencijetrom

P1 određuje se prag podražljivosti odnosno napon kod kojeg će astabil početi generirati impulse. Akomodaciju neurona simulira tranzistor T_3 kod koje veća frekvencija impulsa astabilnog multivibratora daje veći napon na bazi tranzistora T_3 , a time i veću struju kroz tranzistor, što zbog smanjivanja napona na otporu R_3 snizuje frekvenciju oscilacija. Odabirom veličine negativnog napona na potencijometru P može se odabrati veličina praga kod kojeg se stvaraju impulsi. Ulazni impulsi mogu izazvati jedan impuls ili više impulsa iz bistabila ovisno o broju aktiviranih sinapsa ili frekvencije ulaznih impulsa. Iako je elektronski model neurona dosta dobro simulirao živčanu stanicu, veće primjene elektroničkih modela neurona nema zbog toga što jedan neuron ili nekoliko njih mogu simulirati samo vrlo jednostavne funkcije u organizmu. Izradba velikog broja ovakvih elektroničkih sklopova u monolitnoj tehnologiji svakako je moguća, pa se u novije vrijeme pokušava s izvođenjem sustava neuronske mreže s vrlo velikim brojem ^{modela} neurona (10^4 do 10^5). U ovakvom slučaju modeli neurona su sklopovski i po funkciji koju obavljaju jednostavniji nego što je to model na slici 1.25.

Znatno veće mogućnosti pruža model neurona čija su svojstva definirana matematičkim funkcijama, to je tzv. **logičko-formalni model neurona**. Takav model su predložili McCulloch i Pitts još početkom 1940-ih godina i može se smatrati osnovnim modelom neurona koji je bio temeljan u konstrukciji neuronskih mreža.

Logičko-formalni modeli omogućuju simuliranje osnovnih logičkih funkcija kao što su konjunkcija (I), disjunkcija (ILI) i negacija tako da se može na taj način u načelu osvariti bilo koja simulacija. Kako neuron ima više sinapsa koje kod prostorne sumacije djeluju istovremeno, to o njihovu ukupnom djelovanju i visini praga podražljivosti ovisi da li će se u neuronu stvoriti akcijski potencijal ili neće. Nastali akcijski potencijal širi se aksonom do kraja neurona da bi se preko sinapsa predao sljedećem neuronu. Tako je izveden i formalni neuron koji je prikazan na slici 1.26.a i b na dva načina. Na ulazu model neurona ima, prema slici, četiri sinapse, od kojih su tri (x_1, x_2, x_3) ekscitacijske, dok je četvrta x_4 inhibicijska, tako da je njihov zbroj $1+1+1-1 = 2$. Ako je taj zbroj veći ^{ili jednak} od vrijednosti praga podražljivosti θ , onda će se na izlazu pojaviti 1, a u protivnom na izlazu će biti 0. Na ulazu su vrijednosti također binarne, tj. 1 ili 0, dok inhibirajuća sinapsa x_4 mijenja vrijednost 1 u -1. To se može izraziti općenito kao

$$\sum_{i=1}^n a_i \cdot x_i - \theta = D(x), \quad (1.35)$$

gdje a_i može biti +1 ili -1 u ovisnosti djeluje li na ulazu ekscitacijska ili inhibicijska sinapsa. No izraz (1.35) se može napisati i u obliku

$$\sum_{i=1}^n e_i - \sum_{j=1}^m i_j - \theta = D(x) \quad (1.36)$$

gdje su e_i ekscitacijske sinapse a i_j inhibicijske. Do odziva će doći, tj. stvorit će se akcijski potencijal ako je $D(x)$ veće ili jednako 0, ^au protivnom neće se pojaviti na izlazu ništa, što se može napisati kao

$$\text{sgn } D(x) = \begin{cases} +1 & \text{ako je } D(x) \geq 0 \\ 0 & \text{ako je } D(x) < 0 \end{cases} \quad (1.37)$$

Ovdje se mora reći da to nije jedina definicija, jer mjesto 0 može biti ^{na izlazu} -1. McCulloch i Pitts također su prepostavili da se ulazno stanje pojavljuje u točno određenim vremenskim razmacima (takt), i to na svim ulazima istovremeno, dok izlaz kasni za jedan korak, što odgovara latenciji sinapse. Iako ovaj model neurona dobro oponaša svojstva neurona i njegovih sinapsa, mora se spomenuti da kod ovog modela neurona ne postoji vremenska sumacija inače prisutna kod realnog neurona [Lit.1.8].

Na temelju rečenoga mogu se realizirati logičke funkcije kao što su konjunkcija (I) i disjunkcija (ILI) prema sl. 1.27.a i b. Za logičku "I" funkciju, zbog praga $\theta=3$, potrebna su sva tri ulaza, tj. $x_1 = 1$ i $x_2 = 1$ i $x_3 = 1$ da bi se prema definiciji (1.36) pojavio izlaz. U slučaju "ILI" logičke funkcije može biti samo ili x_1 , ili x_2 ili x_3 da bi se zbog praga 1 na izlazu pojavila jedinica (akcijski potencijal). No može se pojaviti i kombinacija I i ILI funkcije kada je prag neurona 2 prema sl. 1.27.c, kada vrijedi da je $x_1x_2 + x_2x_3 + x_1x_3$, tj. da će se izlaz pojaviti ako postoji ulaz x_1 i x_2 ili x_2 i x_3 ili x_1 i x_3 .

Na sl. 1.27.d također je prikazana inverzija. Ovdje je na ulazu u svakom taktu aktivirana jedna ekscitacijska sinapsa, npr. x_0 , dok je na ulazu x_1 prisutna inhibicijska sinapsa. Ako je prag podražljivosti neurona $\theta = 1$, onda je uz jedinicu na ulazu x_1 na izlazu 0 ($-1+1-1 < 0 \rightarrow 0$), dok nula na ulazu x_1 daje na izlazu 1 ($0 + 1 - 1 = 0 \rightarrow 1$). Na taj

način dolazi do invertiranja ulaza. Na sl. 1.27.e. prikazan je element memorije. Poznato je iz prijašnjeg izlaganja da je kratkotrajna memorija zatvoren prsten međusobno spojenih neurona u pobuđenom stanju, pa se to u slučaju modela može pojednostavniti i riješiti jednim neuronom kao na sl. 1.27.e. Ovdje se neuron kao element memorije preko ulaza x_0 pobuđuje sa slanjem 1 pa zbog praga podražljivosti 1 i ostaje "pobuđen" kod svakog takta, jer se izlaz y povratnom vezom vraća na ulaznu sinapsu x_0 , pa tako ostaje "zapamćeno" stanje 1 koje je samo u prvom koraku imalo vrijednost 1.

S tako jednostavnim modelom neurona mogu se simulirati različite fiziološke funkcije kao npr. **uvjetni refleksi**. Takav je uvjetni refleks što ga među ostalim refleksima istražio ruski znanstvenik I.P. Pavlov, a odnosi se na učenje psa da poveže donošenje hrane sa zvonjenjem zvonca. Može se izvesti jednostavna neuronska mreža koja će simulirati taj uvjetni refleks. Refleks lučenja sline kod svakog psa vezan je donošenjem hrane, a uvjetni se može ostvariti ako uz donošenje hrane i zvonce zvoni. Nakon određenog broja ponavljanja donošenja hrane uz zvon zvonca pas nauči da je donošenje hrane vezano sa zvonjenjem, pa kad se i prestane nositi hrana, on i dalje luči slinu kad god zvonce zvoni. No nakon određenog vremena pas shvati da se uz zvon zvonca ne donosi hrana, pa nakon M slučajeva samog zvonjenja zaboravi što je naučio.

Neuronska mreža koja može simulirati taj uvjetni refleks prikazana je na sl. 1.28. Ovdje su uvedena još dva sakupljača impulsa, od kojih prvi odgovara "pamćenju" uvjetnog refleksa, koji se odigra nakon N puta, a drugi omogućuje "zaboravljanje" nakon M puta.

Refleks lučenja sline odvija se neposredno preko ILI sklopa L_1 kad se god donosi hrana, no usporedo s time odvija se učenje uvjetnog refleksa kad god zvoni zvonce, jer I_1 sklop propušta impulse koje skuplja sakupljač N. Nakon N događaja iz sakupljača (pamćenje) izlazi impuls koji pamti element memorije M_1 . Sada, kada je pas "naučio" ovaj uvjetni refleks, više se ne mora nositi hrana, a pas luči slinu jer je drugi I sklop I_2 otvoren izlazom iz memorije M_1 kad god zvonce zazvoni. No kada se prestaje nositi hrana, započinje i proces "zaboravljanja", tj. netom je prvi put zvonilo zvonce a hrana se nije nosila, skinuta je "blokada" sa sklopa N_1 , pa je impulsima omogućen prolaz kroz sakupljač M i "zaboravljanje" je počelo. Kad se nakon M događanja pojavio impuls na izlazu iz sakupljača M, inhibirajući

ulaz poništi zapamćeno stanje 1. Sada, kada zvonice zvoni, impulsi ne mogu prolaziti kroz I_2 sklop, pa tako ni doći preko ILI sklopa L_1 do efektora. Tako pas prestaje lučiti slinu kad zvonice zvoni a ne donosi se hrana.

Ta jednostavna determinirana neuronska mreža primjer je kako se može modelirati uvjetni refleksni mehanizam primjenom logičko-formalnih neurona. Na taj način može se ući dublje u razumijevanje nekih pojava živčanog sustava kad to nije moguće drugim, metodama. Pri tome broj neurona koji u tom procesu stvarno sudjeluju i nije važan, već spoznaja da se to na sličan način može događati.

Mnogo veće mogućnosti pruža **Hopfieldov model neurona** koji je prikazan godine 1982. Taj model ima mogućnost promjene osjetljivosti. Mogućnost promjene osjetljivosti običava se nazivati težinom. Osim toga, izlaz se ograničava za prvelik ulaz prema ulazno izlaznoj karakteristici u obliku slova S, tzv. **sigmoidnoj krivulji**. Taj model predložen je na slici 1.29, a načinjen je od tri dijela. Prvi dio zbraja, kao i u slučaju formalnog neurona, ekscitacijske i inhibicijske ulazne sinapse tako da je

$$S(x) = \sum_{i=1}^n a_i \cdot x_i \quad (1.38)$$

U drugom dijelu se $S(x)$ množi težinom G i taj rezultat se privodi trećem dijelu s nelinearnom ulazno-izlaznom karakteristikom u obliku slova S. Ta sigmoidna krivulja predložena je izrazom

$$y = \frac{1}{1 + e^{-G \cdot S(x)}} \quad (1.39)$$

Sigmoidna krivulja može se također izraziti i pomoću tangensa hiperbolnog

$$y = \frac{1}{2} \left\{ 1 + \operatorname{tgh}[G \cdot S(x)] \right\} \quad (1.40)$$

Hopfieldov model neurona ugrađen u neuronsku mrežu omogućuje rješavanje najrazličitijih problema. Neki od tih poznati su pod imenom „problem trgovačkog putnika“, „problem 8 kraljica“ u šahu, te „problem crtanja karte sa samo četiri boje“.

Danas se proučavanje neuronskih mreža udaljilo od svoje prvotne primjene u modeliranju funkcija živčanog sustava, a našlo je primjenu u raspoznavanju oblika, učenju,

adaptivnim sustavima i sl. Neuronske mreže danas ponovno imaju sve veće značenje u raspoznavanju oblika, što ima primjenu u robotici, raspoznavanju rukopisa, prevođenja, prepoznavanja govora i slično. Osim toga, u raspoznavanju oblika neuronske mreže to izvode slično kao što se to fiziološki odigrava u živom organizmu.

Problemi raspoznavanja oblika i učenja savršeno su riješeni u ljudskom organizmu pa i kod viših vrsta životinja, dok se to ne bi moglo reći za rješavanje takvih problema u području tehnike i znanosti, tj. u području umjetne inteligencije.

Raspoznavanje oblika alfanumeričkih znakova je najjednostavnije, no problemi su službeniji pri prepoznavanju raznih oblika stanica, krvnih zrnaca, riječi, a pogotovo kontinuiranoag govora.

Najjednostavnija metoda raspoznavanja jest **metoda pomoću etalona** odnosno uzoraka. Ona je najčešća kod nižih vrsta živih organizama, ali i u nekih viših vrsta. Ipak, u viših vrsta najčešće je raspoznavanje zasnovano na **karakteristikama objekta**. To znači da slovo E razlikujemo po tome što ima tri horizontalne crtice a F dvije, ili da se slovo J razlikuje od I, time što se pruža jednim dijelom ispod crte. Znači da slova možemo raspoznavati po njihovim značajkama. Isto tako raspoznavamo lica. Bez nekog utvrđenog pravila pamti se npr. oblik nosa, očiju, boja kose ili neke nepravilnosti u obliku dijela lica itd. Način pamćenja prema značajkama bolji je jer je invarijantan s obzirom na translacije i rotacije ^{slike} kao i na veličinu, što se ne bi moglo reći za raspoznavanje prema etalonima, gdje se slovo npr. mora smjestiti u polje gdje se uspoređuje s etalomom. Osim toga, potreban je znatno veći kapacitet memorije pri raspoznavanju po etalonima.

Problem raspoznavanja možemo općenito izraziti višedimenzijским vektorom koji predstavlja objekt što ga treba prepoznati prema njegovim karakteristikama:

$$X_k = [x_{1k}, x_{2k}, x_{3k}, \dots, x_{nk}], \quad (1.41)$$

dok su karakteristike etalona predočene vektorom

$$X_e = [x_{1e}, x_{2e}, x_{3e}, \dots, x_{ne}]. \quad (1.42)$$

Raspoznavanje će se provesti ako udaljenost između ova dva vektora d_n u n -dimenzijskom prostoru postane manja od neke dovoljno male vrijednosti d_{on} . Za trodimenzijski prostor koji je lako predočljiv, ta je udaljenost dana izrazom

$$d_3 = \sqrt{(x_{1k} - x_{1e})^2 + (x_{2k} - x_{2e})^2 + (x_{3k} - x_{3e})^2}, \quad (1.43)$$

što se može prikazati slikom 1.30. Objekt će biti raspoznat ako razmak bude minimalan prema svim ostalim vektorima etalona. Za n -dimenzijski prostor ta je "udaljenost"

$$d_n = \sqrt{\sum_{i=1}^n (x_{ik} - x_{ie})^2} \quad (1.44)$$

Ljudski organizam odnosno njegov živčani sustav omogućuju mnogo zamršenije raspoznavanje oblika nego bilo koji danas postojeći stroj. Raspoznavanje oblika moguće je i u nepovoljnim okolnostima, svjetlosnim uvjetima, katkad i zamagljenim i djelomično vidljivim znakovima. To se posebno očituje u raspoznavanju riječi i govora uz izobličenja i šumove većeg intenziteta od izgovorene riječi. Posebna značajka ljudskog raspoznavanja jest mogućnost učenja u raspoznavanju oblika. Takav je pokušaj također ostvaren u području umjetne inteligencije primjenom perceptrona [Lit.1.8].

1.4.4. Perceptron. Neuronske mreže

Perceptron je ostvario potkraj pedesetih i početkom šezdesetih godina Rosenblatt u želji da izvede uređaj koji će moći raspoznavati zrakoplove na temelju njihova oblika. Iako u tom smislu nije dobio očekivane rezultate, Rosenblatt je realizirao uređaj koji ima mogućnost da **nauči** raspoznavati oblike na način vrlo sličan onom kako se to odigrava u ljudskom organizmu i time je izveo model sličan humanom raspoznavanju koji je zahvaljujući adaptivnim elementima postao osnovom mnogih poslije izvedenih uređaja ove vrste. Također je na taj način ukazao na primjenljivost neuronskih mreža i potaknuo njihov razvitak. Perceptron predstavlja temeljan oblik neuronske mreže.

Rosenblatt je sliku objekta koji treba raspoznati projicirao na ploču s 400 elementarnih fotoćelija (kao mrežnica) koji je na stohastički način (kao i u ljudskom mozgu) povezao

s 512 asocijativnih elemenata. Ti asocijativni elementi imaju mogućnost adaptiranja posredstvom težinskih članova koji su upravljani sa strane izlaza. Asocijativni element s težinskim članom kao adaptivni čvor odgovara neuronu u mozgu. Rezultati dobiveni asocijativnim elementima i nakon vrednovanja težinskim elementima, privode se **odzivnoj jedinici s pragom**, što omogućuje klasifikaciju objekta u dvije kategorije: raspoznatog objekta i ostalih objekata. Kako je izveden Rosenblattov perceptron, vidljivo je na sl. 1.31. Asocijativni element dobiva s fotoelementa s kojima je spojen vrijednosti S_i koje su binarne (0,1), a koeficijent a_i može biti pozitivan ili negativan. Ako zbroj produkta $S_i \cdot a_i$ postane veći ili jednak pragu podražljivosti θ , onda je izlaz $x_k = 1$, odnosno, ako je manji, odziv je 0. To se može napisati kao

$$x_k = \text{sgn}(D) = \text{sgn}\left(\sum_{i=1}^r a_i S_i - \theta\right) \quad \begin{array}{l} x_k = 1 \quad D \geq 0 \\ x_k = 0 \quad D < 0 \end{array} \quad (1.45)$$

Vrijednosti dobivene na izlazu asocijativnog elementa množe se težinskim faktorom w_k . Zbroj novonastalog produkta upoređuje se s pragom u odzivnoj jedinici R_k kada vrijedi

$$Y_{Bk} = \text{sgn}\left(\sum_{k=1}^n x_k w_k - R_k\right) \quad (1.46)$$

Ako je izraz u zagradi veći od 0, onda je predmet raspoznat, a u protivnom nije. No ako predmet nije "raspoznat", odnosno nije pripao klasi objekata koji se mogu raspoznati, onda se može "učenjem" naučiti perceptron da promatrani objekt uvrsti u kategoriju raspoznatih predmeta. Učenje se ostvaruje povećanjem težinskih vrijednosti w_k dok ne bude prijeđen prag R_k . Prema tome, učenje se ostvaruje promatranjem izlaza iz odzivne jedinice. Ako je binarni izlaz odzivne jedinice $Y_{Bk} = 1$, onda se ne utječe na težinske faktore, a ako nije, povećavaju se težinski faktori sve dok se ne ostvari izlaz 1, što znači da je prijeđen prag R_k i objekt raspoznat. Težinski faktor w_k najčešće se mijenja kontinuirano (analogno), a može se mijenjati digitalno u finim koracima. U nekim izvedbama neuronskih mreža može uz pozitivne imati i negativne vrijednosti. Pozitivne vrijednosti težinskog faktora odgovaraju ekscitaciji, a negativne inhibiciji. Broj odzivnih jedinica na izlazu može biti veći od jedne, no malokad veći od osam.

Korekcija težina provodi se preko povratne veze na način kako je to prikazano na sl. 1.31. Iz binarnog izlaza (1,0 ili 1, -1) izlazno stanje se dovodi na komparator koji daje

kvantiziranu pogrešku ϵ_k^* ako nije jednako signalu usporedbe d_k , tako da se može napisati da je

$$\epsilon_k^* \triangleq d_k^* - Y_{Bk}. \quad (1.47)$$

Ako je $\epsilon_k = 0$, ne upravlja se težinskim faktorima w_k i željeno raspoznavanje je ostvareno. Ako je $\epsilon_k \neq 0$, utječe se na težinske faktore tako da se smanjuju ili povećavaju već prema tome je li pogreška ϵ_k veća ili manja od nule. Sljedeći težinski faktor w_{k+1} određuje se prema prethodnom w_k razmjerno nastaloj pogreški ϵ_k i veličini x_k tako da je

$$w_{k+1} = w_k + \alpha \epsilon_k^* x_k. \quad (1.48)$$

Kod perceptrona primjenjuje se nelinearni algoritam učenja. Težinski elementi w_k predstavljaju adaptivni element perceptrona. Kod Rosenblattova perceptrona α je 1, a željena odzivna vrijednost d_k je binarna. Zvjezdicom * za vrijednosti pogreške ϵ_k i d_k naznačena je njihova binarna vrijednost.

Važna je značajka Rosenblattova perceptrona da su njegove veze s osjetnim elementima stohastički raspoređene i da se tek učenjem ostvaruju veze koje omogućuju raspoznavanje. Istovjetan proces zbiva se i u živčanom sustavu čovjeka gdje se veze među neuronima realiziraju učenjem, a pamte trajno ponavljanjem. Također je uočljivo da se proces učenja odvija **paralelno**, a ne serijski u vremenu, kao što je to u većini računala. Time se ostvaruje brzina uz relativno spore elemente. Na taj način perceptron je vrlo uspješan model procesa učenja u živom organizmu.

Perceptron na sl. 1.31. ima samo jedan sloj asocijativnih elemenata, no složenije zadaje mogu se rješavati ako perceptron ima više slojeva. U neuronskih mreža broj slojeva asocijativnih elemenata može biti dva, tri ili veći. Sloj asocijativnih elemenata u neuronskih mreža zove se **pokriveni sloj** (hidden layer). Adaptivni element u mnogih neuronskih mreža može biti i linearno izveden, kao što je to kod adaptivnoga linearnog elementa ADALINE prikazanog na sl. 1.32.a. Ulazni vektor $X_k = [x_1, x_2, x_3, \dots, x_n]$ posredstvom **težinskog faktora** $W_k = [w_1, w_2, w_3, \dots, w_n]$ dovodi se na odzivni element kod kojeg se provodi zbrajanje. Izlaz

iz elementa za zbrajanje vodi se na komparator i na nelinearni pragovni element. S komparatora, koji je za razliku od perceptrona priključen ispred pragovnog elementa, dobiva se usporedbom linearna pogreška ϵ_k . Linearna pogreška upravlja istim elementom preko kojeg se upravlja težinama kao i kod perceptrona. Za razliku od perceptrona ovdje se odzivnoj jedinici koja ima element za zbrajanje dovodi promjenljiva veličina praga θ_k . Komponente ulaznog vektora mogu biti analogne ili binarne. Težinski faktori w_k kontinuirano su primjenljivi i mogu imati pozitivne i negativne vrijednosti. Kao pragovni element u nekim izvedbama može se upotrijebiti i sigmoidni element, kao kod Hopfieldova modela neurona. To je tzv. sigmoidna ADALINE-mreža. Kod linearnog algoritma učenja željena odzivna vrijednost d_k , izlazna veličina Y_k i pogreška ϵ_k linearne su vrijednosti pa izraz (1.47) sada glasi

$$\epsilon_k \triangleq d_k - Y_k \quad (1.49)$$

I u linearnom slučaju učenje se provodi kao i kod perceptrona, samo u ovom su slučaju veličine d_k , y_k i ϵ_k linearne veličine.

Ako se prikriveni sloj izvede s ADALINE-elementima, dobiva se nova mreža s više adaptivnih elemenata, poznata kao MADALINE-mreža (Multiple ADALINE). U ovom slučaju kao odzivne jedinice na izlazu nalaze se logički elementi kao I, ILI ili većinski odzivni element.

Jedan jednostavan primjer gdje su upotrijebljena samo dva ulazna elementa ADALINE- mreže može pokazati kako se dobiva binarni izlaz (+1, -1) s pragovnog elementa. Ako svaki ulazni element može imati dvije vrijednosti +1 i -1, to postoje četiri različite mogućnosti za dva ulaza ili općenito 2^{2n} mogućnosti ako ima n-ulaza. Dva ulazna elementa mogu se prikazati u ravnini, dok je za n-ulaza potreban n-dimenzijanski prostor. Obilježimo li ulaze s dvije vrijednosti x_1 i x_2 , onda su moguće četiri različite vrijednosti (+1, +1; +1, -1; -1, +1; -1, -1) koje su kao četiri točke prikazane na sl. 1.32.b. Na izlaznoj pragovnoj jedinici nakon zbrajanja umnožaka $x_1 w_1$ i $x_2 w_2$ dobiva se

$$s = x_1 w_1 + x_2 w_2 + \theta_{o_k} \quad (1.50)$$

Ako izlaznu veličinu s izjednačimo s nulom ($s = 0$), dobit ćemo **pravac razgraničenja** koji ulazni prostor, u ovom slučaju ravninu, dijeli na dva dijela, od kojih jedan dio odgovara $+1$ izlazu, a drugi -1 izlazu. Pravac razgraničenja predložen je jednadžbom

$$x_2 = -\frac{w_1}{w_2} x_1 - \frac{\theta_0}{w_2} \quad (1.51)$$

Odabirom težinskih faktora w_1 i w_2 i praga θ_0 može pravac razgraničenja podijeliti ravninu tako se izdvaja bilo koja ulazna veličina koja predstavlja traženi oblik (x_1, x_2) od ostalih. Na slici 1.32.b to je ulazna vrijednost $x_1 = -1, x_2 = -1$ koja daje sama izlaznu vrijednost -1 uz pozitivne vrijednosti težinskih faktora i praga θ_0 , dok ostale moguće tri vrijednosti daju izlaznu vrijednosti $+1$. Kod MADALINE mreže uz uporabu dvaju ulaza s dva ADALINE-elementa dobivaju se dva pravca razgraničenja, a kod nelinearnih odzivnih elemenata dobivaju se mjesto pravca razgraničenja krivulje razgraničenja.

Situacija u višedimenzijском prostoru ne može se prikazati slikom.

Neuronske mreže uvelike se primjenjuju u medicini. Tu se može spomenuti pomoć u medicinskoj dijagnostici gdje simptomi bolesti i drugi važni parametri ulaze na ulaze neuronske mreže, a postavljene dijagnoze dobivaju se na više izlaza. Isto tako, neuronske mreže mogu se upotrijebiti za poboljšanje kvalitete medicinskih slika [Lit. 1.9 i 1.10].

1.5. Srce i krvotok

Srce i krvotok su sa stajališta biomedicinske tehnike vrlo važni jer je mnogo instrumentarija pogotovo elektroničkoga, posvećeno dijagnostici funkcioniranja srca i krvotoka, a i električnoj stimulaciji. Tako se mogu u smislu dijagnostike spomenuti elektrokardiografija, fonokardiografija, vektorska elektrokardiografija, mjerenje srčanog ritma, mjerenje krvnog tlaka, a u smislu stimulacije električni stimulatori srca, itd. Zbog navedenih razloga ovdje će biti ukratko prikazan rad srca i krvotoka kako bi se bolje mogla razumjeti mjerenja koja se na njima provode.

Srce je mišić koji svojim ritmičkim kontrakcijama tjera krv kroz žile općeg (sustavnog) krvotoka (sistemska cirkulacija) i kroz plućni krvotok (pulmonalna cirkulacija). Sustavni krvotok napaja krvlju cjelokupan organizam, tj. omogućuje izmjenu tekućine i tvari, dok se u plućnom krvotoku omogućuje izmjena plinova (CO_2 i O_2) preko pluća.

Rad srca možemo prikazati pojednostavnjenom mehaničkom shemom na sl. 1.33.a, koja nije anatomske vjerna, ali funkcionalno zadovoljava. Srce je podijeljeno na desni i lijevi dio septumom, a lijevi i desni dio sastoji se od pretkljetke (atrij) i kljetke (ventrikul). Lijevi i desni dio obilježava se na slici sa stajališta pacijenta, pa su strane na slici obrnute. Krv ulazi u desnu pretkljetku preko donje i gornje šuplje vene (vena cava superior i inferior), a u lijevu pretkljetku preko plućnih vena. Žile kojima krv ulazi u srce zovu se vene, a kojima izlazi iz srca zovu se arterije bez obzira na to je li u njima venska ili arterijska krv. Krv iz pretkljetke ulazi preko srčanih zalistaka (valvule) u kljetke. Zalistak koji se nalazi između desne pretkljetke i kljetke (atrioventrikulska valvula) zove se **trikuspidna valvula** i načinjena je od tri segmenta, dok se lijeva valvula zove **bikuspidna valvula** jer je načinjena od dva segmenta. Bikuspidna valvula zove se i mitralna jer slična biskupskoj mitriji. Mehaničku funkciju valvula možemo zamisliti kao istosmjerni ventil koji propušta krv u smjeru pretkljetka-kljetka, ali ne u protivnom smjeru. Prema tome, dok je tlak u pretkljetki veći nego u kljetki, krv nesmetano teče iz pretkljetke u kljetku, no netom tlak u kljetki postane veći od tlaka u pretkljetki, ventil se zatvori i ne dopušta prolaz krvi u protivnom smjeru, tj. iz kljetke u pretkljetku. To isto vrijedi i za lijevi zalistak odnosno mitralnu valvulu. Valvule su pasivni ventili koji su upravljani razlikom tlakova kao i okrugla pločica nad otvorom manjeg promjera od pločice smještena preko šarke s donje strane otvora. Povećani tlak ispod pločice diže pločicu i zatvara otvor, dok pločica sama pada i otvara otvor ako je tlak iznad pločice veći. Kako izgleda trikuspidna i mitralna valvula vidi se na sl. 1.33.b. Na izlazu kljetke nalaze se semilunarni zalisci nazvani tako zbog svoga polumjesečastog oblika. Oni također omogućuju samo izlazak krvi iz kljetke, ali ne i povratak. Ti zalisci zovu se već prema smještaju: pulmonalna odnosno aortalna valvula. Semilunarni zalisci također imaju tri segmenta. *To je dobro prikazano na slici 1.33.c.*

Vic.

V stvarno,

Rad srca odnosno kontrakcija njegove muskulature tjera krv od njezina ulaza u atrijske do izlaska iz kljetke u aortu i pulmonalnu aortu. Prvi poticaj javlja se u **sinusno-atrijskom**

čvoru (SA-čvor) u obliku akcijskog potencijala koji se onda širi sve do atrioventrikulskog čvora (AV-čvor), izazivajući pri tome postupnu kontrakciju muskulature od SA-čvora do AV-čvora, koja se širi kao val. Akcijskom potencijalu koji je nastao u SA-čvoru treba približno 40 ms da dođe do AV-čvora, gdje se zaustavi oko 0.1 s. Taj je zastoj posljedica sporijeg prolaska akcijskog potencijala kroz vlakna samog AV-čvora. Brzina prostiranja akcijskog potencijala ovdje je samo oko 0.1 m/s, a na samom početku svega 1 cm/s. Iz AV-čvora vode Purkinjeova vlakna u klijetke. Ta vlakna prolaze između srčanih klijetki i ulaze u ventrikulski septum da bi se na dnu miokarda podijelili na desnu i lijevu granu unutar odgovarajućih klijetki. Akcijski potencijal kroz Purkinjeova vlakna se šire znatno većom brzinom, i to 1.5 do 4 m/s, što omogućuje gotovo momentano proširenje akcijskog potencijala do mišića klijetki i istodobnu kontrakciju cijele desne i lijeve klijetke. Pri tome lijeva klijetka koja je većih dimenzija istiskuje krv u aortu i kroz ostale arterije i arteriole u cijelo tijelo, dok desna klijetka istiskuje krv u plućne arterije i pluća. Ta trenutna kontrakcija lijeve klijetke naglo povećava tlak u lijevoj klijetki jer zatvara atrioventrikulski zalistak (mitralnu valvulu), a krv ^{proteće} ~~ne može trenutno izaći~~ kroz semilunarni zalistak u aortu. ^{tek kad nadvlada postojeći tlak u aorti.} To je **sistola**, a tlak koji se u tom trenutku pojavljuje jest **sistolčki tlak**. Normalna je veličina ovog tlaka kod mlađeg čovjeka oko 16, a kod starijeg do 19 kPa. No nakon nekog vremena akcijski potencijal pada na nulu i tlak se u klijetki ^{naglo} ~~također~~ smanjuje. Sada se krv iz aorte, gdje je tlak veći, želi vratiti u klijetku, ali nailazi na ^{aorte} ~~aortni~~ zalistak koji zatvara i trenutno povećava tlak u aorti (incizija), da bi on nakon toga opadao po eksponencijalnom zakonu do najniže vrijednosti koja se zove **dijastolički tlak**. Dijastolički tlak kreće se u granicama od 10 do 12 kPa. Za vrijeme dok je ^{aorte} ~~aortni~~ zalistak zatvoren zbog većeg tlaka u aorti, srčani mišić je opušten, odnosno u stanju relaksacije, očekujući sljedeći podražaj. Promjene tlaka u lijevoj pretklijetki, klijetki i aorti, kao i promjena volumena klijetke prikazane su na sl. 1.34.

✓ srčanim mišićem

✓ sl. 1.33.b

^{proteće} ~~ne može trenutno izaći~~ kroz semilunarni zalistak u aortu. ^{tek kad nadvlada postojeći tlak u aorti.}

^{naglo}

~~također~~

^{aorte}

~~aortni~~

^{aorte}

~~aortni~~

Vidjeli smo da akcijski potencijal nastaje u SA-čvoru. SA-čvor je malo područje (3x10 mm) specijalnoga mišićnog tkiva kojemu je osnovna značajka nizak prag podražljivosti niži nego kod ostalog mišićnog tkiva srca. Zbog toga razloga se akcijski potencijal kod zdravog srca uvijek javlja u SA-čvoru. Akcijski potencijal srčanog mišića razlikuje se od akcijskog potencijala u drugim mišićima po jednom zadržavanju u hiperpolariziranom stanju, tako da se formira jedan "plato" na akcijskom potencijalu, što je prikazano na slici 1.35.

Ritmičnost rada srca nastaje zbog veće propustljivosti za katione Na^+ srčanog mišića, tako da nakon prestanka akcijskog potencijala potencijal u mirovanju ne ostaje na konstantnoj vrijednosti, nego se postupno povećava, tj. postaje pozitivniji zbog povećanog ulaska natrijevih kationa Na^+ u unutrašnjost mišićnog vlakna. Kad taj potencijal dosegne prag podražljivosti stvara se nov akcijski potencijal. Na taj način je određen period ponavljanja nastanka akcijskog potencijala odnosno frekvencija otkucaja srca. Kada nastupi poremećaj u stvaranju akcijskog potencijala SA-čvora, ulogu davača (pacemakera) preuzima AV-čvor, ali s nižom frekvencijom otkucaja, ili čak Purkinjeove niti kojih je prag podražljivosti još veći, pa je frekvencija otkucaja još niža.

U nekih bolestima, kao što je srčani infarkt, pri prolasku struje kroz srce povećava se osjetljivost mišićnog tkiva srca i na drugim mjestima na miokardu, koji onda postaju izvori akcijskog potencijala. To su tzv. **ektopički centri**. Kako se akcijski potencijali pojavljuju s različitim mjestima u potpuno nepravilnim intervalima, nastupa "podrhtavanje" srčanog mišića mjesto njegova pravilnog rada. Tako nastaje **fibrilacija** klijetki, što zbog nemogućnosti da srce pravilno pumpa krv uzrokuje znatno manje istiskivanja krvi, odnosno srčanog outputa. Ako se tako nastalo "treperanje" srca ne zaustavi zbog nedovoljne opskrbe tijela krvlju, a pogotovo mozga, nastupa smrt. Prema tome, posljedica fibrilacija klijetki često je smrtni ishod. Srce izbacuje u svakom otkucaju prosječno 70-ak ml krvi, dok se pri velikim naporima količina krvi može udvostručiti.

Čovjekovo srce, u prosjeku ima 72 otkucaja u minuti (72 otk/min) iako odstupanja od toga broja u granicama od $\pm 10\%$ ne odstupaju od normale. Športaši zbog često povećanog volumena klijetke imaju manji broj otkucaja srca u minuti. Postoji, svakako, stanovit odnos između broja otkucaja i veličine organizma, što je razumljivo s obzirom na masu krvi koju srčana pumpa mora potjerati. Tako kit ima 5 otk/min, a kanarinac približno 1 000 otk/min. Svakako da broj otkucaja srca ovisi i o fizičkom opterećenju organizma. U snu se broj otkucaja srca može smanjiti na 50 otk/min, a pri velikom opterećenju porasti na više od 140 otk/min.

Zatvaranje srčanih atrioventrikulskih zalistaka, kao i semilunarnih zalistaka, V (sl.1.33.c) popraćeno je odgovarajućim zvukom, dok je njihovo otvaranje znatno sporije i ne čuje se

je odgovarajućom zvukom, dok je njihovo otvaranje znatno sporije i ne čuje se stetoskopom. Zatvaranje atrioventrikularnih zalistaka čuje se kao duboki ton koji se zove prvi srčani ton, jer se ^{najjače} prvi čuje. Zatvaranje semilunarnih zalistaka čuje se kao kratak pljesak, što predstavlja drugi srčani ton. Još se može čuti treći i četvrti ton, ali nešto slabije, a katkada se oni ne mogu uopće čuti. O srčanim tonovima u dijagnostičkom smislu govorit će se u poglavlju 5.4. Fonokardiografija.

Da bi srce obavljalo rad, potrebna mu je hrana kao i svakom drugom mišiću. Tu hranu srce dobiva preko vjenčanih (koronarnih) arterija, a produkte izgaranja kao što je ugljik-dioksid CO₂, i ostale nusprodukte oksidacije odvođe vene koje ulaze u koronarni sinus i odatle u desnu pretkljetku. Začepljenjem koronarne arterije prestaje se dio srčanog mišića napajati hranom, što dovodi do odumiranja tkiva na tom mjestu. To je srčani infarkt. Ako se veći dio srca prestane opskrbljivati hranom, može nastupiti smrt. Na slici 1.36 prikazan je izgled srca izvana, s njegovim koronarnim arterijama i ~~venama~~ [Lit. 1.1]. ↓ 3. d
L 08

Literatura:

- 1.1. ~~Arthur~~ C. Guyton: Temelji fiziologije čovjeka. JUMENA Zagreb. Prijevo, ^{d.} 1980.
- 1.2. R.F.Schmidt and G.Thews (editors): Human physiology. Vol. 1..4. Springer - Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, 1983.
- 1.3. ~~Elvin~~ Nason: Essentials of Modern Biology. John Wiley & Sons Inc. New York. London, Sydney, 1970.
- 1.4. Babsky, Khodorov, Kositsky, Zubkov: Human physiology. Vol. 1 & 2. Mir publisher Moscow, 1972.
- 1.5. H.P.Schwan: Biological Engineering. Inter-University Electronics Series. McGraw-Hill Book Company. New York, 1969.
- 1.6. Jacob Kline (editor): Biomedical Foundations of Biomedical Engineering. Little Brown & Co. Boston, 1976.
- 1.7. R. Plonsey, R.C. Barr: Bioelectricity. A Quantitative Approach. Plenum Press. New York, London, 1988.
- 1.8. L.V.Rešodko: Bionika. Biologičeskie aspekty. Izdavač "Viša škola". Kijev. 1978.
- 1.9. B.Windrow, M.A.Lehr: 30 Years of Adaptive Neural Networks: Perceptron, Madeline, and Backpropagation. Proceedings of the IEEE. Vol. 78. No.9. Sept. 1990.

- 1.10. J.J.Shynk, S.Roy: Convergence Properties and Stationary Points of Perceptron Learning Algorithm. Proc. of the IEEE. Vol. 78. No.10. Oct. 1990.
- 1.11. D.J.Amit: Modeling brain function. The world of attractor neural networks. Cambridge University Press. Cambridge, 1989.
- 1.12. S.N.Brajnes, V.B.Svečinskij: Probleme der Neurokybernetik und Neurobionik. Gustav Fischer Verlag. Stuttgart. 1971.
- 1.13. J. Bullock, J. Boyle, M. Wang: Physiology. Harwal Publishing Company. Malvern, Pennsylvania. 1991.

2. MJERENJE BIOELEKTRIČNIH POTENCIJALA

2.1. Bioelektrični potencijal u vodljivoj sredini

Biološki izvori nalaze se redovito u vodljivom prostoru koji je omeđen kožom. Takav biološki izvor može biti svaka pojedina stanica ili nakupina stanica kao što je to primjer sa srcem, okom ili mišićima. Kako se u vodljivom mediju ne može nakupljati naboj, a da se on ne giba, to moramo razmatrati naboje u kretanju, odnosno struje koje teku iz jednog izvora do ponora (uvira). Zbog toga kao najjednostavniji slučaj možemo razmatrati točkasti izvor struje I_0 predodčen na sl. 2.1.a. Iz tog izvora teče struja u vodljivom mediju vodljivosti σ . Gustoća struje \vec{J} će na udaljenosti r od izvora biti struja iz izvora podijeljena površinom kroz koju teče struja, a to je površina kugle polumjera r , pa se može napisati da je

$$\vec{J} = \frac{I_0}{4\pi r^2} \vec{r}_0, \quad (2.1)$$

gdje je \vec{r}_0 jedinični vektor usmjeren u smjeru radijusa. Budući da je jakost električnog polja \vec{E} prema Ohmovu zakonu

$$\vec{E} = \frac{\vec{J}}{\sigma}, \quad (2.2)$$

to proizlazi da je iz (2.1) i (2.2)

$$\vec{E} = \frac{I_0}{4\pi\sigma r^2} \vec{r}_0 \quad (2.3)$$

Ovdje se može upozoriti na analogiju između električnog polja u homogenom vodljivom mediju prema jednadžbi (2.3) i električnog polja u izolirajućoj homogenoj sredini (zrak ili neki drugi izolator) gdje vrijedi izraz

$$\vec{E} = \frac{Q}{4\pi\epsilon r^2} \vec{r}_0 \quad (2.4)$$

Jakost električnog polja ovdje potječe od naboja Q , dok je vodljivost σ zamijenjena dielektričnom konstantom ϵ .

Poznavajući veličinu električnog polja \vec{E} u bilo kojoj točki vodljivog medija, može se odrediti ~~razlika~~ ^{razlika} potencijala $\Delta V = V_2 - V_1$ između dviju ~~točaka na potencijalu V_1 i V_2~~ ^{u točki P koji su izazvani strujnim izvorom i ponorom} prema poznatom izrazu koji predstavlja skalarni produkt vektora električnog polja \vec{E} i elementa puta

d \vec{r}

$$\Delta V = \int_{r_1}^{r_2} \vec{E} \, d\vec{r} \quad . \quad (2.5)$$

U slučaju strujnog izvora može se na temelju jednadžbe (2.4) odrediti potencijal u točki P, koji potječe od izvora 1 na udaljenosti r_1 uz pretpostavku da je potencijal beskonačno udaljenih točaka jednak nuli,

$$V_1 = \int_{\infty}^{r_1} \vec{E} \, d\vec{r} \quad . \quad (2.6)$$

Uvrštavanjem izraza (2.3) u (2.6) i nakon integriranja u navedenim granicama, dobiva se da je potencijal u točki P udaljenoj r_1 od mjesta točkastog izvora struje 1:

$$V_1 = \frac{I_0}{4\pi\sigma} \frac{1}{r_1} \quad , \quad (2.7.a)$$

a potencijal od mjesta ponora 2 udaljenog za r_2 od točke P jest

$$V_2 = - \frac{I_0}{4\pi\sigma} \frac{1}{r_2} \quad . \quad (2.7.b)$$

Kako u stvarnosti nemamo samo točkasti izvor struje $+I_0$, nego i točkasti ponor $-I_0$, koji su međusobno razmaknuti za udaljenost ℓ prema sl. 2.1.b, to su i potencijali u točki P, što ih oni uzrokuju, različiti. Izvor i ponor struje, međusobno razmaknuti u prostoru, čine strujni dipol. Potencijal u točki P, koji nastaje od toga dipola, algebarski je zbroj potencijala V_1 i V_2 nastalih od izvora i ponora jer su potencijali skalarne veličine, pa je

$$V = V_1 + V_2 = - \frac{I_0}{4\pi\sigma} \left(\frac{1}{r_2} - \frac{1}{r_1} \right) \quad . \quad (2.8)$$

Do istog izraza se dolazi ako se traži razlika potencijala između razina r_1 i r_2 iz jednoga točkastog izvora prema jednadžbi (2.5).

Svođenjem izraza u zagradi na zajednički nazivnik dobiva se

$$V = - \frac{I_0}{4\pi\sigma} \left(\frac{r_1 - r_2}{r_1 r_2} \right) \quad . \quad (2.9)$$

Kako je prema kosinusovu poučku

$$r_1^2 = r_2^2 + l^2 - 2r_2 l \cos \theta \quad (2.10)$$

odnosno

$$r_1^2 - r_2^2 = l^2 - 2r_2 l \cos \theta \quad (2.11)$$

a pri tome je $l \ll r_2$ ili r_1 , to prema sl. 2.1. proizlazi, da su i r_1 i r_2 približno isti, pa se može napisati

$$(r_1 - r_2)(r_1 + r_2) = -2r_2 l \cos \theta, \quad (2.12)$$

odnosno, uz navedena zanemarenja, da je

$$r_1 - r_2 = -l \cos \theta, \quad (2.13)$$

što uvrštavanjem u izraz (2.9) daje na kraju rezultat

$$V = \frac{I_0 \cdot l \cdot \cos \theta}{4\pi \sigma r^2}. \quad (2.14)$$

To je temeljna formula za izračunavanje potencijala dipola u nekoj točki homogenoga vodljivog medija uz pretpostavku da je dimenzija dipola l zanemariva prema udaljenosti točke gdje se određuje potencijal V . Treba napomenuti da je vodljivost σ kompleksna veličina (admitancija) koja se sastoji od realne komponente vodljivosti κ i imaginarne $j\omega\epsilon$, pa je

$$\sigma = \kappa + j\omega\epsilon \quad (2.15)$$

Imaginarna komponenta je kapacitivnoga karaktera i ovisi o dielektričnoj konstanti ϵ tkiva i o frekvenciji promatranog signala f , jer je $\omega = 2\pi f$. Zbog toga ukupna admitancija σ postaje veća što je frekvencija signala veća, a to znači da će bioelektrični signali viših frekvencija biti manje amplitude odnosno prigušeniji. Iz izraza (2.8) također se vidi da potencijal koji mjerimo ovisi o kvadratu udaljenosti r mjerene točke od izvora. Zato akcijski potencijali stanica koji iznose 80 do 90 mV na elektrodama u elektrokardiografiji iznose 1 mV, a u elektroencefalografiji oko 50 μ V. Isto tako razmak među elektrodama ima optimalnu vrijednost. Svakako, prikaz uz pretpostavku homogenoga medija samo je približan jer organi nemaju istu vodljivost iako se vodljivosti bitno ne razlikuju (osim kosti i masti). Navedeni izraz (2.14) daje dobre informacije na većim udaljenostima od dipola.

Upotrebom jednadžbe (2.9) bez zanemarenja mogu se nacrtati ekvipotencijalne krivulje kao i strujnice okomite na njih (sl. 2.2). Ako postavimo elektrode na mjesta a i a' , može se iz nacrtanih ekvipotencijalnih krivulja odrediti potencijal V_1 i V_2 na svakoj od njih, odnosno, ako se povuče pravac koji prolazi kroz elektrode, može se na svakoj točki pravca odrediti odgovarajući potencijal. Razlika potencijala $\Delta V = V_1 - V_2$ jest napon koji se mjeri na elektrodama. Ako se postave elektrode b i b' na pravcu okomitom na smjer dipola i elektrode razmjestite simetrično od smjera dipola, izmjereni napon biti će 0. Odatle proizlazi potvrda inače empiričke spoznaje: da je **veličina napona izmjerena na elektrodama približno proporcionalna projekciji vektora dipola na pravac koji prolazi elektrodama**. Modul vektora dipola razmjernan je jačini izvora. Iako je to "pravilo" samo grubo približenje stvarnoj vrijednosti, ipak se dosta primjenjuje jer daje približnu informaciju o veličini mjenog napona i njegovoj ovisnosti o orijentaciji vektora. To se pravilo najviše upotrebljava u ^{i vektor kardiografiji} elektrokardiografiji. Električni dipol pojavljuje se pri dipolarizaciji bilo jedne stanice, npr. živčane ili mišićne, ili cijele nakupine stanica koji se sinkrono pobuđuje, kao što je to kod srca. Ako takvu stanicu ili nakupinu stanica prikažemo elipsoidnim oblikom prema sl. 2.3, onda je u nepobuđenom stanju takva stanica **polarizirana** izvana pozitivno, a unutar membrane negativno. U takvom slučaju na elektrodama izvan stanice neće se pojaviti potencijalna razlika. Ako stanicu podražimo, kationi natrija prodiru u stanicu i ona postaje na mjestu podražaja pozitivnija unutar stanice nego izvan, tako da se na jednom kraju stanice pojavljuje negativan naboj, dok je ostali dio pozitivan, pa tako nastaje dipol. Budući da je broj naboja relativno malen vektor je još mali. Kad taj proces **depolarizacije** napreduje, intenzitet vektora postaje najveći kada je proces depolarizacije došao do polovice stanice. Intenzitet vektora dipola smanjuje se kako se proces depolarizacije počinje približavati drugom kraju. Pošto je proteklo refraktorno vrijeme, ponovno se počinje uspostavljati prvotno stanje, tj. vraćaju se stanice koje su bile prve podražene na potencijal u mirovanju i tako se postepno sve više se stanica vraća u prvotno stanje. To je proces **repolarizacije** stanica [Lit. 2.5 i 2.6].

2.2. Naponi srca. Elektrokardiografija (EKG)

Mjerenje i prikaz napona srca ima veliku dijagnostičku vrijednost. Broj dijagnoza koje

se mogu utvrditi veći je nego pri mjerenju bilo kojega drugoga biološkog napona.

Da bi se približno utvrdio valni oblik napona srca, možemo zamisliti srce sastavljeno od dvije kuglaste nakupine stanica. Prva odgovara atrijima, a druga ventrikulima, tako da se proces zbiva na način kako je to prikazano na sl. 2.3. u prethodnom poglavlju. Kako proces stvaranja akcijskog potencijala počinje u sinusno-atrijskom čvoru, to se proces depolarizacije i poslije repolarizacije širi najprije preko atrija, a zatim tek preko klijetki. Srčani napon je sastavljen od valnog oblika dobivenoga depolarizacijom i repolarizacijom pretklijetki i zatim klijetki. Pri tome se repolarizacija pretklijetki preklapa s depolarizacijom klijetki. Na sl. 2.4. pokazano je kako je napon srca sastavljen kao i njegovi osnovni parametri. Napon koji potječe od kontrakcije atrija predodčen je na sl. 2.4. crtano, a onaj od klijetki punom crtom. Ovdje se uočava odstupanje od do sada rečenog, jer repolarizacija klijetke ne daje negativan napon, kako se moglo očekivati, nego je pozitivan. To znači da repolarizacija klijetki ne počinje na mjestu gdje je započela depolarizacija, nego na mjestu gdje je završila nakon nekoga refrakternog vremena. Razlog tom nenormalnom ponašanju repolarizacije jest visok tlak u klijetkama za vrijeme njihove kontrakcije (sistola) koji ne dopušta repolarizaciju na mjestu gdje je započela depolarizacija, nego na mjestu gdje je završila. Također je uočljiva vrlo brza i kratkotrajnija depolarizacija klijetke koja uzrokuje nagli porast tlaka u klijetki i predstavlja sistolu. Na prikazanom valnom obliku napona srca uočljiv je P-val koji odgovara depolarizaciji pretklijetke, depolarizaciji klijetke koja se zbiva u isto vrijeme kada i repolarizacija pretklijetke. Ovdje se pojavljuje pozitivni šiljak, tzv. R-zubac s dva negativna zupca \neq Q i S. Repolarizacija klijetke prikazana je T-valom.

2.2.1. Elektrokardiografski odvodi

Da bismo izmjerili napon srca mogli bismo elektrode postaviti bilo gdje u blizini srca. No tada bi se dobili i nešto drugačiji valni oblici napona srca prema položaju elektroda. Zbog toga je Einthoven predložio da se elektrode postave u vrhove trokuta s osnovom smještenom gore (Einthovenov trokut). To je pokazano na sl. 2.5. No budući da su ruke i noge dobri vodiči, to elektrode ne moramo postaviti u vrhove trokuta, nego, što je mnogo jednostavnije, na zapešće lijeve i desne ruke i gležanj lijeve noge. Desna noga služi kao uzemljenje. Ulazne

priključnice pojačala koje pojačava napone srca postavljaju se na sve tri postavljene elektrode tako da se mjere tri napona srca.

Srce za vrijeme depolarizacije i repolarizacije pretkljetki i kljetki predstavlja električni dipol koji se može predočiti vektorom, kao što je prikazano na sl. 2.5. Naponi koji se mjere na pojedinim elektrodama projekcije su vektora srčanog dipola na stranice trokuta. Naponi koji se mjere između pojedinih elektroda zovu se **odvodi** i odgovaraju stranicama trokuta. Tako je prvi odvod mjeren između lijeve i desne ruke, drugi između lijeve noge i desne ruke, a treći između lijeve noge i lijeve ruke. Ako ulaznu priključnicu pojačala koja otklanja pisaljku pisača prema gore obilježimo sa (+), vidimo da vrh vektora srca svojim vrhom odgovara toj pozitivnoj priključnici za I. i III. odvod, a ne i za II, što znači da bi pisac prikazivao napon u negativnom smislu. Da se to izbjegne i da svi odvodi prikazuju napon srca u istom smjeru, Einthoven je zamjenio priključak elektroda u drugom odvodu, kao što je to naznačeno na sl. 2.5.

Einthovenovi odvodi su bipolarni. Ako se pak potencijal jednog vrha trokuta uspoređuje sa srednjom vrijednosti potencijala drugih dvaju vrhova, onda je to monopolarni način mjerenja bipotencijala. Takvi odvodi poznati su kao **povećani (augmented) odvodi** ili **Goldbergerovi odvodi**. Nulti potencijal zapravo se definira kao zbroj svih potencijala elektroda. Budući da se u elektrokardiografiji upotrebljavaju tri elektrode, to se može napisati da je zbroj njihovih potencijala 0:

$$e_1 + e_2 + e_3 = 0. \quad (2.16)$$

Povećan odvod elektrode na desnoj ruci jest razlika potencijala na toj ruci e_1 i srednjeg potencijala između suprotne lijeve ruke i noge:

$$aV_R = e_1 - \frac{e_2 + e_3}{2}. \quad (2.17)$$

Prema izrazu (2.16) proizlazi da je $e_2 + e_3 = -e_1$, što uvrštavanjem u (2.17) daje

$$aV_R = e_1 + \frac{e_1}{2} = 1,5 e_1. \quad (2.18)$$

Iz toga se može zaključiti da je potencijal e_1 povećan za 50%. Isto tako se mogu odrediti

ii odvodi preostalih elektroda, pa je

$$aV_L = e_2 - \frac{e_1 + e_3}{2} = e_2 + \frac{e_2}{2} = 1,5 e_2, \quad (2.19)$$

$$aV_F = e_3 - \frac{e_1 + e_2}{2} = 1,5 e_3. \quad (2.20)$$

Povećani odvodi aV_L i aV_F su pozitivni, dok je aV_R negativno orijentiran.

Treći rutinski odvodi su **prekordijalni odvodi**. Ti su odvodi monopolarni, a napon se mjeri na šest mjesta ispod lijeve dojke i zajedničke elektrode na nultom potencijalu. Nulti se potencijal dobiva tako da se sve tri elektrode preko otpora od 5 k Ω spoje u jedno čvorište. Prema jednadžbi (2.16) proizlazi da je potencijal u tom čvorištu 0. Na tih šest mjesta pomiće se obično jedna elektroda. Ovdje je QRS kompleks na prvoj i drugoj elektrodi najčešće negativan.

Naponi srca omogućuju utvrđivanje najvećega broja dijagnoza u usporedbi s naponima drugih izvora. Ti naponi imaju najpravilniji valni oblik. Analizom valnih oblika napona srca mogu se utvrditi gotovo svi teži poremećaji rada srčanog mišića, kao i većina aritmija. Pod aritmijama razumijevamo sva odstupanja od normalnog srčanoga ritma. Usporeni srčani ritam zove se **bradikardija**, a ubrzani **tahikardija**. Na sl. 2.7.a prikazana je ventrikularna paroksizmalna tahikardija, a izgleda kao uzastopni slijed QRS kompleksa. Ona je opasna jer može lako prouzročiti **fibrilaciju klijetki**, kojoj je, ako se ne zaustavi, redovito smrtni ishod. Razlog tome je pojava različitih izvora davača takta srčanog ritma kao posljedica smanjenog praga podražljivosti na tim mjestima, tzv. **ektopičkim centrima**, koji su već opisani. Nepravilni valni oblik u slučaju fibrilacije vidljiv je na sl. 2.7.b. Naponi fibrilacije u početku su visoke frekvencije i amplitude oko 1 mV, ali već nakon dvadesetak sekunda amplituda se smanjuje na 0,2 do 0,3 mV. Smanjenje amplitude nastavlja se i dalje dok srce ne prestane raditi. Ako se takva ektopička žarišta pojavljuju povremeno, pojavljuje se dodatni QRS kompleks, tzv. **ekstrasistola**, kao što je to na sl. 2.7.c i prikazano. Prema tome, ekstrasistolu možemo smatrati prijevremenim otkucajem srca, kada se normalno ne očekuje. Smanjen broj otkucaja srca pojavljuje se kada se prekine provođenje impulsa iz atrija u ventrikule, pri čemu nakon pojave P-vala izostaje QRS kompleks. To je tzv. **atrioventrikularni blok**. U tom slučaju imamo znatno više broj kontrakcija atrija u minuti

nego ventrikula, kako je na sl. 2.7.a, pokazano. Broj otkucaja ventrikula može biti od 20 do 40 u minuti. Na taj način ventrikuli izmaknu kontroli atrija (bijeg ventrikula) za neko vrijeme. U takvom slučaju, dok AV ventrikularni čvor ne uspostavi svoj normalni ritam, ventrikuli tijekom 5 do 10 s uopće ne kontrahiraju, a zbog smanjene opskrbe mozga krvlju može nastupiti nesvjestica. To je tzv. Stokes-Adamsov sindrom.

Promatranjem valnog oblika srčanog napona mogu se otkriti gotovo svi teži poremećaji srčanog mišića, tzv. miopatije. Vidjeli smo da se za vrijeme depolarizacije stvara električni dipol i da struja teče od baze ventrikule prema njegovu vršku (apeks). U nekih bolesti, npr. kod akutnog infarkta, dio srčanog mišića ostaje stalno depolariziran, a posljedica je da struja teče neprekidno između polariziranog i patološki depolariziranoga dijela. To je tzv. **struja ozljede**. Pri začepljenju koronarnih arterija pri infarktu nedovoljna je prokrvljenost toga dijela srca gdje su nastala začepljenja (okluzije), posljedica toga je zadržavanje depolariziranog stanja i protjecanje struja ozljede. Kad je srce u potpunosti depolarizirano ili polarizirano, struja ne teče, što odgovara ST, odnosno TP intervalu (nulta linija). Ako depolarizacija ne obuhvaća cijeli srčani mišić, nego je dio ostao polariziran, onda pojavljuje se struja ozljede i za vrijeme ST-intervalu, a posljedica je spuštanje ST-segmenta. Spuštanje ST segmenta karakteristično je za postojanje struja ozljede, a i za nedovoljnu prokrvljenost srčanog mišića (ishemija). Pomak ST-linije nakon infarkta prikazan je na sl. 2.8. Pomak ST-linije pojavljuje se pri svakoj nedovoljnoj opskrbi srca krvlju, a pomak je veći, ako je ishemičnost srca veća. Kod snimke napona srca za vrijeme fizičkog naprezanja (ergometrija) dolazi zbog navedenih razloga također do spuštanja ST-spojnice [Lit. 2.1, 2.2 i 2.3].

2.3. Naponi mozga. Elektroencefalografija (EEG)

Naponi mozga mogu se mjeriti elektrodama postavljenim na glavu pacijenta, a posljedice su koordinirane depolarizacije i repolarizacije skupine živčanih stanica u mozgu. Depolarizacija živčane stanice od some prema ograncima na kraju aksona predstavlja u električnom pogledu električni dipol u danom trenutku. No do izražaja mogu doći samo kada

više takvih dipola odnosno neurona djeluje sinkronizirano. Na slici 2.9. pokazano je kako se depolarizacijom neurona formira dipol. Konačni rezultirajući napon zajedničkoga djelovanja vrlo velikoga broja neurona, pa i dipola koje oni oblikuju, pojavljuju se na elektrodama valovite promjene napona i u vremenu i u prostoru. Pri snimanju s velikim brojem elektroda smještenih na kori velikog mozga (elektrokortigrafija), a i na površini glave (elektroencefalografija), može se uočiti širenje napona iz pojedinih središta kao kružnih valova. Te izvore valova možemo smatrati dipolima sastavljenih od mnogo neurona, ali simultano depolarizirajućih. Napon mozga promatran samo na jednom njegovu dijelu nema veće značenje. Samo istodobna registracija napona mozga s različitih područja mozga ima dijagnostičko značenje. Zato se upotrebljava standardno 19 elektroda smještenih na glavi pacijenta. Kako se te elektrode postavljaju, vidljivo je na sl. 2.10. Razmak među elektrodama postavljen je u razmaku 10%, 20% (sustav deset-dvadeset), a raspored elektroda na glavi pacijenta izveden je prema Međunarodnoj federaciji EEG udruženja. Kako se istodobno registriraju naponi s najmanje osam mjesta na glavi, govorimo o osmokanalnom EEG-uređaju. Pod kanalom razumijeva se pojačalo s elektrodama i sve regulacije, te pisač koji bilježi naponske promjene s glave pacijenta. Osim 8-kanalnih, susreću se još 12-kanalni, 24-kanalni i najviše 32-kanalni EEG uređaji. Mjerenje napona može se provesti na **bipolaran** i **monopolaran način**. Kod bipolarnog načina mjeri se razlika potencijala između dviju elektroda koje su obje na potencijalima mozga, a kod monopolarnog načina samo jedna elektroda mjeri napon mozga, dok je druga na nultom odnosno srednjem referentnom potencijalu. Oba načina prikazana su na sl. 2.10. Referentni napon odgovara nekom srednjem nultom potencijalu ako se potencijali svih elektroda preko otpora spoje u zajedničku točku (Wilsonova elektroda). Može se smatrati da zbroj svih takvih napona odgovara srednjem nultom potencijalu. Vrlo često se kao elektroda nultog potencijala odabire uška.

U elektroencefalografiji mogu se uočiti četiri karakteristična signala po valnom obliku, veličini amplitude i frekvenciji. Oni se označuju grčkim slovima: α -valovi, β -valovi, θ -valovi i δ -valovi.

α -valovi (α -ritam) pojavljuju se gotovo u svih normalnih ljudi kad su budni, opušteni i ni na što koncentrirano ne misle. Frekvencija je tih valova u granicama od 8 do 13 Hz, a amplituda im je približno 50 μ V. Ti valovi dominiraju u okcipitalnoj regiji, ali se mogu naći

katkad i u parijetalnom i frontalnom području glave. α -valovi se za vrijeme spavanja gube kao i pri rješavanju nekog problema kada se na taj problem pacijent koncentrira. Tada α -valove zamjenjuju valovi više frekvencije i manje amplitude, tzv. β -valovi. Amplituda α -valova nije konstantna, nego se mijenja u obliku vretena, pa potpuno nestane, da bi se nakon nekoliko sekundi opet pojavila.

β -valovi najčešće se registriraju na frontalnim i parijetalnim regijama u području frekvencije od 14 Hz do 30 Hz, a katkada dosežu i 50 Hz. Neki frekvencijsko područje β -valova od 14 do 30 Hz zovu β I-valovi, a od 30 do 50 Hz β II-valovi. β -valovi pojavljuju se za vrijeme duševne aktivnosti, a oni najvećih frekvencija za vrijeme neke duševne napetosti. Amplituda β -valova manja je od α -valova i iznosi približno 20 μ V. Za provjeru blokiranja α -ritma i uspostave β -ritma, pacijentu se za vrijeme snimanja elektroencefalograma kaže da nakon zatvorenih očiju otvori oči, kada se blokira α -ritam i pojavi β -ritam kao što je to na sl. 2.11. i pokazano. Otvaranjem očiju povećala se koncentracija pacijenta na vanjski svijet, što je prouzročilo prestanak α -valova i uspostavu β -valova.

θ -valovi imaju frekvenciju između 4 i 7 Hz ^{i amplitudu oko 70 μ V}. Pojavljuju se pretežno u parijetalnim i temporalnim regijama u djece, a i u odraslih za vrijeme emocijskih stresova, osobito kod razočaranja i frustracije. Ako se u čovjeka ugodni doživljaj naglo prekine i odstrani, to izaziva θ -valove u trajanju od približno 20 sekundi. θ -valovi za razliku od α -valova i β -valova, mogu biti i patološki i pojavljuju se u mnogih poremećaja mozga. U normalnom EEG-u može biti prisutna manja količina θ -ritma; obično ne veća od 10%.

16 δ -valovi pokrivaju područje frekvencija od 0,5 do 3,5 Hz. Relativno su najveće amplitude (od 50 do 100 μ V). Pojavljuju se u dubokom snu, u djece i pri težim bolestima mozga. δ -valovi pojavljuju se u kori velikog mozga (korteksu) neovisno o aktivnosti u nižim slojevima mozga. δ -valovi predstavljani su većim brojem neurona koji sinkrono djeluju s depolarizacijom živčanih stanica tijekom duljeg vremena. Tako se tumači njihova velika amplituda i niska frekvencija.

Elektroencefalografija (EEG) omogućuje dijagnostiku mnogih organskih bolesti mozga, kao što su intrakranijalni tumori, različite traume, hematomi, meningitis i encefalitis,

a posebno različite vrste epilepsije. Baš zahvaljujući EEG-u uspjelo je utvrditi više vrsta epilepsija.

Za tumore su karakteristični spori valovi velike amplitude u okolišu tumora, dok je samo tumorozno tkivo električki inaktivno. Te spore aktivnosti uglavnom su u području theta-valova i delta-valova. Neposredno nakon traume pojavljuje se kratkotrajna brza aktivnost (valovi visoke frekvencije), nakon toga pojavljuje se EEG malih amplituda spore aktivnosti dok se ne uspostavi normalan ritam. Kod meningitisa i encefalitisa EEG nije jače promijenjen. Prisutna je najviše difuzna spora aktivnost u području frekvencije θ -valova. Ako se bolest pogoršava, osnovna aktivnost je sporija, a pojavljuje se sve više θ -valova i δ -valova.

EEG je posebno važan za dijagnostiku epilepsije (padavica). Epilepsija kao bolest nastaje zbog niskog praga podražljivosti neurona mozga kada neočekivano nastaju akcijski potencijali. Epilepsija se može podijeliti na generaliziranu epilepsiju i parcijalnu epilepsiju. **Generaliziranu epilepsiju** možemo opet podijeliti na epilepsije poznate pod imenom grand mal i petit mal.

Grand mal očituje se grčevima koji zahvaćaju cijelo tijelo, bolesnik pada i gubi svijest. Nakon grčeva bolesnik ulazi u komu, a nakon nje u dubok san. Za vrijeme kome amplitude signala su vrlo malene. Takve napadaje bolesnik može imati i nekoliko puta na dan do jedanput mjesečno ili čak i rjeđe. Ovaj tip epilepsije svojstven je po signalu velikih šiljastih amplituda (do $200 \mu\text{V}$), a rasprostire se po cijeloj površini mozga, prema sl. 2.12.a. Frekvencija nastalih valova za vrijeme napadaja odgovara području α -valova. Grand mal može se izazvati lijekovima (metrazol), inzulinskom hipoglikemijom i prolaskom izmjenične struje kroz mozak.

Petit mal epilepsija iskazuje se kratkotrajnim gubitkom svijesti od nekoliko sekunda (absence). Ti se simptomi najčešće pojavljuju, no mogu se pojaviti kao simptomi i kratkotrajni trzaji rukama ili glavom. Uz ovaj tip epilepsije u EEG-u je prisutan šiljak-val u trajanju od 2 do 3 sekunde, kako je to prikazano na sl. 2.12.b.

Parcijalne epilepsije obično su vezane za organska oštećenja dijela mozga zbog

trauma ili tumora koji pritišću tkivo mozga. Može se manifestirati grčevima koji putuju od glave prema nogama (Jacksonova epilepsija). Simptomi mogu biti i kratkotrajna amnezija, napadaji iznenadnoga bijesa, nagla tjeskoba i strah, nesuvisli govor, nenadana agresivnost itd. EEG izgleda kao na sl. 2.12.c, tj. to je val približno pravokutnog oblika frekvencije između 2 i 4 Hz i često superponiran val više frekvencije od približno 14 Hz. Amplitude napona koji se pojavljuju kod petit mala i parcijalne epilepsije iznose 50 do 100 μ V.

Za liječenje epilepsije danas postoje **epileptički centri** opskrbljeni elektroencefalografima, fotostimulatorima i akustičkim stimulatorima. Stimulatori služe da bi za vrijeme snimanja pacijenta izazvali napadaj, ako za nj postoji sklonost. Snimanje pacijenta obično traje od 20 do 30 minuta, a malokad i do 1 sat. Duže snimanje potrebno je kako bi se mogli pokazati simptomi epilepsije. Napadaj se za vrijeme snimanja pacijenta nastoji potaknuti i dubokim disanjem (hiperventilacija) u trajanju od 2 do 3 minute.

U **snu** se elektroencefalogram znatno razlikuje od EEG-a u budnom stanju. Tako je zahvaljujući elektroencefalografu utvrđeno da postoje četiri faze sna i faza koja prethodi snu. Na slici 2.13. prikazan je EEG s četiri faze sna i s početnom fazom koja prethodi snu, gdje dominira niskonaponski ritam s izmjenom α i β -valova. U prvoj fazi sna (pospanost) potiskuje se α -ritam, a pojavljuju se tu i tamo θ -valovi. U drugoj fazi laganog sna smanjuje se frekvencija ritma i dalje, a počinje se pojavljivati δ -ritam. Tu se pojavljuju i tzv. vretena frekvencije od 12 do 15 Hz. U trećoj fazi dubokog sna uz δ -valove pojavljuju se i K-kompleksi, a četvrtu fazu čini dubok san. Ovdje se pojavljuju samo δ -valovi niske frekvencije i velike amplitude. Za vrijeme dubokog sna, koji se pojavljuje pola sata do sat nakon odlaska na spavanje, smanjuje se krvni tlak, veličina respiracije, bazalni metabolizam i temperatura za približno 20 do 30%. Sve faze se ponavljaju redom u snu više puta (oko četiri do pet puta), a iz dubokog sna izlazi se postupno do prve faze. Za vrijeme ponavljanja te prve faze sna pojavljuju se θ -valovi i δ -valovi s vretenima α -valova koji traju nekoliko sekundi uz karakteristične nepravilne mišićne pokrete na licu i brze pokrete očiju. Zato se ova faza zove i REM-faza (rapid eye movements). Za vrijeme REM-faze čovjek se budi isto tako teško kao i iz dubokog sna, iako se zbog mišićnih trzaja čini kao da je san lagan. Zbog toga se ovaj dio sna zove i **paradoksalan san**, a ostale faze sna predstavljaju **ortodoksan san** (NREM). Za prepoznavanje REM faze spavanja potrebno je poligrafsko snimanje elektrookulograma,

elektromiograma, a katkad i srčanog ritma uz mjerenje otpora kože (PGR).

2.4. Naponi mišića. Elektromiografija. EMG

Naponi koji se mjere na mišićima su posljedica akcijskih potencijala koji se šire duž mišićnih vlakana. Da bi se snimili naponi s pojedinih živčanih vlakana, upotrebljavaju se potkožne elektrode koje mogu biti monopolarne i bipolarne. Te elektrode zbog malog razmaka među elektrodama (0.3 - 0.6 mm) mogu mjeriti napon nastao samo u jednom mišićnom vlaknu. Opisane su detaljnije u poglavlju 3. "Elektrode za mjerenje biopotencijala i ^{električne} vsmetnje". Na slici 2.14. prikazan je napon nastao kao odziv na podražaj. Taj napon ima trostruku promjenu (trofazni), a trajanje mu je kratko (2 do 15 ms). Amplituda signala je u granicama 20 do 2 000 μ V. Valni oblik može biti bitno različit u slučaju oboljelog mišića (slika 2.14). Pri naprezanju mišića pojavljuju se akcijski potencijali u mišiću kojih se frekvencija i amplituda povećava razmjerno naprezanju.

U slučaju upotrebe površinskih elektroda koje nisu invazivne kao potkožne dobiva se odziv ukupnoga djelovanja zbroja akcijskih potencijala u više mišićnih vlakana. U ovom slučaju velik broj akcijskih potencijala s velikog broja mišićnih vlakana koji se nesinkronizirano ponavljaju s različitim frekvencijama, a koji su gusto smješteni, jedni do drugih izgledaju slično električkom šumu. Na slici 2.14. je prikazan ovaj napon. Najveći energetska sadržaj kod ovih napona u području je od 40 do 80 Hz. Napon dobiven s površinskih elektroda može služiti za određivanje naprezanja u mišiću zato što postoji linearna korelacija (u užem području) između naprezanja u mišiću i srednje ili efektivne vrijednosti mišićnog napona. Zbog toga se filtriranjem običava dobiti srednja vrijednost ispravljenoga mišićnog napona ili efektivna vrijednost s odgovarajućim izmjenično-istosmjernim pretvornikom s odzivom na efektivnu vrijednost.

2.5. Naponi oka

2.5.1. Elektroretinografija (ERG)

Na oku se pojavljuje zbog aktivnosti fotoreceptora u području mrežnice (retine)

negativan potencijal, dok se u području leće oblikuje pozitivan potencijal. To se može utvrditi mjerenjem potencijala mikroelektrodama. Na taj način oko čini jedan dipol s izvorom struje u području leće i uvirom u području mrežnice. Budući da u ovisnosti struje koja teče iz izvora ovisi i napon dipola, a dipol ima i svoj smjer u prostoru, to se djelovanje dipola može prikazati i vektorom. Veličina napona koji se pojavljuje na dipolu ovisna je o intenzitetu svjetla koji pada na oko. Elektoretinografija se bavi promatranjem promjene napona u ovisnosti o intenzitetu svjetla koje osvjetljava mrežnicu.

Da bi se mogli izmjeriti naponi koji se pojavljuju između leće i mrežnice, postavljaju se elektrode u najveću blizinu samih izvora potencijala. Tako se na oko postavlja prozirna elektroda (od stakla ili plastičnog materijala) kod koje je prostor između stakla i rožnice ispunjen fiziološkom otopinom radi postizanja električnog spoja s rožnicom. U fiziološkoj otopini nalazi se elektroda od žice sa srebrnim kloridom nanesenim na njezinu površinu i na taj se način uspostavlja veza s pojačalom. Druga neutralna elektroda trebala bi biti postavljena u neposrednoj blizini mrežnice, ali kako to nije moguće, postavlja se na sljepoočicu, čelo ili ušku. Oko se kratkotrajno obasja svjetlom (bijelim ili obojenim) određenog intenziteta i promatra se naponski odziv, tj. **elektoretinogram**. Na slici 2.15. pokazan je elektoretinogram, gdje se mogu uočiti četiri karakteristična segmenta poznata kao a, b, c i d-val. Prvi a-val posljedica je aktivnosti fotoreceptora. Njegova amplituda ovisi o intenzitetu vanjskog svjetla i kreće se u području od 50 do 200 μV . b-val je posljedica promjena na membranama bipolarnih stanica, a dijelom i ganglijskih stanica. Amplituda b-vala može biti 600 do 800 μV . Prekidanjem arterije koja napaja krvlju mrežnicu, taj se potencijal može ukloniti. c-val nastaje zbog promjene potencijala na membranama pigmentnog epitela iza mrežnice, a d-val nastaje djelovanjem fotoreceptora i bipolarnih stanica pri prekidu svjetla. Svjetlosni impuls traje od nekoliko desetinki sekunda do 2 ili 3 s. Na slici 2.15.b prikazano je oko koje je prethodno bilo u tami pa je zatim osvjetljeno, dok je na slici 2.15.c prikazan obrnut slučaj oka koje je iz svjetla došlo u tamu. Elektoretinografija se koristi u dijagnostici oboljenja retine (mrežnice), kao što je npr. retinis pigmentosa koja se očituje u degeneraciji štapića i čunjića, što uzrokuje gubitak vida na periferiji vidnog polja. Kod ove bolesti potpuno se ili znatno smanjuje b-val.

2.5.2. Elektronistagmografija (ENG)

U dijagnostici bolesti sustava za ravnotežu (vestibularni sistem) promatraju se pomaci očiju koji nastaju njegovim podraživanjem. Ako se vrtimo oko svoje osi određeno vrijeme i zatim naglo stanemo, može se osjetiti vrtoglavica posljedica čega su brzi pokreti očiju koji traju neko vrijeme, a zatim se smire. Taj refleks pokretanja očiju zove se **nistagmus**. Nistagmus se inače u ispitivanju pacijenta može izazvati kaloričkim testom. Kalorički test sastoji se u lijevanju u uho pacijenta vode koja je 7 °C toplija ili hladnija od temperature tijela, tj. temperatura vode je 44 °C ili 30 °C, nakon čega se pojavljuje nistagmus. Nistagmus se može izazvati i optokinetičkim testom koji se sastoji u okretanju stolice na kojoj sjedi pacijent. Broj okretaja stolice u minuti najprije se povećava (ubrzanje), zatim se zadržava na konstantnoj vrijednosti i onda se opet po određenom zakonu usporava, što uzrokuje stvaranje nistagmusa. Nistagmus može biti spontan, kada ne ovisi o poziciji glave, i pozicijski, kada njegova orijentacija (desna ili lijeva) ovisi o položaju glave i tijela.

Promatranje pokreta očiju može se promatrati preko Frenzelovih naočala, ali samo dok pacijent miruje, i to dosta netočno. Osim tog promatranje kroz Frenzelove naočale ne ostavlja nikakav zapis. Mnogo više podataka može se postići registracijom pomaka očiju **elektronistagmogramom**. To se može izvesti mjerenjem napona oka koji se pojavljuje kao funkcija pomaka očiju [Lit. 2.8].

U prethodnom poglavlju rečeno je da se na rožnici oka pojavljuje pozitivan napon, a na mrežnici negativan. Tako nastali dipol prikazan vektorom zbog pomaka oka mijenja svoj smjer. Kako se približno može smatrati (poglavlje 1) da je napon na elektrodama razmjern projekciji vektora oka na pravac povučen kroz elektrode, to se zbog pomicanja očiju, a time i vektora oka, mijenja napon na elektrodama iako se intenzitet vektora ne mijenja. To je prikazano na slici 2.16.a. Može se također utvrditi koja promjena napona odgovara određenom zakretu oka, pa se tako provodi i baždarenje sa zakretom očiju od 10° i vraćanjem na 0°.

Oči se mogu pomicati horizontalno i vertikalno, pa se to zove **horizontalni i vertikalni nistagmus**. Za mjerenje horizontalnog nistagmusa jedna elektroda se postavlja na

čelo, a druga na sljepoočicu, a za mjerenje vertikalnog jedna na čelo iznad oka, a druga na lice, i to i za jedno i za drugo oko. Napon koji se pojavljuje pri pomaku oka iznosi $20 \mu\text{V}$ po stupnju za horizontalni i $15 \mu\text{V}$ po stupnju pomaka oka za vertikalni nistagmus. Najveća rezolucija koja se može postići jest oko $\pm 1,5^\circ$ za horizontalni i $\pm 2^\circ$ za vertikalni nistagmus. Elektronistagmogram prikazan je na sl. 2.16.b, gdje se vidi njegovo postupno smirivanje. Dužina trajanja prestanka treperenja očiju, prelazi li dopuštenu granicu, upućuje na oboljenje vestibularnog sustava. Kod elektronistagmograma može se uvijek uočiti njegova brza i spora faza (inteval). Nagib spore faze može biti lijevo ili desno orijentiran, što se može razlikovati od slučaja do slučaja ili je posljedica pokreta glave za vrijeme snimanja odnosno trajanja nistagmusa. Da bi se istakao nagib za vrijeme spore i brze faze, često se prikazuje **derivacija elektronistagmografskog signala** primjenom derivatora. Između pomaka oka i napona ne postoji linearnost. O linearnosti se može govoriti samo za manje kutove odklona. Kad bi pravilo koje govori da je inducirani napon na elektrodama razmjernan projekciji vektora dipola bilo apsolutno točno, vrijedio bi kosinusov zakon za odnos između inducirano napona i kuta odklona oka.

Pojačala koja se rabe u elektronistagmografiji moraju imati prilično nisku donju graničnu frekvenciju, odnosno veliku vremensku konstantu. Ta konstanta ne smije biti manja od 3 s, a gornja granična frekvencija ne smije biti veća od 100 Hz. Elektronistagmografi imaju najmanje dva kanala za napone lijevog i desnog oka ili četiri za vertikalni i horizontalni nistagmus. Četiri kanala imaju često i mogućnost prikaza derivacije signala. No za istraživanja postoje nistagmografi s više kanala. Elektroencefalograf se može također upotrijebiti kao nistagmograf.

Elektronistagmografija se upotrebljava u dijagnostici različitih bolesti kao što su akutni otitis ili labirintis, jednostrano oštećenje labirinta, skleroza oka, Meniereova bolest, traumatska encefalopatija, veća intrakranijalna oštećenja i trovanja alkoholom, barbituratima, ugljik-monoksidom i sl. zbog njihova utjecaja na ravnotežu u razdoblju ozdravljenja.

Elektrookulografija obuhvaća sva mjerenja vezana za pokret očiju, pa je elektronistagmografija njezin posebni dio. Tako elektrookulografija omogućuje praćenje pokreta očiju pri čitanju, praćenje vrlo malih pokreta očiju, praćenje pokreta očiju u snu itd.

U okulografiji se upotrebljavaju istosmjerna pojačala, a elektrode se smještaju na ista mjesta kao i u nistagmografiji.

2.6. Elektrogastrografija. EGG

Koristi se za registraciju napona nastalih pokretljivošću želuca. Elektrogastrografija ima izvor u pokretljivosti želuca zbog kontrakcije želučane glatke muskulature. Iako su ti naponi mišićnog podrijetla, ipak se oni bitno razlikuju od potencijala prugastih mišića.

Snimanje ovih potencijala ostvaruje se između referentne elektrode smještene na nozi ili ruci i aktivne elektrode smještene na koži iznad želuca. Aktivna elektroda klorirana je da se izbjegnu veći naponi polarizacije, jer su naponi zbog pokretljivosti želuca vrlo niske frekvencije, pa se upotrebljavaju isključivo istosmjerna pojačala. Amplitude signala su u području od 150 do 500 μV , a frekvencije su od 15 mHz do najviše 0.5 Hz, tako da istosmjerno pojačalo, koje se u ovom slučaju isključivo upotrebljava, može imati gornju graničnu frekvenciju od samo nekoliko Hz. Na sl. 2.17. prikazan je jedan **elektrogastrogram**.

Za registraciju potencijala tankih crijeva i debelog crijeva upotrebljavaju se tri elektrode smještene u trokut ili četiri elektrode. Frekvencije su nešto malo više nego kod elektrogastrografije, a naponi su otprilike isti. Registracija potencijala s tankog i debelog crijeva zove se **elektrosplanhografija**.

Obje tehnike upotrebljavaju se za ispitivanje pokretljivosti probavnih organa i nepravilnosti koje mogu u tom smislu nastati, ali nemaju veću kliničku primjenljivost.

Literatura:

- 2.1. Arthur C. Guyton: Temelji fiziologije čovjeka. JUMENA Zagreb. Prijevod. 1980.
- 2.2. Arthur C. Guyton: Medicinska fiziologija. Prijevod. IV. izdanje. Medicinska knjiga. Zagreb, 1973.
- 2.3. R.F. Schmidt and G. Thews (editors): Human physiology. Vol. 1...4. Springer -

- Verlag. Berlin, Heidelberg, New York, 1983.
- 2.4. Elvin Nason: Essentials of Modern Biology. John Wiley & Sons Inc. New York. London, Sydney, 1970.
 - 2.5. R.Plonsey: Bioelectric Phenomena. Mc Graw Hill. New York, 1969.
 - 2.6. R.Plonsey, R.C.Barr: Bioelectricity. A Quantitative Approach. Plenum Press. New York, London, 1988.
 - 2.7. B.Barac (editor): Neurologija, Naprijed. Zageb, 1992.
 - 2.8. G.Aschan, M.Bergstedt, J.Stahle: Nystagmography. Alquist & Niksells Boktryckery AB.
 - 2.9. J.Kline (editor): Biomedical Foundations of Biomedical Engineering. Little **Bwn** & Co. Boston, 1976.

3. ELEKTRODE ZA MJERENJE BIOPOTENCIJALA I ELEKTRIČNE SMETNJE

Elektrode omogućuju mjerenje bioloških napona postavljanjem na kožu ili u unutrašnjost organizma. Također se upotrebljavaju i za stimulaciju mišića ili nekih drugih organa ili pak za mjerenje biološke impedancije, ali tada kroz njih teče električna struja. Elektrode predstavljaju sučelje između biološkog tkiva i električnih uređaja, te o njihovoj izvedbi i konstrukciji bitno ovisi kakvoća mjerenja. Većina smetnji potječe od elektroda, tako da su elektrode jedna od najslabijih karika u mjernom lancu.

3.1. Bioelektrična svojstva kože

Koža zaštićuje organizam od vanjskog utjecaja, oštećenja i zaraze, a sudjeluje i u regulaciji temperature organizma. Koža se sastoji od površinskoga dijela epidermisa i unutrašnjega dijela dermisa, kako je to na slici 3.1. prikazano. Epidermis je sastavljen od četiri sloja, a to su stratum corneum, stratum lucidum, stratum granulosum i stratum germanitivum. **Stratum corneum**, koji se nalazi na samoj površini, sastoji se od mrtvih stanica bez jezgre. Te mrtve stanice čine rožnat sloj od membrana bez unutarstanične tekućine i imaju najveći električni otpor iako je sloj tanak. Na čelu je debljina tog sloja 20 do 40 μm , a na dlanovima i tabanima 0.4 do 0.8 mm. **Stratum lucidum** je debeo približno 10 μm i sastavljen je od nekoliko redova stanica bez jezgre koje sušenjem prelaze u rožnati sloj (stratum corneum). Treći sloj epidermisa, **stratum granulosum** sastavljen je od zrnastih stanica, dok je četvrti temeljni i najdeblji sloj **stratum germanitivum**. Citoplazma četvrtog sloja stanica ima jezgru i sadrži melanin, o količini kojega ovisi boja kože. Dermis je načinjen isključivo od živih stanica. U tkivu dermisa, dobro vodljivoga, nalaze se arterijske i venske kapilare koje opskrbljuju hranom kožu i reguliraju temperaturu. Tu se zbiva i anastomoza, *tj. bliska neposredna izmjena krvi između arteriola i venula.* U ovom dijelu su i žlijezde znojnice, a ovamo dopiru ogranci živaca. Taj je sloj zbog obilja elektrolita električki dobro vodljiv. Dio kože pokriven dlakama u ovom dijelu ima i korijene dlaka. Koža pokrivena dlakama, zbog tanjega sloja epidermisa, bolje je vodljiva za električnu struju. Koža se neprekidno obavlja, tako da mrtve stanice stratum corneuma otpadaju, a stanice stratum luciduma dolaze na njihovo mjesto postajući stratum corneum.

3.2. Nadomjesna shema sučelja koža ↔ elektroda

Postavljanjem metalne elektrode površine A na kožu može se utvrditi da postoji otpor R_p između metalne elektrode u dobro vodljivoga dermisa koji možemo smatrati drugom virtualnom elektrodom. To je vidljivo na sl. 3.2. Otpor između te dvije elektrode najveći je u rožnatom sloju kože (stratum corneum), a dijelom i u stratum lucidumu, da bi u daljim slojevima bio znatno manji. Budući da je debljina d ovog sloja vrlo malena od $30 \mu\text{m}$ do najviše $0,5 \text{ mm}$ na dlanu i stopalu \times može se smatrati da je virtualna elektroda iste površine A kao i prva elektroda pa je otpor R_p

$$R_p = \rho \cdot \frac{d}{A} \quad (3.1)$$

Specifični otpor ρ se opet može prikazati izrazom

$$\rho = \frac{1}{\mu \cdot q \cdot n} \quad (3.2)$$

gdje je μ pokretljivost naboja ili neto-brzina ako ima naboja s dva predznaka q je veličina naboja izražena u kulonima, a n broj naboja u jedinici volumena. Između elektrode i virtualne elektrode u tkivu postoji i kapacitivnost jer stratum corneum ima i određenu dielektričnu konstantu ϵ . Ta kapacitivnost može se odrediti prema poznatom izrazu

$$C_p = \epsilon \frac{A}{d} \quad (3.3)$$

pa je vremenska konstanta u ovom slučaju $\tau = R_p \cdot C_p$

$$\tau = \rho \cdot \epsilon \quad (3.4)$$

i ovisi isključivo od otporničkih i dielektričnih svojstava kože. Reaktivni otpor (reaktancija) kože može se odrediti uz poznatu kapacitivnost kao

$$X_c = \frac{1}{\omega C_p} \quad (3.5)$$

Omjer reaktivnog otpora X_c prema radnom otporu R_p jest

$$\frac{X_c}{R_p} = \frac{1}{\omega \cdot \rho \cdot \epsilon} = \frac{\sigma}{\omega \cdot \epsilon} \quad (3.6)$$

Ovdje je σ specifična vodljivost koja je recipročna vrijednost specifičnog otpora ($\sigma = 1/\rho$).

Za vodiče je taj omjer veći od 10^2 , a za izolatore manji od 0.01.

Taj je omjer kod 10 MHz za morsku vodu otprilike 10^2 , pa se prema tome ponaša kao izolator i na toj i nižim frekvencijama. Morska voda ima vrlo slična svojstva biološkom tkivu. U priloženoj tablici ^{3.1.} dane su izmjerene vrijednosti specifičnog otpora ρ za neke organe.

Tablica 2.1.

Biološko tkivo	Mišić uzdužno	Mišić poprečno	Pluća (približno)	Kost	Krv	Mast	Elektrod- -na pasta
specifični otpor Ωcm	240	675	800- 2 000	16 000	154	1 000- 3 000	10-200

Da bi otpor elektroda pri biološkim naponima bio što manji, može se rožnati sloj ukloniti, no može se i otpor tog sloja smanjiti ako se on natopi dobro vodljivim elektrolitom. U tu svrhu proizvode se **vodljive paste** koje se postavljaju na kožu ispod elektrode. Takav elektrolit može biti otopina kuhinjske soli (NaCl), što se kod elektroencefalografskih elektroda i primjenjuje, a može biti i kalcij klorid, CaCl₂, ili kalij-klorid KCl kao smjesa s bentonitom ili glicinom. Pri tome je važno da se u težnji za što manjim otporom ne upotrijebi takav elektrolit koji pri duljoj uporabi nadražuje kožu. No upotrebom elektrolita stvara se električni dvosloj, odnosno napon na sučelju metal-elektrolit.

Ako se upotrijebi kao metal, npr. cink, Zn, i uroni u vodnu otopinu solne kiseline, HCl, doći će do prijelaza cinkovih kationa Zn^{++} u otopinu, a posljedica će biti stvaranje viška elektrona na cinkovoj elektrodi jer je izgubila pozitivan naboj odlaskom kationa Zn^{++} u otopinu, kako je prikazano na sl. 3.3.. Na taj se način stvara dvosloj koji odjeljuje negativne naboje od pozitivnih. Odvojeni naboji različitog polariteta stvaraju razliku potencijala na takvom graničnom sloju. Veličina razlike potencijala E_0 ovisna je o vrsti upotrijebljenog metala, a zove se potencijal polučlanka. U nekih metala postoji težnja

prelaska njegovih kationa u otopinu, a kod drugih opet da se iz otopine vežu za metal. Da bi se ti potencijali izmjerili, mora postojati i druga elektroda u otopini. Ta elektroda mora biti neutralna odnosno poznatog potencijala. Kao takva odabire se tzv. **vodikova elektroda**. Vodikova elektroda sastoji se od elektrode od crne platine preko koje struji vodik koji prekriva površinu elektrode vodikovim molekulama što se pretvaraju u ione posredstvom platine kao katalizatora.

Ta elektroda nalazi se u otopini solne kiseline. Potencijal vodikove elektrode definiran je kao **arbitrarna nula** ili elektroda nultog potencijala. Napon koji se tako dobiva između odabrane metalne elektrode i vodikove elektrode jest napon polučlana tog metala od kojeg je načinjena elektroda. Na taj su način dobiveni potencijali za različite metale i kad su poredani u nizu prema njihovoj veličini, dobiva se **Voltin niz**. Voltin niz odnosno potencijali polučlana za češće upotrebljavane metale prikazani su u tablici 2.

Tablica 2.2.

Voltin niz pri 20 °C

Element		E_0 u V	Element		E_0 u V
Li	$\text{Li}^+ + e^-$	- 3.01	Pt(H ₂)H ⁺		0.000
Mg	$\text{Mg}^{2+} + 2e^-$	- 2.38	Ag + Cl ⁻	$\text{AgCl} + e^-$	+ 0.222
Al	$\text{Al}^{3+} + 3e^-$	- 1.662	Cu	$\text{Cu}^{2+} + 2e^-$	+ 0.337
Zn	$\text{Zn}^{2+} + 2e^-$	- 0.763	Cu	$\text{Cu}^+ + e^-$	+ 0.521
Fe	$\text{Fe}^{2+} + 2e^-$	- 0.44	Ag	$\text{Ag}^+ + e^-$	+ 0.799
Ni	$\text{Ni}^{2+} + 2e^-$	- 0.250	Pd	$\text{Pd}^{2+} + 2e^-$	+ 0.987
Sn	$\text{Sn}^{2+} + 2e^-$	- 0.140	Pt	$\text{Pt}^{2+} + 2e^-$	+ 1.2
Pt(H ₂)H ⁺		0.000	Au	$\text{Au}^{3+} + 3e^-$	+ 1.498

Reaktivni ili bazni metali koji su na **negativnome** dijelu niza imaju jaku tendenciju

da formiraju ione, tako da oni prelaze u otopinu u koju su uronjeni. Elementi smješteni na **pozitivnom** dijelu niza nemaju tendenciju formiranja iona i prelaska u otopinu, pa su to plemeniti elementi. Naziv im je otuda što se negativni elementi prelaskom u otopinu troše, odnosno korodiraju, a s plemenitim elementima to se ne događa. Prema tome, ako uronimo neki metal u otopinu njegovih soli, pojavit će se potencijal polučlanka E_{0M} i napon ovisan o koncentraciji iona tog metala u otopini prema Nernstovoj formuli (1.3)* napisanoj u obliku

$$E_{0.5M} = E_{0M1} - \frac{RT}{nF} \ln c_{M1} . \quad (3.7)$$

Ako imamo neki drugi metal uronjen također u otopinu vlastitih iona, njegov će potencijal biti

$$E_{0.5M} = E_{0M2} - \frac{RT}{nF} \ln c_{M2} . \quad (3.8)$$

Ako te dvije otopine odvojimo polupropusnom membranom tako da se omogući prolaz iona, a da se pri tome izbjegava izvorni spoj otopina, može se izmjeriti razlika potencijala među otopinama prema izrazu

$$\Delta E = E_{0.5M1} - E_{0.5M2} = E_{0M1} - E_{0M2} - \frac{RT}{nF} \ln \frac{[c_{M1}]}{[c_{M2}]} \quad (3.9)$$

Na taj je način određen napon galvanskog članka. Na sučelju dviju otopina različite koncentracije $c_1 = c_2$ zbog različite pokretljivosti njihovih kationa μ^+ i aniona μ^- može se pojaviti napon spojišta E_d :

$$E_d = \frac{\mu^+ - \mu^-}{\mu^+ \mu^-} \frac{RT}{nF} \ln \frac{[c_1]}{[c_2]} \quad (3.10)$$

Svaka elektroda koja dođe u doticaj s elektrolitom imat će određeni potencijal prema izrazu (3.9). Takav se potencijal dobiva i pri uporabi paste za elektrode ili otopine NaCl, jer su elektroliti. Taj potencijal je pri mjerenju bioloških napona nepoželjan, jer pri uporabi istosmjernih pojačala velikog pojačanja dovodi do zasićenja pojačala odnosno onemogućuje dalje pojačanje. Zbog toga, ako se u izvedbi pojačala upotrijebi istosmjerno pojačao na ulazu,

* Ovaj izraz detaljnije je opisan u knjizi **Elektronička instrumentacija** istog autora.

ono ne smije imati veliko pojačanje da se izbjegne zasićenje i treba biti odvojeno kondenzatorom od ostalih stupnjeva pojačanja koja slijede iza njega [Lit. 3.1].

Kako se za mjerenja bioloških napona upotrebljavaju uvijek dvije iste elektrode, to bi se očekivalo da je razlika potencijala tih elektroda jednaka nuli. No to nije nikada, jer otopine nemaju istu koncentraciju, niti metali od koga su načinjene elektrode nisu posve jednaki, a imaju i površinska onečišćenja. Osim toga, ti potencijali se vremenski mijenjaju a prema izrazu (3.9) utječe i temperatura, tako da i usprkos "istim" elektrodama postoji naponska razlika. Ta naponska razlika, iako malena, prema naponu polučlanka je velika i za dva do tri reda veličine veća od mjenog napona. Mala naponska razlika zbog napona polučlanka obično je desetak milivolta, a to je približno dvjesto puta više od napona mozga. Ta razlika će, svakako, biti veća ako su potencijali polučlanaka veći. Zbog navedenih razloga nastoje se odabrati takve elektrode koje će imati najmanji takav potencijal. To je potencijal polučlanka.

To su elektrode kod kojih se koncentracija kationa metala od kojeg je elektroda napravljena nastoji zadržati istom i vrlo niskom oko elektrode. To se postiže kada se metal elektrode nalazi u otopini svoje soli. Najpogodnije takvo rješenje ostvaruje se kloriranom srebrnom elektrodom AgCl koja se nalazi u otopini NaCl. U ovom slučaju oko AgCl elektrode nalazi se mnogo aniona klora Cl^- i kod 10%-tne otopine pa je zahvaljujući konstantnosti produkta

$$\rightarrow [\text{Ag}^+][\text{Cl}^-] = 1,56 \cdot 10^{-10} \quad (3.11)$$

postignuto da su koncentracije kationa srebra Ag^+ vrlo malene, što onemogućuje stvaranje većeg napona polarizacije.

Osim elektroda od srebra-srebrnog-klorida (Ag-AgCl) mogu se upotrijebiti i elektrode od cink-cink-klorida ili cink-cink-sulfata (Zn-ZnCl_2 , Zn-ZnSO_4), no klorirane ili sulfatizirane cinkove elektrode znatno se manje upotrebljavaju zbog manje stabilnosti od srebrnih, iako su jeftinije. Kod kloriranih elektroda postoji opasnost od smetnji ako se sloj klora ošteti. No i bez toga elektrode od aluminija i nehrđajućeg čelika u vlastitim solima sklone su trenutnim promjenama potencijala (pop-artefact).

Iz tablice 2.2. vidimo da je potencijal polučlanka klorirane srebrne elektrode 0,222 V i kada se doda napon zbog koncentracija klorovih Cl⁻ kationa, može biti i oko 300 mV, ali zbog dobre stabilnosti tog potencijala razlika napona između dviju elektroda nije veća od 10 mV.

Na mjestu gdje se stvara električni dvosloj između metalne elektrode i otopine pojavljuje se kapacitivnost. Ta je kapacitivnost vrlo velika (približno 30 μF/cm²), jer je debljina dielektrika reda veličina promjera molekula. Uz tu kapacitivnost C_s postoji i otpornost R_s, pa se oni u nadomjesnoj shemi moraju uzeti u obzir. Ta kapacitivnost i otpornost vrlo su ovisne o frekvenciji i struji koja teče kroz elektrode. Kod struje se redovito gleda na gustoću struje izraženu u mA/cm². Prema tome, sučelje elektroda-elektrolit može se prikazati kao serijski spoj kapacitivnosti C_s i otpornosti R_s. Taj serijski spoj poznat je i pod imenom Warburgova impedancija. Kapacitivnost C_s i otpornost R_s inverzno su približno razmjerne drugom korijenu iz frekvencije, što se može napisati kao

$$C_s = C_{s0} f^{-\alpha}, \quad (3.12)$$

odnosno

$$R_s = R_{s0} f^{-\alpha}, \quad (3.13)$$

gdje je u slučaju drugog korijena $\alpha = 0,5$. U mjerenjima se pokazalo da je eksponent α u granicama od $\alpha = 0,45$ do $\alpha = 0,55$. Osim toga, može se približno također utvrditi da je kapacitivna reaktancija X_{cs} približno jednaka otporu R_s, odnosno X_{cs} = R_s i taj je odnos praktički neovisan o frekvenciji, ako je $\alpha = 0,5$, jer je

$$\frac{X_{cs}}{R_s} = \frac{1}{2\pi f C_s R_s} = \frac{1}{2\pi C_{s0} R_{s0}} \quad (3.14)$$

Iz toga također proizlazi da fazni kut φ između reaktivne otpornosti X_{cs} i radne R_s iznosi $\varphi = 45^\circ$.

Na sl. 3.3.a i b prikazani su rezultati mjerenja koje je proveo Geddes [Lit. 3.2] na modelu pločice od nehrđajućeg čelika površine 0,157 cm² i 0,9% otopine kuhinjske soli s obzirom na promjenu kapacitivnosti C_s i otpornosti R_s u ovisnosti o frekvenciji. Na slikama se također vidi i utjecaj gustoće struje koja protječe elektrodama na veličinu kapacitivnosti

i otpornosti. U konkretnom primjeru može se utvrditi da se kapacitivnost povećava povećanjem gustoće struje, a otpor se smanjuje. Također je vidljivo da gustoća struje iznad 1 mA/cm^2 utječe na kapacitivnost C_s odnosno otpornost R_s . No i na kapacitivnost i otpornost utjecaj gustoće struje manji je što je frekvencija mjernog signala veća. Isto tako, može se reći da se kapacitivna reaktancija i otpornost smanjuju povećanjem gustoće struje.

Nadomjesna shema prikazana je na sl. 3.5.a. Ovdje je uz otpor R_p i kapacitivnost C_p predložena i kapacitivnost dvosloja C_s i Faradayev otpor R_F kao i difuzijski otpor R_d neovisan o frekvenciji. Ako serijski spojen Faradayev otpor i difuzijski otpor obilježimo s R_s , onda imamo nadomjesnu shemu sa svim osnovnim parametrima. Ovdje moramo dodati i unutrašnji otpor R_u , koji predstavlja otpor unutrašnjosti organizma, a po svojoj je vrijednosti malen. Promjene tog otpora koriste se u impedancijskoj pletizmografiji. Napon dvosloja E odnosno napon plarizacije također je predložen na sl. 3.5.

U mnogim primjenama zadovoljava jednostavnija shema, prikazana na sl. 3.5.b, sastavljena je od paralelno spojenog otpora R_p^* s kapacitivnošću C_p^* u kojima su sadržani i frekvencijski ovisni otpor R_s i C_s . Tako se vodljivost dvopola između točaka a' i b' može napisati kao

$$Y = \frac{1}{R_p} + j\omega C_p + \frac{1}{R_s + (j\omega C_s)^{-1}} \quad (3.15)$$

odnosno nakon razdjeljivanja na realni i imaginarni dio dobiva se

$$Y = \frac{1}{R_p} + \frac{\omega^2 \cdot C_s^2 \cdot R_s}{1 + (\omega \cdot C_s \cdot R_s)^2} + j\omega C_p \left[1 + \frac{C_s}{C_p (1 + \omega^2 C_s^2 R_s^2)} \right] . \quad (3.16)$$

Ovdje u području viših frekvencija, gdje je $\omega^2 C_s^2 R_s^2 \gg 1$, vrijedi

$$Y = \frac{1}{R_p} + \frac{1}{R_s} + j\omega C_p \quad (3.17)$$

ili u području niskih frekvencija, gdje je $\omega^2 C_s^2 R_s^2 \ll 1$, vrijedi

$$Y = \frac{1}{R_p} + \frac{\omega^2 \cdot C_s^2 \cdot R_s^2}{R_s} + j\omega (C_p + C_s) . \quad (3.18)$$

3.3. Izvedbe elektroda

3.3.1. Površinske elektrode

Najjednostavnije površinske elektrode jesu **metalne elektrode** prikazane na sl. 3.6.a. Izvode se od nehrđajućeg čelika, kromiranog ili poniklovanog čelika ili kineskog srebra (Ag, Ni). Najviše se upotrebljavaju u elektrokardiografiji jer se lako izvode veće površine (npr. 3 x 5 cm), što im smanjuje otpor, ali imaju dosta velik napon polarizacije, što zbog većih napona signala u elektrokardiografiji ne čini poteškoće.

U elektroencefalografiji upotrebljavaju se **klorirane elektrode**, tj. elektrode presvučene na svojoj površini srebrnim kloridom (Ag, AgCl), koje imaju mali stabilan napon polarizacije što ih čini prikladnim za mjerenje malih napona koji se susreću i u elektroencefalografiji. Sama elektroda umotana je u poroznu tvar (vata) i prekrivena gazom kako je to na sl. 3.6.b i pokazano. Te elektrode ne upotrebljavaju se s elektrolitskom pastom, nego su natopljene otopinom 10%-tnog natrij-klorida, NaCl.

Elektrode kod kojih se može između kože i elektrode isisati zrak zovu se **usisne elektrode**, a služe u elektrokardiografiji za smještanje na šest različitih mjesta pri snimanju prekordijalnih odvoda. Usisna elektroda prikazana je na sl. 3.6.c. Posebno treba istaknuti da se za sva dugotrajnija snimanja i pri stimulaciji strujom upotrebljavaju **plivajuće elektrode** (uvučene elektrode prema sl. 3.6.d). Na sl. 3.6.e prikazana je mrežasta elektroda koja može imati malu masu. Također se upotrebljava s vodljivom pastom. Kod ovih se elektroda postavlja elektrodna pasta između metalne elektrode u obliku okrugle pločice i kože, tako da nema kontakta metalne elektrode s kožom. Unutar jedne šupljine u obliku cilindra nalazi se na vrhu metalna elektroda, a šupljina je ispunjena elektrodnom pastom. Rubovi te elektrode preko ljepljivoga plastičnog prstena lijepe se na kožu i na rub cilindra. Te su elektrode male mase i budući da ne omogućuju dodir metala s kožom, pogodne su za snimanja u pokretu.

Za snimanja u pokretu, u športu ili ergometriji koriste se posebno izvedene elektrode što manje mase kako bi sile na elektrodu, koje nastaju ubrzanjem, bile što manje pa ne bi pomicala elektrodu. U tu skupinu ubrajaju se i fleksibilne elektrode koje se prilagođavaju

obliku dijela tijela gdje se prislanjaju. Tako elektrode mogu biti izvedene od fine mreže srebrnih niti (Neuman) ili vodljive gume koja postaje vodljiva dodatkom ugljika. Specifični je otpor takve gume $15 \Omega\text{cm}$. Najmanju masu imaju elektrode koje se izvode nanošenjem srebra u prahu izmiješanoga s ljepilom otopljenim u acetonu. Tako nanosena srebrna otopina nakon sušenja predstavlja elektrodu. Vrlo tanka posrebrana žica ($0,1 \text{ mm}$) naslonjena na metaliziranu površinu omogućuje nakon sušenja elektrode da bude prihvaćena, a omogućuje i kontakt s elektrodom (Roman). Takve elektrode upotrebljavane su za snimanje elektrokardiograma i za 500 sati leta na pilotima američkog zrakoplovstva.

Upotreba elektrolita odnosno odgovarajućih elektrolitskih pasta, makoliko da bitno smanjuje impedanciju elektroda (i otpor i kapacitet), u nekim primjenama nije pogodna jer se stvara napon polarizacije i time veća osjetljivost na pomake elektroda. Osim toga, uporaba suhih elektroda jednostavnija je i brža. Uporaba elektrolitske paste posebno je nepogodna u primjeni više elektroda, kao što je to u primjeru snimanja ekvipotencijalnih krivulja srca i mozga (body surface mapping, brain mapping) ili kod elektroda koje se ne mogu dulje vrijeme skidati, što može prouzročiti iritaciju pa i oštećenja kože pri uporabi paste. Ako se ne upotrebljava elektrolitska pasta, onda je otpor elektroda vrlo velik ($10 \text{ M}\Omega$ do $1 \text{ G}\Omega$) zbog rožnatog sloja (stratum corneum) kože, a kapacitivnost zbog nepostojanja kapacitivnosti dvosloja reda je veličine od 1 do 4 nF/cm^2 , tako da nadomjesna shema odgovara onoj na sl. 3.5.b, samo bez napona E. Kao suhe elektrode prije su se upotrebljavale posve kapacitivne elektrode od eloksanog aluminijskog oksida, gdje je dielektrik bio aluminijski trioksid Al_2O_3 . Zbog velikog ulaznog otpora pojačala te su elektrode i tako napravljene da, usprkos maloj kapacitivnosti, imaju velike vremenske konstante, pa da mogu registrirati i biološke napone vrlo niskih frekvencija, čak i od $0,005 \text{ Hz}$, odnosno s vremenskom konstantom od 30 s (Wolfson, Neuman). [Lit. 3.2]. No upotreba suhih elektroda zahtijeva pojačalo vrlo velikog ulaznog otpora (više od $10 \text{ G}\Omega$), što pojačalo čini osjetljivijim na smetnje. Zato se pristupilo izvedbi pojačala u čipu koje se nalazi ugrađeno na samoj elektrodi zatopljeno epoksi smolom, prema sl. 3.7.a. Svrha je pojačala da reducira velik ulazni otpor na malu vrijednost, pa tako znatno smanji utjecaj vanjskih smetnji od električne mreže na spojne žice. Istina, tada je potrebno do elektrode dovesti još jednu žicu za napajanje pojačala. Na sl. 3.7. a i b prikazane su dvije izvedbe takvih pojačala. Prvo pojačalo izveo je Richardson kao FET-ovsko naponsko sljedilo, za što je trebao dvije dodatne žice, dok su Ko i Hyncek izveli pojačalo

sa samo jednom dodatnom žicom za napajanje. Elektroda pojačala ima 7 mm u promjeru, a čip koji je znatno manji zajedno s nanesenom epoksi-smolom debeo je 3 mm. [Lit. 3.3].

No stvaranje polarizirajućeg napona ne može se potpuno izbjeći ni kod suhih elektroda ako se ispod njih znoji koža.

Usprkos svemu suhe elektrode nisu naišle na veću primjenu zbog svoje složenosti, osim u posebnim slučajevima.

3.3.2. Potkožne elektrode (hipodermalne, supkutane elektrode)

Za mjerenje napona na unutrašnjim dijelovima organizma upotrebljavaju se potkožne elektrode. Mjerenja se najčešće provode na pojedinim mišićnim vlaknima ili skupinama neurona na mozgu. Budući da su ovakva mjerenja velikim dijelom invazivna, potkožne elektrode upotrebljavaju se u istraživačkim mjerenjima na životinjama. Radi očuvanja tkiva, te elektrode malih dimenzija izvedene su kao igle. **Igličaste elektrode** mogu biti monopolarne i bipolarne. **Monopolarna igličasta elektroda** je šuplja cjevčica (kao injekcijska igla) u kojoj je smještena izolirano središnja elektroda. Napon se mjeri između središnje elektrode i cjevčice. Unutrašnja elektroda je žica promjera od 0,1 do 0,2 mm. Monopolarna igličasta elektroda prikazana je na sl. 3.8.a, a na sl. 3.8.b pokazana je **bipolarna igličasta elektroda** s dvije elektrode u cjevčici. Ovdje se napon mjeri između tih dviju elektroda, dok je cjevčica kao vanjski oblog uzemljena. Takve elektrode upotrebljavaju se za mjerenje napona na pojedinim mišićnim vlaknima. Površina tih elektroda koja je u kontaktu s mišićem malena je i iznosi približno $0,2 \text{ mm}^2$, pa je s obzirom na prethodna izlaganja očito da je otpor tih elektroda velik usprkos kontaktu s dobrovodljivom sredinom.

Žičane potkožne elektrode izvedene su od tanke izolirane žice koja se provodi kroz injekcijsku iglu, a ova služi za uvođenje žice u tkivo do mišićnog vlakna. Nakon dovođenja na željeno mjesto šuplja igla se izvlači, a izolirana žičica kao elektroda ostaje zahvaćena za mišićno vlakno, kako je to na sl. 3.8.c nacrtano.

Dubinske elektrode služe za snimanje napona s više razina u dubini tkiva. Te elektrode, od kojih je jedna prikazana na sl. 3.8.d najviše se upotrebljavaju u istraživanju funkcija mozga, a katkad i srca, i najčešće se primjenjuju u životinja. Broj kontaktnih mjesta može biti od 1 do 37. Za mnoga istraživanja istraživači sami izrađuju ovakve elektrode. Delgadova elektroda ima šest razina (kontaktnih mjesta), a izvedena je sa šest teflonom izoliranih žica od nehrđajućeg čelika promjera 0,012 mm i 10 cm duljine. Aktivna površina elektroda je 0,4 mm². Elektrode se priključuju preko višepolnog konektora na višekanalni elektroencefalograf. Na sl. 3.8.e prikazana je i elektroda za dugotrajniju uporabu koja se permanentno učvršćuje na glavi.

Ako elektrode borave dulje vrijeme u tkivu bilo mišićnom ili moždanom, mogu se utvrditi histološke promjene na tkivu. Tako se stupanj otrovnosti elektrode može odrediti prema polumjeru nekrodiranog tkiva oko elektrode nakon nekog vremena. Obično je to mjesec dana. Žice od bakra i srebra su najtoksičnije. Tako je utvrđeno da je nakon tri tjedna boravka krug nekrotičkog tkiva oko srebrne elektrode bio u promjeru 2 mm, dok je pri uporabi bakrene elektrode promjer oštećenja varirao od 1,5 do 7mm. Promjer upotrebljavane žice bio je 0,125 mm. Nehrđajući čelik je glede izazivanja nekroze najpovoljniji, jer je promjer nekrodiranog tkiva bio jedva primjetan (oko 0,2 mm). Može se reći da su glede izazivanja reakcije tkiva najpovoljniji metali zlato i nehrđajući čelik, a zatim tantal, platina i volfram, dok su srebro i bakar izrazito nepovoljni.

3.3.3. Mikroelektrode

Mikroelektrode mogu biti metalne i staklene, a služe za mjerenja bioelektričkih potencijala na stanicama. Budući da su živčane i mišićne stanice vrlo malih dimenzija, elektrode moraju biti barem za red veličine manjih dimenzija kako ne bi vitalno ugrozile stanice na kojima se provode mjerenja. Ta se mjerenja obavljaju gotovo isključivo u istraživačke svrhe.

Metalne mikroelektrode imaju elektrodu od vrlo tanke žice od nehrđajućeg čelika (ili slitine platina-iridija ili volframa) izoliranu odgovarajućim izolatorom koji može biti i staklo (sl. 3.9.a). Dio metalne žice izvan izolacije može imati promjer od 0,5 do 10 μm. Vrh

žice obično je jetkan u smjesi sumporne i fosforne kiseline kako bi vrh elektrode na taj način imao veću površinu i tako smanjio ionako vrlo velik otpor ovakvih elektroda. Otpor metalnih mikroelektroda može biti u području od 1 do 20 M Ω .

Staklena elektroda izvodi se od staklene cijevčice koja se u sredini zagrije i zatim razvuče i postaje u sredini vrlo tanka, prema sl. 3.9.b. Nakon ohlađenja stakla na sredini se prekine i tako se dobiju staklene posude u koje se postavlja vodljivi elektrolit, najčešće 1/10N KCl. Pod pritiskom izvana ili podtlakom iznutra ostvaruje se ulazak elektrolita do kraja u staklene mikrokapilare što omogućava kontakt. Na taj se način izrađuje mikroelektroda. Priključak na ovu staklenu mikroelektrodu postiže se uranjanjem srebrne klorirane žice u otopinu KCl. Mikroelektrode koje nisu uronjene u elektrolit brzo se "pokvare" kad se ne rabe, jer se pojave kristali na vrhu elektrode, što znatno povećava ionako velik otpor i onemogućuje svako daljnje mjerenje. Ako su umočene u elektrolitu, zbog nakupina na vrhu elektrode postaju neupotrebljive za tjedan dana. Elektrode s 0,1 N otopinom KCl imaju otpore u području od 50 do 150 M Ω , a 3 N otopine KCl omogućuju da staklene elektrode imaju 10 do 30 M Ω . Otopina KCl koncentracije 0,1 N ima specifičan električni otpor $\rho = 75 \Omega\text{cm}$, dok 3 N otopina ima $\rho = 3,7 \Omega\text{cm}$ na 20 °C. Na sl. 3.10. dana je nadomjesna shema staklene mikroelektrode. Raspoređena kapacitivnost utječe na gornju graničnu frekvenciju, koja je u području od 2 kHz do 3 kHz, ali se ovo područje može proširiti i do 10 kHz.

električnih 3.4. Utjecaj smetnji na mjerenje bioloških napona

Pri mjerenju bioloških napona vanjske smetnje imaju znatan utjecaj i otežavaju mjerenje. One imaju svoje izvorište izvan objekta na kojem se provodi mjerenje ili proizlaze iz samog objekta. Kakvoća upotrijebljenih elektroda, njihova izvedba i postavljanje na pacijenta od posebnog su značenja. Tako se može reći da više problema pri mjerenju bioloških napona proizlazi zbog sučelja biološkog objekta i elektroničkog uređaja, nego zbog samog uređaja.

Vanjske smetnje ili artefakte možemo podijeliti na one koji potječu od:

- a) električnog polja
- b) magnetskog polja i
- c) elektromagnetskog polja

i unutarnje smetnje, koje potječu od:

- a) bioloških napona (koji ne želimo mjeriti) i
- b) pomaka elektroda (uz postojanje napona polarizacije).

3.4.1. Smetnje od električnog polja

Električne instalacije u prostoriji u kojoj se mjeri neki biološki napon djeluju preko kapacitivnosti koja postoji između električnih vodova (u zidu, podu ili stropu) i samog pacijenta, tako da se pacijent ili ispitanik kao objekt uvijek nalazi na nekom malom naponu mreže bez obzira na to je li uzemljen ili nije. Ta situacija prikazana je na sl. 3.11.a. Između električnog voda i objekta uvijek postoji neka kapacitivnost C_1 , a između objekta i zemlje znatno veća kapacitivnost C_2 . Onda se uz pretpostavku da je objekt idealan vodič može smatrati da se na njemu pojavljuje napon U_{sz} jer kapacitivnosti C_1 i C_2 predstavljaju kapacitivno djelilo, pa je napon ^{smetnje} na mjernom objektu

$$U_{sz} = U_{so} \frac{(j\omega C_2)^{-1}}{(j\omega C_1)^{-1} + (j\omega C_2)^{-1}} = U_{so} \frac{C_1}{C_1 + C_2} \quad (3.19)$$

Ako je napon mreže 220 V, kapacitivnost $C_1 = 10$ pF, a $C_2 = 10\,000$ pF, onda će se na pacijentu nalaziti napon smetnje od 220 mV. Ovaj napon je svakako veći od onog što ga mjerimo na pacijentu, a taj je kod EKG-a najveći i iznosi svega 1-2 mV (R-zubac). Ni uzemljenjem se ne može ovaj napon bitno smanjiti. Napon smetnje, iako je veći od mjenog signala, može se znatno prigušiti ako se upotrijebi diferencijalno pojačalo ili neko plivajuće pojačalo. Takva pojačala imaju svojstvo da dobro pojačavaju protufazni signal (biološki napon), a da prigušuju istofazni signal (smetnja). Protufazni signal je razlika napona Δu na ulazu pojačala, tj.

$$\Delta u_1 = u_1 - u_1', \quad (3.20)$$

dok je istofazni signal u_i napon koji se može smatrati da je isti i na jednoj i drugoj priključnici na ulazu pojačala, kao da su ove kratko spojene, pa je

$$u_{1i} = \frac{u_i + u_i'}{2} \quad (3.21)$$

Kako se mjereni napon iz biološkog izvora prikazuje kao razlika napona na elektrodama, to će se on pojačati, a istofazni, koji je jednak na jednoj i drugoj elektrodi, bit će potisnut. Očito je da je to napon smetnje.

Faktor koji pokazuje koliko puta se više pojačava "korisni" protufazni signal a potiskuje istofazni signal smetnje zove se **faktor rejekcije H**, a definiran je kao kvocijent pojačanja protufaznog signala i pojačanja istofaznog signala, što se može napisati kao

$$H = \frac{\frac{\Delta u_2}{\Delta u_1}}{\frac{\Delta u_{2i}}{u_{1i}}} \quad (3.22)$$

Faktor rejekcije H ne smije biti manji od 10^4 u elektroencefalografiji i $3 \cdot 10^3$ u elektrokardiografiji. Obično se on danas nalazi u vrijednostima od 10^4 do 10^{5*} . Prema tome, iako je biološki napon dvaju i više redova veličine manji od napona smetnje, može se, zahvaljujući pojačalima s velikim faktorom rejekcije, H uspješno pojačati a da se u zapisu signal smetnje i ne primijeti.

Napon mreže može utjecati i preko kapacitivnosti između priključenih žica s elektroda i mrežnih instalacija. No taj je utjecaj dosta malen kod malog otpora elektroda Z_e i Z_e' i uzemljenja Z_r , kako je prikazano na sl. 3.11.b. Ako je otpor elektroda velik, onda utjecaj kapacitivnosti žica može biti značajan. Taj napon smetnje U_{se} svakako je najveći kad su elektrode odspojene, ali to s mjernog stajališta nije zanimljivo. Pretpostavimo li da je impedancija elektrode Z_e sastavljena od otpora R_e i reaktancije $X_e = (j\omega C_e)^{-1}$, onda je

$$Z_e = R_e (1 + j\omega R_e C_e)^{-1}, \quad (3.23)$$

*- Ti koeficijenti, diferencijalna i ostala pojačala mnogo su opširnije opisani u knjizi istog autora **Elektronička instrumentacija**, III, dopunjeno izdanje, Školska knjiga, Zagreb.

a napon smetnje U_{se} je uz zanemarenje otpora uzemljenja $Z_z = 0$.

$$U_{se} = U_{s0} \frac{j\omega C_s R_e}{1 + j\omega C_s R_e \left(1 + \frac{C_e}{C_s}\right)} \quad (3.24)$$

Budući je kapacitivnost elektrode C_e za nekoliko redova veličine veća od kapacitivnosti C_s ($C_e \gg C_s$) to se može napisati uz vrlo malu pogrešku da je

$$U_{se} = U_{s0} \frac{j\omega C_s R_e}{1 + j\omega C_e R_e} \quad (3.25)$$

Kako je smetnja U_{se} izazvana naponom mreže U_{s0} frekvencije 50 Hz uz kapacitivnost elektrode C_e desetak nF, i otpor elektrode R_e desetak kilooma, proistječe da je $\omega C_e R_e \ll 1$, pa izraz (3.25) poprima oblik

$$U_{se} = U_{s0} \omega C_s R_e \quad (3.26)$$

Uz pretpostavku da je npr. $C_s = 2\text{pF}$, $R_e = 10\text{ k}\Omega$, proizlazi da je $U_{se} = 1.4\text{ mV}$ uz napon i frekvenciju mreže 220 V odnosno 50 Hz. Budući da su impedancije elektroda Z_e i Z_e' približno jednake, to je razlika napona (protufazni signal) na ulazu pojačala $\Delta U_{se} = U_{se} - U'_{se}$ vrlo malena, ali se ona pojačava i može, prema veličini mjerena biološkog napona, praviti smetnju. Impedancija uzemljenja Z_z je ovdje u prvom približenju zanemarena, jer ona može biti nekoliko puta manja od otpora elektrode Z_e . Kako je reaktancija kapacitivnosti elektrode C_e kod frekvencije mreže od 50 Hz velika prema otporu elektrode, može se prema izrazu (3.26) odrediti protufazni napon smetnje ΔU_{se} kao

$$\Delta U_{se} = U_{s0} \omega (C_s R_e - C'_s R'_e) \quad (3.27)$$

To je napon smetnje ΔU_{se} koji nastaje zbog kapacitivnosti C_s i C'_s između priključnih žica elektroda i električnih vodova.

No veća smetnja nastaje zbog kapacitivne veze C_1 između električnih vodova i pacijenta ($C_1 \gg C_s$) koji se može smatrati dobrim vodičem prema sl. 3.11.a. U ovom slučaju određen je

napon smetnje U_{sz} koji nastaje na impedanciji uzemljenja Z_z prema izrazu (3.19) i sl. 3.11.a. Taj napon bi se na ulazu pojačala prikazao kao istofazni napon da ne postoji razlika u impedancijama elektroda $\Delta Z_e = Z_e - Z'_e$ prema sl. 3.12.a.

Posljedica je pretvaranje istofaznog signala smetnje U_{sz} u protufazni ΔU_{sez} , koji onda pojačalo pojačava usprkos velikom faktoru rejekcije H pojačala. Ako pretpostavimo da je unutrašnji otpor organizma vrlo malen i prema impedanciji elektrode zanemariv, proizlazi da se situacija na sl. 3.11.a može predočiti nadomjesnom shemom na sl. 3.12.a. Četiri otpora $Z_e, Z'_e, Z_{ul}, Z'_{ul}$ na sl. 3.12.a, predstavljaju most kojem je napon napajanja izvor napona smetnje U_{sz} . Jedan dio otpora potenciometra pribraja se ulaznom otporu pojačala R_{ul} i čini ulaznu impedanciju Z_{ul} između priključnice a i zemlje, a drugi dio otpora na isti način čini impedanciju Z'_{ul} između priključnice b i zemlje. Razliku napona $U_a - U_b$ između priključnice a i priključnice b određujemo na sljedeći način

$$\Delta U_{sez} = U_a - U_b = U_{sz} \frac{Z_{ul}}{Z_e + Z_{ul}} - U_{sz} \frac{Z'_{ul}}{Z'_e + Z'_{ul}} \quad (3.28)$$

gdje nakon svođenja na zajednički nazivnik i sređivanja dobivamo

$$\Delta U_{sez} = U_{sz} \frac{Z_{ul} Z'_e - Z'_{ul} Z_e}{(Z_e + Z_{ul})(Z'_e + Z'_{ul})} \quad (3.29)$$

Sada bi se moglo pomoću potenciometra P, uz zanemarive ulazne kapacitivnosti pojačala, uravnotežiti most tako da bude ispunjeno

$$Z_{ul} Z'_e - Z'_{ul} Z_e = 0, \quad (3.30)$$

što bi značilo potpuno poništavanje protufaznog napona smetnje ΔU_{sez} na ulazu u pojačalo. No da bi se to ostvarilo, potrebno je svaki put ^{prilikom mjerenja} namjestiti potenciometar P, što bi za višekanalni uređaj bilo posve neprihvatljivo. Isto tako, impedancije elektroda Z_e i Z'_e za vrijeme trajanja mjerenja nisu konstantne, nego se mijenjaju zbog pomaka i sušenja elektrolita i drugih promjena koje mogu nastati, tako da nema smisla izvoditi podešavanje potenciometrom P. Zbog navedenih razloga odabiru se jednaki ulazni otpori R_{ul} odabiru

jednaki, pa ako zanemarimo male ulazne kapacitivnosti C_{ul} i C'_{ul} , možemo reći da na ulazu u pojačalo mjesto ulaznih impedancija Z_{ul} i Z'_{ul} imamo dva jednaka otpora $R_{ul} = R'_{ul}$. Na temelju toga može se napisati da je

$$\Delta U_{sez} = U_{sz} \frac{R_{ul} (z'_e - z_e)}{(z_e + R_{ul})(z'_e + R_{ul})} \quad (3.31)$$

Ulazni je otpor R_{ul} u granicama od 1 M Ω do 10 M Ω , pa se vrijednost impedancije elektrode prema njima može zanemariti, jer je $Z_e \ll R_{ul}$ i $Z'_e \ll R_{ul}$. Tako da izraz (3.31) postaje

$$\Delta U_{sez} = U_{sz} \frac{\Delta z_e}{R_{ul}} = U_{sz} \frac{\Delta z_e}{z_e} \frac{z_e}{R_{ul}} \quad (3.32)$$

Iz izraza (3.32) proizlazi da će od istofaznog napona smetnje U_{s0} na ulazu pojaviti protufazni napon koji će pojačalo pojačati. No taj će napon biti uz isto postotno odstupanje impedancija elektrode $\Delta Z_e/Z_e \cdot 100\%$ to manji, što je ulazni otpor pojačala veći. Taj ulazni otpor R_{ul} redovito nije veći od 10 M Ω , a u posebnim slučajevima pri primjeni potkožnih ili mikroelektroda može biti 100 M Ω pa i veći. Međusobno odstupanje impedancija elektroda Z_e i Z'_e u granicama je od 5% do 25%. Na temelju napisanog izraza (2.32) može se utvrditi i faktor rejekcije H koji iz toga proizlazi. Faktor rejekcije definiran je izrazom (3.22). Kako u primjeru koji je opisan nema nikakvog pojačanja na mostu, može se napisati da je "pojačanje" protufaznog napona između priključnica a' i b' te a i b otprilike jednako 1, a potiskivanje istofaznog napona dano izrazom (3.22), pa proizlazi da je faktor rejekcije

$$H_1 = \frac{R_{ul}}{\Delta z_e} = \frac{\frac{R_{ul}}{z_e}}{\frac{\Delta z_e}{z_e}} \quad (3.33)$$

Kako se jednom "pokvareni" faktor rejekcije H_1 na ulazu pojačala ne da više "popraviti", ma kako bio velik faktor rejekcije drugog stupnja H_2 , to proizlazi prema *) [Lit. 3.5] izrazu za ukupan faktor rejekcije obaju stupnjeva

$$H_{uk} = \frac{1}{\frac{1}{H_1} + \frac{1}{F_1 H_2}} \quad (3.34)$$

* - Vidjeti A. Šantić: **Elektronička instrumentacija**, III. izdanje, Školska knjiga, poglavlje

U ovom slučaju je $F_1 = 1$ i H_1 dan izrazom (3.33) pa uz $H_2 \gg H_1$ proizlazi da je

$$H_{uk} = H_1 = \frac{R_{ul}}{Z_e} \cdot \frac{Z_e}{\Delta Z_e} \quad (3.35)$$

Ako je npr. $\Delta Z_e/Z_e = 0.05$, a $R_{ul}/Z_e = 10^3$, onda je najveći mogući faktor rejekcije H jednak $20 \cdot 10^3$. Veliki faktor rejekcije pojačala ima smisla samo utoliko da se ne umanjuje ovaj već postojeći ulazni faktor rejekcije H_1 .

3.4.2. Utjecaj napona polarizacije elektroda

Zbog istosmjernog napona polarizacije elektroda E_o i E'_o pojavit će se na ulazu pojačala na priključnicama a i b napon

$$E_{ab} = (E_o - E'_o) \frac{2R_{ul}}{Z_e + Z'_e + 2R_{ul}} \quad (3.36)$$

kako je na sl. 3.12.b i prikazano.

Napon E_{ab} malo je manji od razlike napona E_o i E'_o , jer je $R_{ul} \gg Z_e$, ali taj napon može dovesti istosmjerno pojačalo u zasićenje ako je ovo pojačanje vrlo veliko zbog pojačanja mnogo manjega biološkog napona. Zato, ako je na ulazu primijenjeno istosmjerno pojačalo, njegovo pojačanje ne smije biti veliko.

No ovaj napon može biti posebno kritičan ako se promijeni otpor odnosno impedancija elektroda zbog njihova pomicanja. Elektrode se mogu pomaknuti ako se pacijent ili ispitanik giba ili se u vožnji trese i sl. Tada se diferencijal napona de pojavljuje razmjerni promjeni impedancije jedne elektrode dZ_e što se dobiva deriviranjem izraza (3.36) po Z_e , pa je

$$de = (E_o - E'_o) \frac{-2R_{ul}}{(Z_e + Z'_e + 2R_{ul})^2} dZ_e \quad (3.37)$$

ili u relativnom iznosu

$$\frac{de}{E_{ab}} = - \frac{dZ_e}{Z_e + Z'_e + 2R_{ul}} = - \frac{dZ_e}{2R_{ul}} \quad (3.38)$$

I u ovom slučaju proizlazi da je povoljan velik ulazni otpor pojačala $2R_{ul}$. Budući da je de promjenljiva veličina, ona će se na izlazu pojaviti i kod izmjeničnog pojačala.

3.4.3. Smetnje od magnetskog polja

Magnetsko polje širi se u okolišu vodiča protjecanih strujom. Tako se iz instalacija električne mreže širi magnetsko polje uz električno u ovisnosti o jakosti struje koja u njima teče. Na sl. 3.13.a prikazane su dovodne žice između elektroda na pacijentu i priključnica a i b uređaja koje omeđuju površinu S , a kroz tu površinu teče magnetski tok ϕ , koji je produkt magnetske indukcije B , navedene površine S i ^{kosinusa} kuta β koji okomica \vec{s}_0 na površinu S zatvara s vektorom magnetske indukcije \vec{B} . Prema drugom Faradayevu zakonu u toj petlji koju čine dovodne žice, elektrode i ulazni otpor pojačala inducirati će se napon dan izrazom

$$e_m = \frac{d\phi}{dt} \quad (3.39)$$

Budući da je tok $\phi = B \cdot S \cdot \cos\beta$ gdje može biti promjenljiva i magnetska indukcija B i površina S i kut β , proizlazi deriviranjem ovog produkta da je

$$e_m = \frac{dB}{dt} S \cos\beta + B \frac{dS}{dt} \cos\beta - B S \sin\beta \frac{d\beta}{dt} \quad (3.40)$$

Ako se žice ne miču i površina S i kut β ostaju nepromijenjeni, inducirani napon imati će frekvenciju magnetske indukcije B izazvanu strujom frekvencije mreže. U tom slučaju ako je $B = B_m \sin \omega t$, onda je

$$e_m = \omega B_m \cdot S \cos\omega t \cdot \cos\beta \quad (3.41)$$

Smetnja je istog valnog oblika kao da je izazvana električnim poljem. Od inducirano napona e_m gotovo isti napon e_m pojavit će se na ulazu pojačala, jer je otpor elektroda i dovodnih žica zanemariv prema ulaznom otporu pojačala $2R_{ul}$. Napon od magnetskog polja neće se inducirati ako nije petlja za protjecanje struje zatvorena, odnosno ako elektrode nisu postavljene na objekt

(pacijenta). U ovom slučaju ulazni otpor pojačala je zanemariv prema beskonačnom otporu zbog nepriključenih elektroda i postoji samo napon od električnog polja. S druge strane, ako elektrode kratko spojimo i uzemljimo, nestat će napon od električnog polja i postojat će samo napon induciran od magnetskog polja. Taj napon će biti to veći, što je veća dovodnim žicama omeđena površina S i ako je kut $\beta = 90^\circ$. Kad bi dovodne žice bile upredene (jedna do druge) površina bi bila zanemarivo mala i kut β bi se neprekidno mijenjao, pa se ne bi nikakav napon inducirao od magnetskog polja.

Ako se pogleda drugi član izraza (3.40), vidi se da i pri postojanju istosmjernoga magnetskog polja B_i pomicanjem dovodnih žica, i time mijenjanjem površine S , dobiva se tome razmjernan inducirani napon smetnje. Pri izmjeničnom magnetskom polju promjenom površine S mijenja se amplituda inducirano izmjeničnog napona.

3.4.4. Smetnje zbog utjecaja elektromagnetskog polja

Iako je do sada opisano polje koje nastaje u blizini električnih instalacija elektromagnetsko, razmatrali smo odvojeno učinke njegove električke i magnetske komponente. Pod ovom smetnjom razumijeva se elektromagnetsko polje koje potječe od jakih radio-postaja u blizini mjernog objekta ili radio-dijatermijskih uređaja ili mikrovalnih peći i sl. Takvo elektromagnetsko polje inducira napon u dovodnim žicama: no zbog vrlo visoke frekvencije ne može ga pojačati pojačalo bioloških napona, jer ima gornju graničnu frekvenciju nekoliko stotina Hz i samo u posebnim slučajevima nekoliko kHz. Taj signal dosta velike amplitude doveden na **nelinearnu karakteristiku** ulaznog pojačala biva "ispravljen", odnosno stvara napon razmjernan amplitudi visokofrekvencijskog signala. Ako je inducirani napon $u_s = U_{s0} \sin \omega t$ doveden na ^{amplitudno-amplitudnu pojačala [Lit. 3.5]} karakteristiku koja se može aproksimirati jednadžbom

$$u_2 = U_0 + a u_s + b u_s^2, \quad (3.42)$$

dobiva se da je

$$u_2 = U_0 + a U_{s0} \sin \omega t + b \frac{U_{s0}^2}{2} - \frac{b}{2} U_{s0}^2 \cos 2\omega t, \quad (3.43)$$

tj. dobiva se "istosmjerni" napon $U_{so}/2$ koji je razmjernan amplitudi U_{so} i taj napon ako ima spore promjene može biti pojačan izmjeničnim pojačalom i prikazan na izlazu kao smetnja. Karakteristika na sl. 3.13.b dana je jednadžbom (3.42).

3.5. Metode uklanjanja električnih smetnji

3.5.1. Faradayev kavez

Najdjelotvornija metoda uklanjanja smetnja jest da se ispitanik ili pacijent smjesti u oklopljenu prostoriju poznatu pod imenom **Faradayev kavez**. U istu prostoriju može se smjestiti i uređaj kojim se snima ako je oklopljen željeznim limovima, što najčešće i jest. Također je potrebno u takvom slučaju oklopiti i kabel za napajanje uređaja. No ipak se najčešće samo pacijent smješta u Faradayev kavez, dok uređaj ostaje izvana, pa se pacijent promatra kroz stakleni prozor. Prostorija se oklopi mrežom od željezne žice čije očiće nisu veće od 1 cm, a žica je debela 1 mm. Žica se stavlja pod žbuku na sve zidove, strop i ispod poda. Također je potrebno oklopiti i vrata. Iako je Faradayev kavez vrlo dobro rješenje, danas se malokad upotrebljava, tako npr. pri mjerenju elektrodama velikoga unutrašnjeg otpora (podkožne i mikroelektrode), u istraživačkim laboratorijima gdje se mjere potencijali stanica, u neurofiziološkim laboratorijima i sl. Razlog je što svi današnji uređaji imaju velike faktore rejekcije, pa im za rutinska mjerenja kavez nije ni potreban. Ipak se izvodi određena zaštita od smetnja mreže, a ona se odnosi na oklapanje samih instalacija, pri čemu se za sve vodove električne mreže u toj prostoriji upotrebljava **oklopljeni kabel**.

3.5.2. Potiskivanje smetnji protunaponom

Utjecaj vanjskih smetnji kao istofaznog napona u_i može se ukloniti upotrebom plivajućeg pojačala*). [Lit. 3.5]. Plivajuće pojačalo je pojačalo koje je tako izvedeno da ima

* Opisano potanko u knjizi A. Šantića **Elektronička instrumentacija**, Školska knjiga, III. izdanje, poglavlje 3.2.

velike impedancije prema masi kao što je prikazano na sl. 3.14. To drugim riječima znači da je izolirano od mase. Takovo jedno pojačalo koje može imati bilo kako spojene otpore na svom izlazu neće imati nikakav napon na otporu R jer neće teći nikakva struja i izazvana istofaznim naponom u_i kroz otpor R . To je iz razloga što se ne može zatvoriti strujna petlja s masom, pa ne teče nikakva struja ni kroz jedan otpor plivajućeg pojačala izazvana istofaznim naponom u_i . Prema tome faktor rejekcije bi u takvom slučaju bio beskonačan, jer je napon Δu_{2i} na otporu R jednak nuli. No to u praksi ipak nije tako. Impedancije prema masi nisu beskonačno velike nego imaju vrijednosti na frekvenciji mreže više stotina $M\Omega$ pa postoje slabe struje koje izazivaju ipak neki mali napon Δu_{2i} . Te su impedancije uglavnom kapacitivne prirode (reaktancije).

U konkretnoj primjeni u medicini takovo pojačalo se oklapa u kutije. Time se zapravo smanjuju reaktancije prema masi, jer se kapacitivnosti prema oklopu povećavaju, što bi imalo za posljedicu pogoršanje faktora rejekcije. No takova situacija se može znatno poboljšati ako se cijeli oklop pojačala upravlja iz generatora kojemu je napon u_i^* isti kao i istofazni napon smetnje u_i . Očito je da u takvom slučaju naponi se u petlji odbijaju pa je $u_i - u_i^* = 0$, što usprkos ~~malim~~ ^{većim} reaktancijama prema ~~masi~~ ^{oklopu} daje vrlo velik faktor rejekcije, jer nema struje kroz otpor R . U praksi se izvor napona u_i^* izvodi naponskim sljedilom kao na sl. 3.15., a napon jednak naponu smetnje u_i dovodi se s tzv. neutralnom elektrodom postavljenom na pacijenta blizu mjesta gdje se mjeri biološki napon ili posredstvom Wilsonove elektrode. Kako u ovom slučaju nije baš moguće ostvariti uvjet $u_i = u_i^*$, na ovaj način se ne može sasvim potisnuti smetnja od mreže u_i , ali se može od 5 do 10 puta smanjiti.

3.5.3. Smanjivanje smetnje smanjenjem otpora uzemljenja

Ova metoda omogućava smanjenje istofaznih smetnji od mreže u_i tako da smanji impedanciju uzemljenja Z_z upotrebom negativne povratne veze. Pokazano je [Lit. 3.5] da se ulazni otpor pojačala Z_{ul} može smanjiti upotrebom paralelne negativne povratne veze prema izrazu

$$Z_{ul} = \frac{Z_z}{1 + \beta A_o} \quad (3.44)$$

Da bi se to ostvarilo, upotrebljava se pojačalo s negativnom povratnom vezom prema načelnoj shemi na sl. 3.16.a. Na sl. 3.16.b dana je nadomjesna shema. Ako primijenimo izraz (3.44), onda je ulazni otpor

$$R_{ul} = R_{z1} \frac{1}{1 + \beta A_o} \quad (3.45)$$

gdje je faktor povratne veze

$$\beta = \frac{R_{z1}}{R_{z1} + R_{z2}} \quad (3.46)$$

Ako je $\beta A \gg 1$, onda je ulazni otpor primjenom negativne povratne veze postao manji prema izrazu

$$R_{ul} = \frac{R_{z1} + R_{z2}}{A} \quad (3.47)$$

Ulazni otpor se na taj način može znatno smanjiti zbog velikog pojačanja određenog izvorom $A = R_f / (Z_e / 3 + R_{z1})$, a R_{z1} može se smatrati otprilike jednakim otporom R_{z2} , tako da izraz (3.47) postaje

$$R_{ul} = \frac{2 R_{z1}}{A} \quad (3.48)$$

Taj se način prilično primjenjuje za smanjenje otpora uzemljenja u elektrokardiografiji, pa je u literaturi poznat pod imenom Driven-right-leg circuit. [Lit. 3.3]. U praktičnoj izvedbi otpor uzemljenja provodi se prema shemi na sl. 3.17. Otpor elektroda Z_e ne dolazi do izražaja jer se koriste naponska sljedila na koje su priključene elektrode u elektrokardiografu. Na samom ulazu postavljeni su još i niskopropusni RC-filtri za odstranjivanje smetnji viših frekvencija.

3.5.4. Valni oblici vanjskih i unutrašnjih smetnji

Valni oblik električke i magnetske smetnje isti je i predstavlja više ili manje izobličenu sinusoidu. Kako je frekvencija od 50 Hz velika prema frekvencijama bioloških napona, to se ta smetnja prikazuje kao široka vrpca superponirana biološkim naponom. Ta smetnja

svojstvena je po svojoj konstantnoj amplitudi, što je vidljivo na sl. 3.18.a.

Elektromagnetski val predstavljen je kao smetnja koja se prikazuje kao napon koji odgovara anvelopi visokofrekvencijskog napona (vidjeti poglavlje 3.4.4). Jedan telegrafski odašiljač predstavljen je pravokutnim naponima, kao što je prikazano na sl. 3.18.b.

No i biološki naponi ^{drugih izvora} mogu se prikazati kao smetnja, pogotovo kao su im amplitude reda veličine mjenenoga biološkog napona. Često se npr. pojavljuju naponi mišića kao smetnja pri mjerenju napona mozga ili srca. Takova se smetnja ne može ukloniti pojačalom, već elektrodu treba pomaknuti ⁵ mišića koji izaziva smetnju. Naponi mišića su više frekvencije od napona srca ili mozga, pa izgledaju slično smetnji od električnog polja, samo što im amplituda nije konstanta. To se najbolje vidi na primjeru na sl. 3.18.c. Katkada se smetnje pojavljuju i zbog pomaka elektroda, kada ^{se} mijenja otpor elektroda, a možda i napon polarizacije. Ta smetnja predstavlja signal razmjeran pomacima elektroda, što se najbolje vidi na sl. 3.18.d. Pri mjerenju napona mozga pojavljuje se često smetnja zbog pomaka elektrode smještene nad arterijom koja u smislu svojih pulzacija pomiče elektrodu i mijenja njezinu impedanciju. Ta se smetnja pojavljuje najčešće pri smještaju elektroda u frontalnim regijama mozga, a prikazana je na sl. 3.18.d. Smetnja se može ukloniti pomakom elektrode s arterije.

Literatura

- 3.1. E.C.Potter: Electrochemistry. Principles and applications. Prijevod. Školska knjiga, Zagreb, 1968.
- 3.2. L.A.Geddes: Electrodes and the Measurement of Bioelectric Events. Willey Interscience. John Wiley & Sons Inc. New York, 1972.
- 3.3. J.G.Webster (editor): Medical instrumentation. Application and design. Houghton Mifflin Company. Boston, 1978.
- 3.4. B.W.Watson: IEEE Medical Electronics Monographs 1-6. Peter Peregrinus Ltd. London, 1971.
- 3.5. A.Šantić: Elektronička instrumentacija. III. dopunjeno izdanje. Školska knjiga. Zagreb, 1993. Poglavlje 2.

4. UREĐAJI ZA MJERENJE I REGISTRACIJU BIOELEKTRIČNIH POTENCIJALA

4.1. Općenito o mjernim uređajima

Da bi se mogli izmjeriti biološki naponi koji mogu biti sasvim maleni i iznositi samo $10 \mu\text{V}$ pa sve do nekoliko mV, potrebna su pojačala velikog pojačanja i neosjetljiva na vanjske smetnje*. Za prikaz izmjerenih napona, najčešće u vremenskom području, upotrebljavaju se pisači ili katodne cijevi. Budući da je najčešće potrebno istodobno promatrati razlike potencijala s različitih mjesta na pacijentu s obzirom na biološki izvor napona, upotrebljava se veći broj pojačala i njima odgovarajućih pisača. Jedan takav sustav u kojem se pojačava i obrađuje promatrani signal od priključnica ulaznih pojačala preko višestupanjskih pojačala do pisača zove se **mjerni kanal**. Tako se u elektroencefalografiji upotrebljavaju elektroencefalografi od najmanje 8 kanala, pa 12, 16 i najviše 32 kanala. Svakako, ima elektroencefalografa u kojih broj kanala može biti i između navedenih vrijednosti. Mnogi imaju i dva dodatna kanala za npr. vremensko označavanje i oznaku svjetlosnih podražaja, pa tako mogu imati 8+2, 10+2 i 14+2 ili više kanala. Kod elektroencefalografa često se koristi određen broj kanala za registraciju i drugih električnih i neelektričnih bioloških veličina kao što su npr.: respiracija, broj otkucaja srca, elektrokardiogram, puls, PGR (psihogalvanski refleks), elektronistagmogram i sl. Uređaji koji mogu biti i elektroencefalografi, a imaju uz elektroencefalogram, mogućnosti registracije, i drugih bioloških veličina zovu se **poligrafi**. Za ostvarivanje mjerenja različitih bioloških neelektričnih veličina upotrebljavaju se posebna pojačala i odgovarajući pretvornici. Neki poligrafi nemaju uopće mogućnosti mjerenja napona mozga.

Elektrokardiografi izvode se najviše kao jednokanalni i trokanalni, no mogu biti i šesterokanalni. Kod šesterokanalnih elektrokardiografa obično se tri kanala upotrebljavaju za

* U vezi s dobivanjem detaljnijih informacija o mjernim pojačalima koja se u ovom poglavlju spominju, upućuje se čitatelj na knjigu A. Šantić: **Elektronička instrumentacija**, Školska knjiga, 1993. (III. izdanje).

mjerenje napona srca, a preostala tri za mjerenje srčanih tonova i šumova. Rjeđe se proizvode retinografi i nistogmografi kao posebni uređaji. Za snimanje retinograma i nistagmograma mogu se koristiti i elektroencefalografi uz izmjenu pojačala ili poligrafi. Nistagmografi i retinografi najčešće su četverokanalni, a mogu biti i dvokanalni.

Uređaji za mjerenje i registraciju bioelektričkih potencijala mogu se danas podijeliti u dvije kategorije, a to su uređaji analogno-digitalne izvedbe i digitalizirani uređaji. Kanali **analogno-digitalnih uređaja** izvedeni su od ulaza do izlaza kanala na analogan način dok se regulacija pojedinih parametara kanala kao i odabir elektroda na glavi za svaki kanal provodi digitalno. Za regulaciju pojedinih parametara kanala kao što je osjetljivost pojačala, gornja i donja granična frekvencija pojačala sve se manje upotrebljavaju mehanički preklopnici, već se gotovo isključivo rabe elektroničke sklopke upravljane mikrokontrolerima. Elektroničke sklopke, najčešće izvedene FET-ovima, upravljaju se naponom, što omogućuje upotrebu mikrokontrolera za mjenjanje parametara pojačala i odabir odvoda glavnih selektora kojima se priključuju pojedine elektrode na kanale prema utvrđenim programima. Za tu svrhu može se upotrijebiti i nekoliko mikroprocesora. Zapis se obavlja najviše pisačima koji pišu brzосуšivom tintom. U nekim izvedbama postoji mogućnost promatranja zapisa i na monitoru nakon prethodno provedene analogno-digitalne pretvorbe. U tom slučaju elektrode s kojih se uzimaju podaci, tzv. odvodi, označavaju se također na zastoru monitora.

Digitalizirani uređaji za mjerenje bioelektričnih potencijala, za razliku od analogno-digitalnih, provode pretvorbu analognog mjernog signala u digitalni nakon što je ovaj pojačan pojačalima do određene naponske razine. Regulacija većine parametara obavlja se na digitalnoj strani, zahvaljujući ugrađenim mikroprocesorima, koji s ostalim digitalnim sklopovima čine jedno specijalizirano računalo. Na ovaj način postoji i mogućnost različite obrade bioelektričkih signala, pa se tako može u načelu provesti: usrednjavanje, frekvencijska analiza, prikaz ekvipotencijalnih krivulja (mapping) i sl. iako se za takvu svrhu gotovo redovito izvode posebni uređaji. Također se i ovdje, kao i kod analogno-digitalnih uređaja, provodi kontrola svih parametara pojačala digitalno.

4.2. Analogno-digitalni uređaji za mjerenje bioelektričnih napona

4.2.1. Elektrokardiograf (EKG)

Blok shema jednokanalnog elektrokardiografa prikazana je na sl. 4.1.a. Vidljivo je da s ulaznih elektroda koje se priključuju na lijevu ruku, LA desnu ruku, RA i nogu E, bioelektrički naponi srca dovode na selektor. Selektor je preklopnik koji omogućuju odabir pojedinih odvoda. Rutinski se kod elektrokardiografa primjenjuju već opisani u poglavlju 2. Standardni odvodi (po Einthovenu), pojačani odvodi (po Goldbergeru) i prekordijalni odvodi. Prvi položaj selektora omogućuje baždarenje pojačala na točnu vrijednost koja uz napon od 1 mV daje na izlazu otklon pisača od 10 mm. U ovom položaju preklopnika dovodi se pritiskom na tipku napon od 1 mV na ulaz pojačala, a finom regulacijom pojačanja namješta se otklon pisača od 10 mm.

Trakt pojačanja mjernog kanala može se podijeliti na pretpojačalo, glavno pojačalo i izlazno pojačalo. Pretpojačalo mora imati mali šum i veliki faktor rejekcije (poglavlje 3. izraz 3.22). Glavno pojačalo je višestupanjsko i omogućuje da se na ulaz izlaznog pojačala može dovesti dovoljan napon (oko 1 V) potreban za pogon izlaznog stupnja. Izlazni stupanj mora osigurati potrebnu snagu za pogon pisača (2 do 3 W).

Osim toga, za uklanjanje smetnji od napona mišića ili mreže postoji mogućnost snižavanja gornje granične frekvencije pojačala jednostavnim RC-filtrom odnosno niskim propustom. Gornja granična frekvencija se na taj način ograničava na područje od 35 do 45 Hz (-3 db). Filtar je prvoga reda sa strminom boka od 6 db/okt. Gornja granična frekvencija f_g bez ovakvog filtra određena je gornjom graničnom frekvencijom pisača. Kod elektrokardiografa ova frekvencija ne smije biti niža od 75 Hz, ali je kod većine kardiografa 100 Hz. Za potiskivanje signala na frekvenciji mreže od 50 Hz često se upotrebljava uskopojasna brana (zaporni filter) koja potiskuje smetnju mreže, ali i onemogućuje registraciju komponente spektra napona srca na i oko frekvencije od 50 Hz. Normalna osjetljivost elektrokardiografa je 10 mm/mV, a može se mijenjati u tri područja, i to s većom osjetljivošću od 20 mm/mV i manjom od 5 mm/mV. Regulacija finog (kontinuiranog) mijenjanja pojačanja treba obuhvatiti područje od 5 mm/mV do 20 mm/mV. Da ne bi

istosmjerni napon polarizacije elektroda, koji je redovito veći za red ili dva reda veličine od mjenog napona srca, odveo pojačalo u zasićenje, postavlja se kondenzator između pretpojačala i pojačala ili na ulazu pretpojačala. Na taj se način ostvario visoki RC-propust. Donja granična frekvencija f_d ovog jednostavnog filtra može se odrediti iz činjenice da je pri ovoj frekvenciji reaktivni otpor kondenzatora $1/\omega_d C$ jednak otporu R , pa je

$$\omega_d = \frac{1}{RC} \quad (4.1)$$

Kako je kružna frekvencija $\omega_d = 2\pi f_d$ i RC vremenska konstanta τ , to je

$$f_d = \frac{1}{2\pi \tau} \quad (4.2)$$

Na taj način je donja granična frekvencija definirana **vremenskom konstantom** τ , kako je uobičajeno u medicinskoj instrumentaciji. Razlog je taj što se pri umjeravanju (baždarenju) pojačala elektrokardiografa na njegov ulaz dovodi skok istosmjernog napona (funkcija skoka, step funkcija) u trajanju ovisnom o dužini držanja pritisnute tipke prema slici 4.1.b. Zbog izbivanja kondenzatora ovaj napon pada po eksponencijalnom zakonu, što se registrira pisačem prema izrazu

$$u = U_0 e^{-\frac{t}{\tau}} \quad (4.3)$$

Vremenska konstanta, a preko nje, prema izrazu 4.2, i donja granična frekvencija jednostavno se određuje kada maksimalna amplituda U_0 padne na vrijednost $0,37 U_0$, jer je za $t = \tau$

$$\frac{u}{U_0} = \frac{1}{e} = 0,368 \quad (4.4)$$

Kod elektrokardiografa ova vremenska konstanta τ treba biti 3,2 s, ali ima prijenosnih izvedaba elektrokardiografa i s vremenskom konstantom τ od samo 1,5 s.

Ako u radu elektrokardiografa nastupi neka vanjska smetnja od nekoliko mV ili više,

pojačalo će biti dovedeno u zasićenje, pisaljka pisača dat će maksimalni otklon i tu ostati, dok se kondenzator ne izbije na vrijednost približno 1 mV. Za cijelo to vrijeme ne može se snimati napon srca jer se **blokiralo pojačalo**. To može potrajati više sekundi u ovisnosti o naponu smetnje. Da se to izbjegne, ugrađena je tipka T_2 koja kratko spaja sprežni kondenzator i trenutno ga isprazni, pa se može nastaviti daljnje snimanje. To deblokiranje sprežnog kondenzatora može se izvesti i automatski.

Zapis srčanih napona obavlja se pisačima, a gdje je potrebno dugotrajno promatranje, upotrebljava se katodna cijev odnosno osciloskop. I u ovom slučaju moguće je imati zapis od nekoliko prethodnih sekvencija, pogotovo ako se provodi s osciloskopom s digitalnim pamćenjem. Prikaz osciloskopom provodi se u jedinicama intenzivne skrbi, kao i u operacijskim dvoranama za vrijeme trajanja operacije.

Kod zapisa na papiru najčešće je u uporabi pisaljka s ugrijanom niti, koja na dvoslojnom papiru ostavlja trag topeći gornji plastificirani bijeli sloj ispod kojeg se nalazi drugi sloj od crnog papira. Širina zapisa ne smije biti manja od 40 mm. Osim navedenog postupka termozapisa, postoje i drugi načini zapisa kao što je pigmentni zapis i elektrostatski zapis. Kod pigmentnog zapisa između pisaljke i običnog papira prolazi pigmentna vrpca, koja pod pritiskom pisaljke na pigmentnu vrpcu ostavlja trag na papiru. Pigmentni zapis omogućuje dobivanje veće gornje granične frekvencije (oko 25%) nego s termozapisom uz isti pisač. Mehanizam za pogon papira omogućuje kontinuirano gibanje papira standardnim brzinama od 25 mm/s i 50 mm/s s najvećim dopuštenim odstupanjem od $\pm 5\%$ od nominalne vrijednosti. Da bi se ostvarila zadovoljavajuća stabilnost brzine, broj okretaja motora za pogon papira mora biti reguliran. Regulacija se ostvaruje pretvornikom koji pretvara broj okretaja u minuti pogonskog motora, kojem je razmjerna brzina gibanja papira u napon, no upotrebljavaju se i sinkroni motori upravljani frekvencijom iz jednoga snažnijeg izvora. Tim se naponom upravlja tranzistor snage serijski spojen s pogonskim motorom. Što je broj okretaja pogonskog motora veći, to je veći i napon na izlazu iz pretvornika, a taj opet daje manju struju kroz serijski s pogonskim motorom spojen tranzistor snage, što smanjuje broj okretaja, i obrnuto [Lit. 4.3]. Kao pretvornik može se upotrijebiti tahogenerator ili neki induktivni pretvornik ili optički pretvornik kojima se frekvencija impulsa razmjerna brzini vrtnje motora pretvara u napon.

Kod višekanalnih elektrokardiografa i kod svih onih koji se nalaze u intenzivnoj skrbi, gdje se uz elektrokardiograf upotrebljavaju i defibrilatori, potrebno je osigurati zaštitu od prenapona ulaznoga kruga pojačala. Defibrilatori svojim visokim naponom mogu uništiti ulaze elektrokardiografa. Najbolje rješenje u tom smislu jesu plivajuća pojačala, koja uz vrlo dobru izolaciju od prenapona imaju i visok faktor rejekcije [Lit. 4.3].

Pojednostavnjena shema jednokanalnog elektrokardiografa prikazana je na sl. 4.2. Na ulazu se nalaze priključnice za elektrode desne (RA) i lijeve (LA) ruke, kao i lijeve noge (LL), zatim i desne noge (RL) na koju je priključeno i pojačalo u povratnoj vezi za potiskivanje smetnji od mreže i koja se priključuje na zemlju. Također postoji priključak za ~~središnju (Wilsonova elektroda)~~ ^{prekordijalnu} elektrodu (C) i ~~uzemljenje~~ ^{plivajuća zajedničku masu} uređaja (G).

Sve su elektrode zaštićene od prenapona prenaponskim plinskim cijevima, kod kojih se pri prevelikom naponu ionizira plin neon kojime su ispunjene i one postaju dobro vodljive, pa se zbog toga na ulazu nalazi relativno malen napon. Te plinske cijevi čine djelilo s otporom R (10 k Ω) spojenim u seriju s elektrodom. Otpor i kondenzator $R_2 - C_2$ zaštita su od visokih frekvencija i vrlo kratkih naponskih šiljaka. Na ulazu svake elektrode nalazi se naponsko sljedilo izvedeno u diskretnoj ili integrirajućoj tehnici. Svrha je naponskog sljedila da transformira velik ulazni otpor (oko 50 M Ω) i mali otpor na izlazu kako bi se mogao priključiti na niskootporničku mrežu u selektoru odvoda. U nekim drugim primjenama i elektroencefalografiji ovakva se naponska sljedila ugrađuju u samu elektrodu, kao na sl. 3.7, poglavlja 3.3.1, ili u priključnoj glavi, a prije priključnog kabela do uređaja. Zbog niskog izlaznog otpora naponskog sljedila utjecaj vanjskih smetnji od 50 Hz i kapacitivnost kabela mogu se znatno smanjiti.

Otpornička mreža koja iza naponskih sljedila slijedi omogućuje uz Einthovenove odvode da se dobiju i Goldbergerovi povećani odvodi i prekordijalni odvodi sa središnjom Wilsonovom elektrodom, kako je to u poglavlju 2.2.1 već opisano. Pojedini odvodi odabiru se preklopnikom. Iza tog preklopnika dolazi pretpojačalo i pojačalo. U pojačalu se obavlja gruba (u tri položaja) i fina regulacija pojačanja, a između pretpojačala i glavnog pojačala može se uključiti sprežni kondenzator ako se treba isključiti istosmjerna komponenta koja potječe od napona polarizacije elektroda. Da bi pojačalo bilo plivajuće, odnosno da bi svaka

njegova točka bila na potencijalu istofaznog signala, potrebno ga je potpuno galvanski odvojiti od vanjskog uzemljenja [Lit. 4.3]. Isto tako, ni izlazno pojačalo ne smije galvanski biti vezano s pretpojačalom i pojačalom. To je ovdje riješeno transformatorskom vezom izvora napajanja i izlaznog stupnja pojačanja. Ima izvedaba kod kojih se ta veza ostvaruje optičkom spregom posredstvom tzv. optičkih sprežnika [Lit.4.3]. Kako je poželjno da i kapacitivna veza između primara i sekundara transformatora bude što slabija, odabrani su visokofrekvencijski transformatori. Ovdje je odabrana frekvencija od 95 kHz. Niskofrekvencijski napon srca modulira visokofrekvencijski napon od 95 kHz koji se onda prenosi visokofrekvencijskim transformatorom. Na sekundaru transformatora priključuje se izmjenično-istosmjerni pretvornik s odzivom na vršnu vrijednost kao demodulator. Ponovno dobiven napon srca nakon demodulacije dovodi se na višestupanjsko izlazno pojačalo kojim se pogoni pisac s pisaljkom s ugrijanom niti kako bi se ostvario termički zapis.

Oscilator koji oscilira na frekvenciji od 95 kHz napaja se iz mrežnog ispravljača. Napon visoke frekvencije iz ovog oscilatora prenosi se transformatorom na ispravljač koji prema orijentaciji dioda daje pozitivan i negativan napon za napajanje pretpojačala i pojačala, ali je na taj način transformatorom prekinuta svaka galvanska veza s vanjskom masom na kojoj se nalazi oscilator. Isto tako i kapacitivna veza između primara i sekundara je malena (svega desetak pF), jer je transformator malih dimenzija. Izolacija između primara i sekundara može izdržati efektivni napon od 2 500 V, na koji način je pacijent zaštićen od napona mreže. Jedna takva realizacija prikazana je na sl. 4.2.

Na sl. 4.4. prikazan je jedan izlazni stupanj za pogon pisaca. Izlazni stupanj se sastoji od dva NPN tranzistora spojena u protutaktnom spoju. Svaki od njih ima još jedan tranzistor, od kojih gornji ima NPN tranzistor u Darlingtonovu spoju, a donji PNP tranzistor koji zakreće fazu za donji NPN tranzistor. Klasa u kojoj izlazni stupanj radi ovisi o broju dioda na kojima se stvara pad napona. Što je veći broj dioda, to se više približava rad C-klasi. U ovom slučaju je to B-klasa. Pisac ima dva namotaja: jedan je pogonski, a drugi služi za osiguravanje povratne veze razmjerne brzini otklona pisaljke. Na taj se način obavlja linearizacija pisaca i izbjegavaju se sva nadvišenja koja bi nastala zbog mehaničke rezonancije pisaca. [Lit. 4.3]. No budući da je povratna veza razmjerna brzini, a ne amplitudi otklona pisaljke, mora se provesti kompenzacija ovakve, o frekvenciji signala ovisne povratne veze.

To se ostvaruje stavljanjem kondenzatora u kolektorski krug pojačala koje prethodi izlaznom stupnju. Danas se povratnom vezom sa samog pokretnog namotaja pisača može ostvariti najbolja linearizacija frekvencijske karakteristike pisača. Takva i slična rješenja nalaze se i kod pisača u elektroencefalografiji i drugim uređajima za mjerenje bioloških napona.

4.2.2. Elektroencefalograf (EEG)

Kanal elektroencefalografa ne razlikuje se u svojoj strukturi bitno od kanala elektrokardiografa. Kod elektroencefalografa pojačanje je za dva reda veličine veće, tako da najveća osjetljivost ne smije biti manja od $10 \mu\text{V/cm}$ otklona pisačke, a mora postojati mogućnost da se mijenja od $10 \mu\text{V/cm}$ do 1 mV/cm u skokovima ne većim od 1:2. Uz promjenu pojačanja po kanalu mora biti omogućena zajednička promjena pojačanja za sve kanale istovremeno. Broj kanala je znatno veći nego kod elektrokardiografa - od najmanje 8 do najviše 32. Selektor odabira elektroda mnogo je veći i složeniji jer je broj elektroda 19 plus 2 elektrode za priključak referentne elektrode kod monopolarnog snimanja. Broj standardnih odvoda koji se pri snimanju napona mozga primjenjuju sastoji se od najmanje 4 bipolarna i dva monopolarna odvoda [Lit. 4.1. i 4.4]. Tako velik broj odvoda i elektroda stavlja velike zahtjeve na preklopnike koji moraju biti posebno kvalitetni (od masivnog srebra ili pozlaćeni) za pouzdanu upotrebu. Danas se sve više upotrebljavaju poluvodičke FET-ovske sklopke. One se upravljaju naponima i pomoću tastature. Zbog veće fleksibilnosti upravljanja poluvodičkim FET-ovskim sklopkama provode se mikroprocesorom. To je analogno-digitalna izvedba elektroencefalografa.

Filtri omogućuju odabir većeg broja gornjih graničnih frekvencija kao: 15, 30, 70 Hz, ili više, u ovisnosti o upotrebljenom pisaču. Isto tako, može se odabrati više donjih graničnih frekvencija koje su definirane vremenskim konstantama, a ove mogu biti 0,01; 0,1; 0,3; 1,5 s. Normirana vremenska konstanta za elektroencefalografska snimanja jest 0,3 s, a brzine papira koje svaki elektroencefalograf mora imati jesu 15 mm/s, 30 mm/s, i 60 mm/s, dok se normalno upotrebljava 30 mm/s. Širina svakog zapisa određena je s 20 mm.

Za umjeravanje (kalibraciju) na raspolaganju je više napona od $2 \mu\text{V}$ do $1\ 000 \mu\text{V}$ i

omjeru 1:2:5. Normalno se umjeravanje vrši s naponom od $50 \mu\text{V}$ uz otklon od 7 mm, s pravokutnim naponom frekvencije 0.5 Hz. Elektroencefalograf mora biti opskrbljen mjerilom impedancije u području od 1 k Ω do 50 k Ω . Mjerenje impedancije obavlja se frekvencijom od 10 Hz.

Neki encefalografi imaju mogućnost prikazivanja otpora na svakoj elektrodi, tako da se na sve elektrode dovede strujni izvor frekvencije 10 Hz. Kako svaka elektroda ima neki otpor R_e , to će se uz konstantnu amplitudu struje I_m od 10 Hz na elektrodama pojaviti napon U_r razmjeran otporu R_e , jer je $U_r = I_m R_e$. Tako se prema veličini amplitude napona U_r koju ispisuje pisac može vidjeti veličina otpora prema sl. 4.5. Postoje i izvedbe koje napon U_r prikazuju svjetlećom diodom iznad prikazane elektrode gdje je otpor R_e prešao dopuštenu vrijednost.

Na sl. 4.6. prikazana je blok shema jednog n-kanalnog elektroencefalografa. U kutiji za priključak elektroda nalaze se ugrađena pojačala koja imaju zadatak da transformiraju visoku ulaznu impedanciju na nisku vrijednost, što se postiže naponskim slijedilom, ali i pojačalom koje može pojačavati i do 50 puta. Nizak otpor na izlazu pojačala smještenih u glavi za priključak elektroda uvelike smanjuje utjecaj vanjskih smetnji, a omogućuje i priključak drugoga priključnoga kabela koji može biti dug više desetaka metara. Redovito je dužina priključnoga kabela od 4 do 6 m.

U samom uređaju iza elektrodnih pretpojačala nalaze se selektori kao i kod elektrokardiografa, samo sa znatno većim brojem kontakata. Ti selektori mogu se izvoditi mehaničkim pretklopniceima ili poluvodičkim FET-ovskim sklopkama naponski upravljanim, što omogućuje mnogo veću fleksibilnost u izboru pojedinih kanala prema predviđenom programu. Svaki elektroencefalograf mora imati mogućnost priključka svake elektrode na svaku priključnicu kanala elektroencefalografa, a također i to da se kod bipolarnog snimanja određeni par elektroda priključi na odgovarajući kanal prema programu (vidjeti sl. 2.9) ili da se određene elektrode kod monopolarnog snimanja spoje prema neutralnoj elektrodi, tzv. Wilsonovoj elektrodi, prema utvrđenom programu. Broj je takvih odvoda prema utvrđenom rasporedu programa najčešće od 6 do 16. Većina današnjih elektroencefalografa ima mogućnost samostalnog stvaranja rasporeda elektroda prema određenom programu i

zahvaljujući ugrađenom mikroročunalu i njihovu pamćenju omogućuje proizvoljno mijenjanje.

Iza selektora dolaze pretpojačala, zatim niskofrekvencijski filtri pojačala s ugrađenim visokofrekvencijskim filtrima te skokovitim i kontinuiranom regulacijom pojačanja. Elektroencefalograf mora imati za sve kanale i zajedničku (simultanu) regulaciju pojačanja kako bi se pri snimanju za vrijeme iznenadne pojave velikih napona moglo brzo smanjiti pojačanje svih kanala odjednom. Na izlazu nalaze se pojačala snage za pogon pisača slična onom prikazanom na sl. 4.4. Pisaljke su najčešće izvedene za pisanje tintom bilo preko cjevčice sa slobodnim izlazom tinte ili štrcanjem tinte kroz mikrosapnice pod tlakom (Siemens, Elema). Postoji izvedbe i s pigmentnim zapisom.

Prije izlaznog stupnja postoje mogućnosti priključka analogno-digitalnih pretvornika za dalju obradu napona mozga. Metoda usrednjavanja najčešće se primjenjuje za prikaz evociranih potencijala. Podaci o postavljenom pojačanju odnosno osjetljivosti, vremenskim konstantama, gornjim graničnim frekvencijama visokofrekvencijskih filtara te naponu umjeravanja (baždarenja) u nekih su elektroencefalograma ispisani i prikazani na zastoru katodne cijevi. Također se uz prikaz rasporeda elektroda na glavi na zastoru katodne cijevi može povećanim intenzitetom svjetla pokazati koja elektroda na glavi ima nedopušteno velik otpor. Kod nekih izvedaba prikazuje se na zastoru monitora glava s rasporedom elektroda, gdje je na mjestu svake elektrode kružić u boji. Prema boji kružnica određuje se veličina otpora pripadajuće elektrode. Tako crvena boja označuje najveći otpor, a plava najmanji.

Da bi se za vrijeme snimanja napona mozga mogle izazvati neke napadaju slične reakcije, upotrebljavaju se svjetlosni, i rjeđe, zvučni stimulatori. **Fotostimulator** je svjetlosni stimulator koji daje bljeskove svjetla u određenim vremenskim intervalima, odnosno frekvencijom od 0.2 do 50 Hz s mogućnošću mijenjanja intenziteta svjetla s energijama od npr. 0,3; 0,6 i 1,2 Ws. Postoji i mogućnost davanja dvostrukih svjetlosnih impulsa kojima se međusobni razmak može mijenjati u granicama od 6 do 1 000 ms. Fotostimulator se u načelu sastoji od generatora napona prije navedenih frekvencija, zatim monostabila, koji određuju duljinu trajanja impulsa i razmak između dva impulsa pri davanju dvostrukih impulsa. Izlazni stupanj ima kondenzator koji se nabija električnom energijom i najčešće prazni tiristorom. Pražnjenje kondenzatora preko visokonaponskog transformatora pali

bljeskalicu (flash-lampu) ispunjenu plinom ksenonom koji se tom prilikom ionizira uz obilnu emisiju fotona odnosno svjetla. Trajanje svjetla je kratko, približno $100 \mu\text{s}$. Fonostimulator je zvučni stimulator koji na sličan način daje u zvučnike ili slušalice impulse u trajanju $100 \mu\text{s}$, a frekvencije se kreću od 0.2 Hz do 100 Hz. Intenzitet pucketanja (klik) može se mijenjati najčešće u području od 90 do +90 dB.

Za vrijeme snimanja, u smislu izazivanja eventualne reakcije slične napadaju, zahtijeva se od pacijenta pojačano disanje. To je tzv. **hiperventilacija**. Da se dubina disanja može pratiti kvantitativno, primjenjuju se metode impedancijske pletizmografije posredstvom dviju elektroda ^{postavljenih na prsa} posebnog kanala kojim se snimaju ovakve promjene impedancije. Iste elektrode mogu se upotrijebiti i za snimanje elektrokardiograma.

4.2.3. Elektromiografi (EMG)

Elektromiograf se obično izvodi u trokanalnoj izvedbi, no postoje i dvokanalne izvedbe. Za registraciju miografskih napona upotrebljavaju se površinske i potkožne elektrode. Miografski naponi (akcijski potencijali) koji se snimaju potkožnim elektrodama vrlo su kratkog trajanja, pa prema tome trebaju pojačala širokoga frekvencijskog pojasa - do 10 000 Hz. Da bi se mogle prikazati takve brze promjene napona ne upotrebljavaju se kao indikatori pisači, nego katodna cijev. Kod elektromiografa postoji mogućnost snimanja elektromiograma fotografskim putem, a u novije vrijeme, nakon ^{digitalnog} pamćenja podataka, prikaz s pisacem. Osjetljivost im je kao i kod elektroencefalografa iako su miografski naponi nešto veći. Najveća osjetljivost je $10 \mu\text{V}/\text{cm}$. Visokofrekvencijski filtri imaju mnogo više područja i protežu se od 2 Hz do 10 kHz. Gušenje im je od 6 db/okt. do 12 db/okt. Vremenska baza obuhvaća područje od 0.2 ms/d.sk. do 100 ms/d.s. Zbog velikog otpora potkožnih elektroda ulazni otpori pretpojačala su približno $100 \text{M}\Omega$.

Elektromiografi obično imaju radi obrade signala jedinice koje miografski izmjenični napon pretvaraju u istosmjerni pretvornikom s odzivom na srednju ili efektivnu vrijednost. Takvi pretvornici upotrebljavaju se s površinskim elektrodama gdje momentane vrijednosti napona nisu zanimljive.

4.2.4. Elektroretinografi i elektronistagmografi (ERG i ENG)

Elektroretinografi i elektronistagmografi rjeđe se izvode kao zasebne jedinice. To su većinom poligrafi koji su svojstvima slični elektroencefalografina, ali imaju obično samo četiri do osam kanala. Elektronistagmografi kao samostalne jedinice imaju obično četiri kanala. Vremenska konstanta mora biti dosta velika i svakako ne manja od 3 s, kako bi se bez izobličenja prikazala spora faza nistagmograma. Oni često imaju i derivatore. To su elektronički uređaji koji omogućuju snimanje derivacije promatranog nistagmograma. Osim toga, za snimanje elektronistagmograma potrebni su i uređaji za stimulaciju nistagmusa. To se postiže kaloričkim testom ili optokinetičkim testom, kako je to opisano u poglavlju 2.5.2.

Elektroretinograf uz posebnu staklenu elektrodu zahtijeva i veću brzinu papira na kojem se obavlja zapis (120 mm/s ili 240 mm/s).

4.3. **Digitalizirani uređaji za mjerenje bioelektričnih napona**

U posljednjih nekoliko godina pojavili su se i digitalizirani uređaji za mjerenje bioelektričnih napona, što se uglavnom odnosi na elektroencefalografe i elektrokardiografe. Digitalizirani uređaji već su dulje u uporabi u različitim područjima elektroničke instrumentacije. U digitaliziranih mjernih uređaja mjerni kanal nije izveden potpuno u analognoj tehnici, nego samo njegov ulazni dio, dok se ne ostvari dovoljno naponsko pojačanje, kako bi se mogao primijeniti analogno-digitalni (A/D) pretvornik. Nakon što je mjerni napon pretvoren u digitalni oblik, mogu se provesti, relativno jednostavno, različite operacije. Tako se u nekih digitaliziranih elektrokardiografa provodi usrednjavanje signala, a u nekih elektroencefalografa mogu se dobiti prikazi ekvipotencijalnih krivulja (brain mapping), kao i prikazi zastupljenosti pojedinih područja glave određenim frekvencijama napona mozga. Prema tome, iako se obrade u smislu usrednjavanja, frekvencijske analize, kao i prikazi ekvipotencijalnih krivulja mogu provesti u načelu kod elektroencefalografa i elektrokardiografa, to se ipak radije provodi posebnim uređajima koji za tu svrhu imaju odgovarajuća pojačala. To su uređaji za mjerenje evociranih potencijala, uređaji za spektralnu analizu i uređaji za kartografski (mapping) prikaz ekvipotencijalnih krivulja mozga, što je

opisano u poglavljima 5.1. i 5.2.

U digitaliziranih elektroencefalografa i elektrokardiografa promjene osjetljivosti odnosno pojačanja, te gornje i donje granične frekvencije pojačala provode se digitalno nakon provedene A/D pretvorbe. Promjene pojačanja izvode se dijeljenjem binarnog broja koji predstavlja amplitudu mjernog napona, a filtriranje signala u smislu određivanja gornje i donje granične frekvencije u elektroencefalografa provodi se digitalnim filtrima, što se rješava određenim algoritmom. Primjena digitalnih filtara jednostavna je nakon što je provedena A/D ^{zatim} i D/A pretvorba uz prisutno računalo, kada se može provesti i brza Fourierova transformacija. Digitalnim filtrima također se može vrlo djelotvorno odstraniti smetnja od napona gradske mreže od 50 Hz. Na taj način otpadaju otpornici i kondenzatori analognih filtara, kojih je inače mnogo kod višekanalnih elektroencefalografa, a mogu se ostvariti i linearne fazne karakteristike filtara. Osim toga, prije filtriranja i promjene pojačanja pamti se digitalni zapis mjernog zapisa mozga na tvrdom disku. Ti digitalni zapisi kasnije se mogu pospremiti u središnju memoriju ili na gipke (floppy) diskove. Pri ponovnom pregledavanju zapisa odnosno digitalnih podataka mogu se mijenjati karakteristike snimljenog signala promjenom pojačanja, donje i gornje granične frekvencije, kao i odvoda. Isto tako, mogu se mijenjati i priključci elektroda s glave pacijenta na pojedine "kanale", tzv. odvodi, jer je izvršen zapis napona sa svake pojedine elektrode na glavni pacijenta, a njihove međusobne razlike u smislu dobivanja pojedinih odvoda, odnosno montaža, računaju se naknadno u računalskom dijelu elektroencefalografa. Na taj način mogu se kasnije odabrati i posve drukčiji rasporedi elektroda, tj. odvodi koji nisu bili odabrani prvi put. Digitalan zapis ostvaren magnetskim ili optičkim diskovima zauzima znatno manje prostora nego zapis na papiru. Na taj način mogu se naknadno zapisati na papir samo bitniji dijelovi snimljenog elektroencefalograma.

Kao primjer na sl. 4.7. prikazana je blok shema jednoga 32-kanalnoga digitaliziranog elektroencefalografa. Broj pojačala odgovara broju elektroda na glavi, a ne kanala, jer se svi naponi mjere prema **neutralnog elektrodi** na nultom potencijalu (srednjem potencijalu, Wilsonova elektroda). Na taj način mjeri se potencijal svake elektrode, tj. monopolarni odvodi. Da bi se dobili bipolarni odvodi koji predstavljaju razliku potencijala među elektrodama, te razlike potencijala računaju se u računalskom dijelu elektroencefalografa i

te se razlike pridjeljuju odgovarajućim kanalima na koji način se dobivaju željeni odvođi bez uporabe posebnih selektora.

Pojačalo sa svake elektrode pojačava napon do vrijednosti potrebne za A/D pretvorbu (± 10 ili ± 5 V). Sva su pojačala galvanski odvojena optičkom vezom, tako da se može ostvariti i veliki faktor rejekcije H veći od 10^6 s obzirom na neutralnu elektrodu i zaštita pacijenta od eventualnih prenapona. Kako je riječ o prijenosu niskih frekvencija koje u elektroencefalografu nisu veće od 100 Hz, može se upotrijebiti samo jedan A/D pretvornik koji je dovoljno brz da može pomoću multipleksera u vremenskom multipleksu uzimati sljedno napone sa svih ulaznih pojačala i pretvoriti ih u binarne vrijednosti. Vrijeme koje mu za to preostaje jest

$$\Delta t_p = \frac{1}{n_s \cdot n_k} \quad (4.5)$$

gdje je n_s broj uzoraka u sekundi, a n_k broj kanala koji u ovom slučaju odgovara broju elektroda. U ovom je slučaju broj elektroda $n_k = 32$, što uz odabrani broj uzoraka od 960 u sekundi odgovara vremenu od $32,5 \mu s$ za svaku A/D pretvorbu. Kako bi se dobio prikaz bez "stepenica" i kod manjih napona, odabrana je rezolucija A/D pretvornika od 12 bita, što predstavlja potpuno zadovoljavajuću kvantizaciju od 4 096 naponskih razina. Budući da je broj elektroda 32 (29 za EEG i 3 za poligrafiju ili 24 za EEG i 8 za poligrafiju, već prema izvedbi), isto toliko položaja mora imati i multiplekser. Kako su pojačala "plivajuća" i optički odvojena, to moraju imati i galvanski odvojeno napajanje, koje se postiže prijenosom visokofrekvencijske energije preko transformatora iz oscilatora koji radi na frekvenciji približno 100 kHz.

Pojačanje koje ostvaruju pretpojačala relativno je maleno, približno 20 do 40 puta, kako istosmjerni napon polarizacije elektroda ne bi doveo pojačalo u zasićenje. Pretpojačala imaju ulazni otpor obično veći od 20 M Ω , a faktor rejekcije H redovito nije manji od 90 dB prema neutralnoj točki. Sva pojačala, čiji broj odgovara broju elektroda, nalaze se u glavi za priključak elektroda odakle se izlazi pretpojačala vode kabelom do glavnih pojačala smještenih u uređaju. Broj glavnih pojačala jednak je broju pretpojačala, a njihovo se pojačanje može mijenjati zajednički (simultano) za sve kanale ili pojedinačno. Glavna

pojačala su od pretpojačala odvojena kondenzatorom da se isključi istosmjerna komponenta napona. Pojačala za poligrafska mjerenja (npr. EKG, respiracija, puls itd.) imaju posebnu regulaciju pojačanja i ne moraju biti uvijek kapacitivno odvojena zbog česte potrebe pojačavanja i istosmjernih signala. U svakom slučaju glavna pojačala moraju osigurati dovoljni napon (obično $\pm 10V$) na ulazu u A/D pretvornik. Ispred A/D pretvornika smješten je multipleksor koji omogućuje upotrebu samo jednog A/D pretvornika za sva 32 kanala. Da bi se omogućilo istovremeno uzimanje svih uzoraka napona i njihovo zadržavanje dok traje A/D pretvorba, što bitno smanjuje prelazne pojave, upotrebljavaju se sklopovi za uzimanje i zadržavanje uzoraka (Sample & Hold) u svakom kanalu ispred multipleksora, kako je to na slici 4.7. i prikazano. Imamo izvedaba u kojima se multipleksor nalazi odmah iza pretpojačala, pa samo jedno glavno pojačalo sa širim frekvencijskim pojasom pojačava signale svih pretpojačala u vremenskom slijedu. Tada se mijenja pojačanje svih kanala istovremeno i nije moguća promjena pojačanja pojedinih kanala na analogni način.

Paralelni izlaz 12-bitnog A/D pretvornika dovodi se ulaznu jedinicu mikroročunala. Svi podaci o amplitudama pohranjuju se u RAM-memorije, otkud se uzimaju i s njima provode promjene veličine pojačanja, granične frekvencije digitalnih filtara već prema postavljenim vrijednostima na posebnim vanjskim tipkama ili tipkovnicom. Tako dobiveni izlazni naponi preko digitalnoga demultipleksera sa 16 kanala dovode se digitalno-analognim (D/A) pretvornicima kako bi se dobio na zastoru monitora 16 tragova (zapisa) koliko ovaj elektroencefalograf ^{obično} može ^{uje} prikazati na zastoru monitora, a da bi prikaz još bio zadovoljavajuće pregledan! ^{(najveći broj zapisa je 32).} Veličina dijagonale zastora monitora najviše je 430 mm (17"), a obično je 300 mm ili 360 mm. Rezolucija prikazane slike monitora najčešće je 800 x 560 slikovnih elemenata. Tipkovnicom se može mijenjati u potpunosti raspored elektroda na pojedine kanale, tj. odvodi (montaže). Isto tako mogu se upisivati pojedini podaci o pacijentu. Osim toga, posebnim tipkama mogu se praviti važne zabilješke, kao što su otvorene/zatvorene oči, treperenje očima, artefakti ^A budan/spava, micanje pacijenta itd.

Dobiveni zapisi na zastoru monitora nakon što su se pregledali, budući da su zapamćeni na tvrdom disku, mogu se u dijelovima ili u cjelini prenijeti na termoosjetljiv papir širine 300 mm. Zapis se obavlja štampačem s termičkom glavom koja ima niz minijturnih kvadratića (0,4 x 0,4 mm) smještenih u jednom pravcu okomitom na smjer

kretanja papira koji mogu biti ugrijani ili ne, već prema tome da li trebaju ostaviti ili ne zapis na termoosjetljivom papiru, pa tako kao matrični pisač ispisuju znakove načinjene od sićušnih kvadratića. [Lit. 4.3]

Kapaciteti optičke memorije mogu biti od 800 MB (megabyte) do 1 000 MB. Tvrdi disk od 200 MB služi za privremeno smještanje cijelog zapisa. Nakon izbora dijelova elektroencefalograma koji se žele trajno uskladištiti zapis se upisuje na optički disk. Optički disk od 800 MB omogućuje snimanje od 35 do 50 pacijenata na 32 kanala u trajanju 30 minuta ^{po pacijentu}. Jednom snimljen optički disk odlaže se u za to predviđenu diskoteku. Postoje i optički diskovi s mogućnošću brisanja.

Tvrtka Medelec izvodi i **jedinicu za čitanje nalaza** (Reader Station) koja ima računalo, monitor i uređaj za ispisivanje zapisa s termičkim štampačem koji omogućuje da se pregledavaju i ispisuju zapisi istovremeno i za vrijeme snimanja na kompatibilnom digitaliziranom EEG-u. [Lit. 4.8]. To povećava propusnu moć jedinice za snimanje elektroencefalograma, kao što su tzv. stanice za epilepsiju.

Literatura

- 4.1. J.G.Webster (editor): Medical instrumentation. Application and design. Houghton Mifflin Company. Boston, 1978.
- 4.2. A.Kralj (urednik): Osnove medicinske elektrotehnike. Dopisna delavska Univerza - Univerzum, Ljubljana, 1983.
- 4.3. A.Šantić: Elektronička instrumentacija. III. dopunjeno izdanje. Školska knjiga. Zagreb, 1993. Poglavlje 3.
- 4.4. R.S.Khandpur: Handbook of Medical Instrumentation. Tata. McGraw Hill. Publishing Company Ltd. New Delhi, 1989.
- 4.5. R.Aston: Principles of Biomedical Instrumentation and Measurement. Merill Publishing Co. A Bell & Howell Information Co. Columbus. Ohio, 1990.
- 4.6. P.H.Venables, I.Martin: A Manual of Psychophysiological Methodes. North-Holland Publishing Co. Amsterdam, 1967.
- 4.7. T.T.Lang, J.McGhee: Electronics of Measuring Systems. Practical Implementation

of Analogue and Digital Techniques. John Wiley & Sons. Chichester, New York, 1987.

- 4.8. Compact 32 Digital Electroencephalograph. Medelec, Vickers Medical. U.K.

5. METODE I UREĐAJI ZA OBRADU BIOELEKTRIČNIH SIGNALA.

5.1. Općenito

Obrada bioelektričnih signala provodi se radi dobivanja informacija o signalu "prikrivenom" šumom ili neželjenim većim bioelektričkim naponom. Katkada je opet povoljnije prikazivati signal u frekvencijskoj nego u vremenskoj domeni, i to sve u smislu isticanja mjerene veličine, a potiskivanja smetnje ili nepoželjnih signala.

Od različitih tehnika potiskivanja smetnje i "izvlačenja" signala iz šuma najviše se upotrebljava metoda usrednjavanja (averaging), a autokorelacijske, a pogotovo kroskorelacijske metode manje se upotrebljavaju u biomedicinskoj tehnici. Te se metode najviše primjenjuju pri mjerenju napona mozga, no također i u kardiografiji kada se ezofagejski snima EKG.

Osim navedenih metoda obrade, postoje i metode spektralne analize koje se posebno primjenjuju u encefalografiji, a nešto manje u kardiografiji, fonokardiografiji i frekvencijskoj analizi valnog oblika arterijskog tlaka.

5.1.1. Metoda usrednjavanja i evocirani potencijali

Metoda usrednjavanja omogućuju "izvlačenje" iz šuma (gausovski slučajnog) kada se može primijeniti serija pobudnih impulsa s odzivima istog valnog oblika koji se pojavljuju u isto vrijeme nakon pobudnog signala. Najbolji primjer primjene usrednjavanja za "izvlačenje" signala iz šuma jesu **evocirani (izazvani) potencijali**. Evocirani potencijali se pojavljuju u određenim regijama mozga kao odzivi na vanjski podražaj. Kao podražaj mogu biti svjetlosni impulsi koji uvijek nakon određenog vremena prouzroče odziv u okcipitalnim regijama mozga, gdje je područje vida i sinteze slike u mozgu. Na taj se način može odrediti provodljivost očnog živca i odziv na različite intenzitete svjetla. Naponski odziv se ne može vidjeti, jer mu je amplituda manja od $1 \mu\text{V}$ i prikriena je s naponima mozga koji su obično dvadeset do trideset puta veći, tako da potpuno prekriju napon odziva odnosno evocirane

potencijale. Ponavljanjem bljeskova pedeset do sto puta napon odziva nadvisit će šum i pojavit će se kao "čisti" signal, tzv. evocirani potencijal.

Ta situacija prikazana je na sl. 5.1. Vidljiva je serija podražajnih impulsa i odziv označen crtkanom krivuljom koji je znatno manji od napona mozga. Napon mozga zbog svoje nepravilnosti valnog oblika može se smatrati šumom koji podliježe normalnoj raspodjeli. Ako provedemo diskretizaciju signala, dobit ćemo nakon prvog podražaja P1 niz uzoraka (ordinata) signala. Isti broj ordinata dobit ćemo i nakon drugog podražaja P2 itd. Ako provedemo usrednjavanje, odnosno odredimo srednju vrijednost svih ordinata u seriji koja se nalaze na istoj vremenskoj udaljenosti od podražaja, tj. ako provedemo zbrajanje po ansamblima (grupama), onda je srednja vrijednost j-te ordinate nakon proteklog vremena, t_{jx} od podražaja

$$y_{jsr} = \frac{y_{j1} + y_{j2} + y_{j3} + \dots + y_{jn}}{n} \quad (5.1)$$

odnosno bilo koje ordinate y_j nakon n-tog podražaja

$$y_{jnsr} = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n y_{jk}(t_j) \quad (5.2)$$

Budući da se u svakoj ordinati uz komponentu šuma y_s nalazi i komponenta odziva na podražaj y_e , onda je

$$y_j(t_j) = y_s(t_j) + y_e(t_j). \quad (5.3)$$

Ako izraz (5.3) uvrstimo u izraz (5.2), dobiva se

$$y_{jnsr} = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n y_{sk}(t_j) + \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n y_{ek}(t_j) \quad (5.4)$$

pri čemu se prvi član zbrajanjem približava nuli, jer što je veći broj uzoraka n , to je više pozitivnih i negativnih amplituda koje se međusobno izjednačuju, pa zbroj teži nuli. Drugačije je s drugim članom, kome su sve ordinate istog predznaka tako da s povećanim brojem uzoraka njegova vrijednost neprekidno raste, pa se prvi član zbrajanjem prema drugom može potpuno

zanemariti. Na temelju toga može se napisati da je

$$y_{jnsr} = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n y_{ek}(t_j), \quad (5.4.a)$$

odnosno dolazi do "narastanja" evociranog potencijala iz šuma i njegova prikaza bez šuma. Tako evocirani potencijal, koji je na početku procesa usrednjavanja bio "nevidljiv", nakon n-podražaja postao je "pročišćen" od šuma. Ako se momentana vrijednost evociranog potencijala označi s y_e , onda se zbrajanjem evociranih potencijala pri svakom podražaju dobiva zbroj ovih potencijala koji je

$$\sum_{k=1}^n y_{ek} = y_{e1} + y_{e2} + y_{e3} + \dots + y_{en}, \quad (5.5)$$

Ako su te momentane vrijednosti evociranog potencijala jednake, onda proizlazi da je $y_{e1} = y_{e2} = y_{e3} = \dots = y_{en} = y_e$, pa je

$$y_{esr} = \sum_{k=1}^n y_{ek} = n y_e, \quad (5.6)$$

Kod šuma ne možemo zbrojiti ordinate, nego snage koje su razmjerne kvadratu efektivnog napona šuma pa je

$$y_{šsr}^2 = \sum_{k=1}^n y_{šk}^2 = y_{š1}^2 + y_{š2}^2 + y_{š3}^2 + \dots + y_{šn}^2, \quad (5.7)$$

Ako je snaga šuma $y_{šk}^2$ kod svakog pojedinog podražaja ista uz normalnu raspodjelu, onda je

$$y_{šsr}^2 = \sum_{k=1}^n y_{šk}^2 = n y_{š}^2, \quad (5.8)$$

odnosno

$$y_{šsr} = \sqrt{n} y_{š} \quad (S/N) \quad (5.9)$$

Na temelju ovoga proistječe da je odnos signal-šum nakon n ponavljanja postao

$$\frac{S}{N} = \frac{y_{esr}}{y_{\check{s}sr}} = \frac{n \cdot y_e}{\sqrt{n} y_{\check{s}}} = \sqrt{n} \frac{y_e}{y_{\check{s}}} \quad (5.10)$$

odnosno da se je odnos signal-šum ponavljanjem n-puta popravio usrednjavanjem za \sqrt{n} puta. Broj ponavljanja pobude malokad je manji od 50 puta, a isto tako rijetko prelazi nekoliko stotina ponavljanja. Posebno je važno da se valni oblik odziva za vrijeme ponavljanja pobude ne mijenja.

Tehnika usrednjavanja počela se primjenjivati u neurologiji kod evociranih potencijala još pedesetih godina (G. Dowson). Signal s ekrana osciloskopa snimao se podeksponiranim filmom. Ponavljanjem signala slika evociranog potencijala sve je više djelovala na film jer je uvijek padala na isto mjesto, dok slika šuma, padajući na različita mjesta podosvijetljenog filma, nije ostavljala traga. Tako dobiveni zapis samo je dao naslutiti o kakvom je valnom obliku evociranog potencijala riječ. Upotrebom digitalne tehnike danas se mogu dobiti vrlo kvalitetni zapisi.

Uređaj za usrednjavanje evociranih potencijala nakon pojačala i aliasing filtra ima analogno-digitalni pretvornik. Digitalni podatak o amplitudi signala preko ulazno-izlazne jedinice dovodi se na procesor koji taj podatak vodi u operativnu memoriju na određenu lokaciju. Broj lokacija u memoriji odgovara broju točaka na vremenskoj osi, tzv. diskretizaciji, koja se obično kreće od 256 do 1 024. U drugom ponavljanju novi podatak o amplitudi signala pribraja se prethodnom podatku iz odgovarajuće lokacije posredstvom aritmetičke jedinice mikroprocesora tako da se nakon drugog ponavljanja u svakoj lokaciji nalazi zbroj od dva podatka s te lokacije. Broj podataka neprekidno raste na istim lokacijama tijekom ponavljanja. Nakon svakog ponavljanja zbroj ponavljanja k dijeli se s n, koji je jednak broju ponavljanja k. Sadržaj svake lokacije nakon svakog ponavljanja k ili na kraju n ponavljanja može se prikazati na zastoru katodne cijevi kao amplituda postavljena na poziciju t_j na horizontalnoj x-osi (sl.5.1).

Usrednjavanje se najviše upotrebljava u neurologiji odnosno elektroencefalografiji za dobivanje evociranih potencijala, no može se upotrijebiti u drugim područjima medicine gdje je potrebno "izvlačenje" ponavljajućeg signala iz šuma. U kardiografiji se usrednjavanjem može izdvojiti signal ako mu je smetnja mišićni napon. U neurologiji se najčešće analiziraju vidni, slušni i somatosenzorni (osjet dodira) evocirani potencijali. Tako je na sl. 5.2.a prikazan vidni evocirani potencijal (VEP) kod koga se uočava prvi val, nakon 75 ms, zatim drugi negativni nakon 100 ms i treći opet pozitivni nakon 135 ms. Ta tri vala su svojstvena

za svaki vidni podražaj. Karakteristika odziva na slušni podražaj (AEP) (auditory evoked potential) ima 7 valova^(vrhova) (sl. 5.2.b), koji se nakon slušnog impulsa pojavljuju na temporalnoj regiji unutar samo 10 ms. Somatosenzorni evocirani potencijali pojavljuju se podraživanjem električkim impulsom živca medianusa na ručnom zglobu te prijenosom akcijskih potencijala do mozga. Ti se potencijali primjenjuju i pri ispitivanju provođenja leđne moždine (sl.5.2.c). Koriste se i u neurokirurgiji pri kirurškim zahvatima na leđnoj moždini. Somatosenzorni potencijali mogu biti također izazvani podražajem osjeta okusa i mirisa. Valovi koji se pojavljuju posljedica su prolaska akcijskih potencijala vidnim ili slušnim živcem. Prispijećem u područje korteksa pojavljuju se također valovi dosta neodređenog valnog oblika koji se razlikuju u različitim osoba. To je tzv. kasni evocirani, potencijal za razliku od dosad opisanih koji nastaju na početku za vrijeme prolaska akcijskih potencijala i nazivaju ranim evociranim potencijalima. **Kasni evocirani potencijali** pojavljuju se tek nakon 100 i više ms (sl. 5.2.d). **Rani evocirani potencijali** privlače više pažnju neurologa, a kasni privlače više pozornosti psihologa i psihijatara. Od kasnih evociranih potencijala karakterističan je negativni val koji se pojavljuje približno 120 ms nakon podražaja (N-120) za ispitivanje mogućnosti koncentracije na podražaj, te val N-200 koji pokazuje brzinu razlikovanja dvaju podražaja i pozitivan val P-300 nakon 300 ms od podražaja koji pokazuje svojom amplitudom kako je značajan taj podražaj za tu osobu. Ako nije značajan, odnosno od interesa za ispitanika, može se i ne pojaviti. [Lit. 5.4].

Mnogi suvremeni elektroencefalografi imaju dodatnu jedinicu koja omogućuje provođenje usrednjavanja na jednom kanalu. Katkad tu mogućnost imaju i audiometri.

5.1.2. Autokorelacijske funkcije

Tehnika primjena autokorelacijskih funkcija u smislu poboljšanja odnosa signal-šum manje je u uporabi nego tehnike usrednjavanja u području biomedicinske elektronike. Autokorelacijske funkcije imaju najveću primjenu u elektroencefalografiji gdje omogućuju određivanje periodičnosti signala, ako takva postoji, što se inače ne bi moglo uočiti u elektroencefalografskom naponu koji kao šum prekriva postojeću periodičnost.

Autokorelacijska funkcija nekog signala $y(t)$ dobiva se ako se ordinate te funkcije množe međusobno uz rastući međusobni fazni pomak τ . To je pokazano na sl. 5.3. Najprije se množi svaka ordinata y_k sama sa sobom, što daje maksimalnu vrijednost funkcije i uzima srednja vrijednost. Zatim se množi svaka ordinata sa susjednom za malen vremenski interval $\Delta\tau$ pomaknuta od početnog položaja funkcije i srednja vrijednost predstavlja drugu točku autokorelacijske funkcije. Pri množenju vrijednosti samih sa sobom u ishodištu je za $\Delta\tau = 0$

$$\frac{y_1 \cdot y_1 + y_2 \cdot y_2 + y_3 \cdot y_3 + \dots + y_n \cdot y_n}{n} \quad (5.11)$$

Zatim uz pomak $\Delta\tau$ je

$$\frac{y_1 y_2 + y_2 y_3 + y_3 y_4 + \dots + y_n y_{n+1}}{n} \quad (5.12)$$

pa je dalje uz pomak $2\Delta\tau$

$$\frac{y_1 y_3 + y_2 y_4 + y_3 y_5 + \dots + y_n y_{n+2}}{n} \quad (5.13)$$

To možemo općenito napisati kao

$$R(\tau) = \frac{1}{n} \sum_{j=0}^n y(t) y(t-\tau) \quad (5.14)$$

Ako napišemo da u nekom odabranom intervalu T imamo n intervala $\Delta\tau$, onda je $T = n \Delta\tau$, odnosno

$$R(\tau) = \lim_{\Delta\tau \rightarrow 0} \frac{1}{T} \sum_{j=0}^n y(t) \cdot y(t-\tau) \Delta\tau \quad (5.15)$$

što kod graničnog prijelaza da $\Delta\tau$ teži 0 daje autokorelacijsku funkciju $R(\tau)$:

$$R(\tau) = \frac{1}{T} \int_0^T y(t) \cdot y(t-\tau) dt \quad (5.16)$$

uz pretpostavku da je T što veće.

Sada se može vidjeti kako u nekim karakterističnim primjerima izgleda autokorelacijska funkcija. Ako je promatramo u ishodištu za $\tau = 0$, ona ima maksimalnu vrijednost i za porast τ ona pada vrlo brzo na nulu u slučaju promatranja krivulje šuma u vrlo širokom frekvencijskom pojasu kako je prikazano na sl. 5.3.b. Ako je opet funkcija $y(t) = A \sin \omega t$ (sl. 5.3.c), onda je autokorelacijska funkcija

$$R(\tau) = \frac{1}{T} \int_0^T A \sin \omega t \cdot A \sin (\omega t - \tau) dt \quad (5.17)$$

Nakon susptitucije poznatih trigonometrijskih relacija dobijamo

$$R(\tau) = \frac{A^2}{T} \left[\cos \omega \tau \int_0^T \frac{1}{2} (1 - \cos 2\omega t) dt - \sin \omega \tau \int_0^T \cos \omega t \cdot \sin \omega t dt \right] \quad (5.18)$$

Budući da su integrali funkcija $\cos 2\omega t$ i $\sin 2\omega t$ nula, proizlazi da je

$$R(\tau) = \frac{A^2}{2} \cos \omega \tau \quad (5.19)$$

što znači da je autokorelacijska funkcija sinusne funkcije kosinus funkcija odnosno jedne periodičke funkcije opet periodička funkcija. Ako je frekvencijsko područje neke stohastičke funkcije ograničeno (sl. 5.3.d), onda je autokorelacijska funkcija

$$R(\tau) = \frac{A^2}{2} e^{-\alpha \tau} \quad (5.20)$$

U slučaju da je frekvencijsko područje neograničeno, tj. ako α teži beskonačnoj vrijednosti, onda je autokorelacijska funkcija šuma jednaka nuli za sve vrijednosti osim $\tau = 0$. Za vrlo usko frekvencijsko područje vrijednost α teži nuli, a autokorelacijska funkcija poprima vrijednost

$$R(0) = \frac{A^2}{2} \quad (5.21)$$

prema sl. 5.3. b i d.

Na sl. 5.4.a prikazana je autokorelacijska funkcija α -ritma koji je bio nejasno prisutan u elektroencefalogramu, dok se u autokorelacijskoj funkciji njegova periodičnost jasno ističe. Isto tako, spori ritam kod elektroencefalograma u snu primjetan je primjenom autokorelacijske funkcije. Osim toga, na sl. 5.4.b prikazana je autokorelacijska funkcija za slučaj elektroencefalograma kao šuma i u njemu naglašenog signala na jednoj frekvenciji, te slučaj elektroencefalograma kao šuma uz uskopojasni filter sa središnjom frekvencijom ω_0 .

5.1.3. Kroskorelacijske funkcije

Kroskorelacijske metode malo se upotrebljavaju u dijagnostici. U analizi EEG-a susreću se najviše u usporedbi lijeve i desne polovice (hemisfere) mozga, često vezane za sklerotične pojave u mozgu. Kroskorelacijske metode omogućuju da se utvrdi međusobna ovisnost (korelacija) dvaju stohastičkih signala koja mogu biti snimljena sa svake hemisfere mozga. Kroskorelacijska funkcija razlikuje se od autokorelacijske time što se ne uspoređuje neka stohastička funkcija sama sa sobom, nego s drugom funkcijom $x(t)$, tako da je

$$R_{xy}(\tau) = \frac{1}{T} \int_0^T x(t) \cdot y(t-\tau) dt \quad (5.22)$$

Ta funkcija određuje ono što je zajedničko u ta dva signala, odnosno koje su frekvencije signala zajedničke.

Na sl. 5.5. prikazana je načelna shema djelovanja sklopa za dobivanje autokorelacijske ili kroskorelacijske funkcije. Za dobivanje autokorelacijske funkcije ulazne priključnice a i b međusobno su kratkospojene. Operacije množenja i integriranja provode se mikroprocesorom i ostalim pratećim sklopovljem.

5.1.4. Spektralna analiza

Spektralna analiza često se obavlja kod frekvencijske analize elektroencefalograma. Najčešće se tu izdvajaju grupe frekvencija koje odgovaraju α -ritmu, β -ritmu, θ -ritmu i δ -ritmu. Te grupe frekvencija u mnogim se slučajevima izdvajaju analognim filterima. Rezultati

se mogu prikazati pisačem kojemu amplitude odgovaraju energiji spektra u tom području frekvencija.

Kako je većina današnjih uređaja za mjerenje i obradu bioelektričkih signala digitalizirana, tj. upotrebljava računala, to se spektralna analiza provodi digitalnim načinom.

Signal kojem se želi odrediti spektar uzorkuje se analogno-digitalnim pretvornikom i tako pretvara u binarni broj koji je momentana vrijednost amplitude. Na temelju tako dobivenih uzoraka računaju se vrijednosti amplitude pojedinih harmoničkih članova Fourierova reda koji predstavljaju spektar. Izračunate amplitude spektra prikazuju se na monitoru na grafički način za određeno područje frekvencija s duljinama u smislu y-osi razmjernim amplitudama spektra, a s frekvencijom na x-osi. Osim toga, spektri prikazani kao amplitude pojedinih frekvencija u smislu y-osi, a s frekvencijom na x-osi mogu se prikazati jedni ispod drugih kada se dobivaju tzv. kaskade. Na taj način mogu se spektri u duljem vremenskom razdoblju prikazati vrlo pregledno, kao što je vidljivo na sl. 5.6.a. Na taj način mogu se dobro promatrati kontinuirano frekvencijski spektri tijekom nekoliko sati, kao npr. elektroencefalogram u snu. Često se promatraju 32 ili 64 frekvencije u području od 0.25 Hz do 16 Hz ili od 0.5 Hz do 16 Hz ili 32 Hz.

Još se češće frekvencije prikazuju kao karte (mapping, kartografija). Tada se na monitoru ili na jednom njegovu dijelu prikazuju površine na mozgu u bojama koje odgovaraju određenim frekvencijama u danom trenutku. Vremenski interval (epoha) u kojem se obavlja određivanje spektra može se odabrati od 1 do 8 sekundi. Na sl. 5.6.b vidljiva je frekvencijska kartografija (mapping), odnosno prikaz zastupljenosti pojedinih frekvencija na pojedinim područjima mozga.

5.2. Prikaz ekvipotencijalnih krivulja (Mapping)

Ekvipotencijalne krivulje niz su po volji gusto smještenih točaka istog potencijala na površini tijela u nekom zadanom trenutku. Izvori tih potencijala najčešće su srce ili mozak. Srce možemo predstaviti jednim dipolom koji na površini tijela stvara potencijale na svim

točkama u dovoljnoj blizini izvora koje možemo mjeriti kao napone prema nekoj neutralnoj ili referentnoj elektrodi. Ako sve takve točke na površini tijela istog potencijala međusobno spojimo, dobivamo ekvipotencijalne krivulje (aequus lat. znači jednak). Taj postupak prikazivanja ekvipotencijalnih krivulja s površine tijela poznat je u anglo-američkoj literaturi pod imenom Body Surface Potential Mapping. Iako je izraz mapping u nas prilično udomaćen, može se upotrijebiti i izraz kartografija. No osim uzimanja ekvipotencijalnih krivulja s površine torza (s prsiju i leđa), one se mogu uzimati i samo s dijela površine iznad srca kada se govori o epikardijalnom prikazu ekvipotencijalnih krivulja (epikardijalna kartografija).

Osim sa srca, mogu se promatrati i ekvipotencijalne krivulje napona mozga (brain mapping, cerebralna kartografija). U ovom slučaju se ekvipotencijalne krivulje na površini mozga posljedica električne aktivnosti mozga, ali su vrlo često i posljedica evociranih potencijala na određenim regijama mozga.

5.2.1. Prikaz ekvipotencijalnih krivulja srca

Da bi se mogao dobiti prikaz ekvipotencijalnih krivulja srca na površini torza, potrebno je upotrijebiti velik broj elektroda. Tako se pri snimanju ekvipotencijalnih krivulja srca u djece do 10 godina upotrebljava do 150 elektroda, a za odrasle i do 250, iako ima uređaja, pogotovo u posljednje vrijeme, gdje se broj elektroda bitno smanjuje. Kod epikardijalne kartografije broj elektroda može biti samo 35. Manji broj elektroda omogućuje brže snimanje, pa čak i u realnom vremenu, ali uz manju točnost [Lit. 5.5].

Za snimanje napona srca s površine tijela upotrebljavaju se uzdužne trake sa 7 do 15 elektroda. Broj traka može biti na prsima 5 do 7, a na leđima 4 do 6. Trake se mogu lijepiti [Lit. 5.6] ili nalaziti na unutrašnjoj strani veste koja se navuče na pacijenta [Lit. 5.7]. Neke veste imaju dvostruke stijenke, tako da se iznutra mogu napuhati zrakom pod slabim tlakom da se ne ometa disanje, a da pri tome elektrode prave dobar kontakt s tijelom. Elektrode su većinom suhe s ugrađenim pojačalima (naponska slijedila), a samo u kod malog broja elektroda mogu biti mokre (s upotrebom elektrodne paste). Smještaj traka s elektrodama na

prsima i leđima pokazan je na sl. 5.6. za najjednostavniji slučaj sa sedam uzdužnih traka na prsima i s četiri uzdužne trake, svaka sa sedam elektroda, na leđima i dvije uzdužne trake, sa svake strane sa po pet elektroda, što ukupno čini 87 elektroda. To je rješenje s najmanjim brojem elektroda dala japanska tvrtka Fukuda u izvedbi svog uređaja iz 1989. godine. Mnoge starije izvedbe uređaja imaju obično više elektroda, no mnoge od njih ne daju prikaz u realnom vremenu. Neke starije izvedbe najprije su spremale podatke na magnetsku traku, da bi te iste podatke s manjom brzinom gibanja magnetske trake predavali analogno-digitalnim pretvornicima koji analogne veličine pretvaraju u binarne podatke, da bi se zatim obradile na računalu. U jednom rješenju podaci s petnaest elektroda s jedne uzdužne trake snimali su se vremenskim multipleksom, a istovremeno s 12 ostalih uzdužnih traka sa po 15 elektroda na svakoj. To istovremeno snimanje s 12 uzdužnih traka omogućavao je zapis na 12 traka na magnetskoj vrpici. Sinkronizacijski impuls označuje početak uzimanja podataka sa svake uzdužne trake.

Pri izravnom dovođenju podataka na A/D pretvornik i rada u realnom vremenu zahtijeva se mnogo veća brzina rada A/D pretvornika i broj elektroda odnosno mjernih točaka ne smije biti prevelik.

Naponi srca ispod svake elektrode neprekidno se mijenjaju. Obično se ne uzima više od 1 000 uzoraka u sekundi, a ni manje od 250 uzoraka. Ako se upotrebljava jedan A/D pretvornik i želi uzeti 1 000 uzoraka u sekundi, onda se moraju u prvom prije opisanom primjeru uzeti naponi sa svih 87 elektroda unutar jedne milisekunde. Pri tome je vrlo važno da se točno zna s koje je elektrode uzet koji napon kako bi se poslije mogla provesti rekonstrukcija slike. Na slici 5.7. vidi se raspored elektroda od lijeve strane (5 elektroda) do prsiju s 49 elektroda i leđa s 28 elektroda. Svaka uzdužna traka počinje sa svojim sinkronizacijskim impulsom koji nadvisuje maksimalne amplitude signala za najmanje 25%, tako da ih se može lako razlučiti od napona signala. Kako se moraju uzeti naponi sa svih 87 elektroda i uvrstiti 13 sinkronizacijskih impulsa iste duljine trajanja za samo 1 ms, to znači da svaki impuls može trajati samo $1/(87+13) = 0.01$ ms odnosno $10 \mu s$. To ujedno znači da A/D pretvornik mora izvesti analogno digitalnu pretvorbu za samo $10 \mu s$.

Kako se jedan takav uređaj u načelu izvodi, vidljivo je na sl. 5.8. Naponi s ulaznih

* Utisci se uzimaju istovremeno i nadziru se S&H sklopom, dok ih A/D pretvornik ne pretvori u digitalnu vrijednost.

pretpojačala uvedeni kao naponska dijelila, često ugrađena u elektrode ili sujistične elektrode i njihovih ulaznih pojačala koja služe za transpoziciju otpora velike vrijednosti za priključak elektroda, do otpora male vrijednosti na izlazu radi smanjenja smetnji, priključuju se na pojačala koja pojačavaju ulazni napon 20-ak puta. Zatim dolazi multipleksor, koji napon sa svake elektrode privodi na zajedničko jedno diferencijalno pojačalo koje pokazuje razliku napona između mjerenoga i zajedničkoga nultog napona. Zato je to mjerenje unipolarno. Nulti napon dobiva se na Wilsonovoj središnjoj elektrodi, no za dobivanje tog nultog napona može se upotrijebiti i lijeva noga, kada se dobivaju nešto veći naponi. Iza diferencijalnog pojačala dolazi zajedničko pojačalo dovoljno širokopojasno da može bez izobličenja pojačavati impulse i u trajanju od $10 \mu\text{s}$. To znači da mu gornja granična frekvencija mora biti nekoliko stotina kHz. Svrha je toga zajedničkoga pojačala da mjereni napon dovede u područje rada A/D konvertora ($\pm 5\text{V}$). A/D pretvornici najčešće su 10-bitni odnosno 12-bitni. Izlaz iz A/D pretvornika dovodi se u mikroračunalo zajedno sa sinkronizacijskim impulsima kako bi se na osnovi njih znalo na kojoj je elektrodi taj napon izmjeren.

Za brži rad može se koristiti i nekoliko A/D pretvornika u paralelnom radu. Broj A/D pretvornika obrnuto je razmjerni duljini vremena potrebnog za obradu signala. U paralelnom radu obično jedan A/D pretvornik radi za drugim, tako da ima vremena za obradu dok ostali A/D pretvornici ne obave svoj posao. Na sl. 5.9. prikazana su tri A/D pretvornika gdje podatke uzimaju redom tri A/D pretvornika tako da svaki uzima uzorak nakon što su prethodna dva A/D pretvornika uzeli uzorke. Na taj način svaki A/D pretvornik ima tri puta više vremena za pretvorbu analogne vrijednosti napona u digitalnu, a cijeli sustav trostruko brže može uzimati uzorke nego što može pojedinačni A/D pretvornik.

Podaci o veličini napona u danom trenutku na elektrodama pretvoreni su u digitalnu vrijednost, odnosno binarni broj koji se uskladištuje u RAM-u računala i locira na određenom mjestu na zastoru katodne cijevi. Vrijednosti pojedinih napona na elektrodama ne prikazuju se na zastoru točkama, nego se iste veličine napona prikazuju kao ekvipotencijalne krivulje međusobnim spajanjem njihovih točaka. Kako izmjereni naponi ne odgovaraju vrijednosti ekvipotencijalne krivulje koja se želi prikazati, to se iste vrijednosti ekvipotencijalne krivulje dobivaju linearnom interpolacijom između poznatih izmjerenih vrijednosti. Kako to izgleda, vidi se na sl. 5.10. Naponi na elektrodama napisani su u mV, dok se zadana ekvipotencijalna

krivulja od 0,28 mV dobiva linearnom interpolacijom u smjeru x i y.

Na sl. 5.11. pokazane su ekvipotencijalne krivulje u ravnini na papiru koje možemo zamisliti kao da je bio omotan oko torza i da su na njemu bile ucrtane. Vidi se dipolni karakter srca koji ima dva ekstrema + i -, što predstavlja vrh i stražnji dio srčanog vektora. Crtkano je obilježena linija nultog potencijala, odnosno potencijala središnje Wilsonove elektrode. Krivulje se snimaju u svakom trenutku unutar jednoga srčanog ciklusa. Broj zapisa unutar jednoga srčanog ciklusa je velik, a najviše je otprilike 1 000. Naime, toliko se može dobiti karata za vrijeme trajanja jednog ciklusa. Obično se na elektrokardiogramu zapisuje početak i trenutak u kojem su nacrtane karte srčanih ekvipotencijalnih krivulja. Oblik krivulja se znatno mijenja kod infarkta, a mogu se utvrditi i poboljšanja koja eventualno nastaju uzimanjem lijekova. Također se može utvrditi nastali srčani blok itd.

Osim napona na cijelom tijelu, mogu se uzimati naponi nastali izravno iznad srca. To su tzv. **epi-endokardijalne karte**. U ovom slučaju je broj elektroda manji, obično od 24 do 48. Elektrode su pričvršćene na savitljivoj plastičnoj podlozi koja se postavlja na prsa iznad srca.

5.2.2. Prikaz ekvipotencijalnih krivulja mozga

Za prikaz ekvipotencijalnih krivulja mozga (brain mapping), uz upotrebu standardnih 19 elektroda, dodaje se obično još 9 do 13 međuelektroda. To je dovoljno da se dobiju prikazi područja određenog napona između ekvipotencijalnih krivulja, dovoljno detaljno kao što se vidi na sl. 5.12. Broju elektroda odgovara i broj pojačala. Nakon multipleksiranja analogni signal se dovodi A/D pretvorniku, najčešće 12-bitnom. Za razliku od prethodnog primjera, ovdje se određuju ekvipotencijalne plohe temeljene na linearnoj interpolaciji, pri čemu se ne određuju krivulje nego plohe gdje se mijenja potencijal u određenim granicama. Između četiriju elektroda na različitim potencijalima (na sl. 5.12. to je 3, 4, 11 i 20 μV) može se približno odrediti potencijal u svakoj točki linearnom interpolacijom kako je to prikazano na sl. 5.12. Tako su npr. određene ekvipotencijalne krivulje za 6, 8 i 16 μV , a površina među ekvipotencijal krivuljama od 8 i 16 μV ispunjena je punim horizontalnim

crtama, a između 6 i 8 μV , + znakovima, dok su površine izvan 6 i 16 μ ispunjene crtkanim crtama. Zbog gusto povučenih crta dobiva se dojam različito označenih ploha. U slučaju da su crte obojene različitim bojama, plohe bi davale dojam obojene plohe. Vrijednost potencijala $U_m(x,y)$ u nekoj točki x,y može se odrediti i na temelju izraza

$$U_m(x,y) = \frac{\sum_{i=1}^k U_i d_i^m}{\sum_{i=1}^k d_i^m} \quad (5.23)$$

gdje je U_i potencijal na i -toj elektrodi a d_i udaljenost te elektrode do odabrane točke x,y . Može se napisati da je $d_i^2 = (x-x_i)^2 + (y-y_i)^2$, a k je broj elektroda koje su uzete u račun pri određivanju potencijala u točki U_m s koordinatama x i y . Eksponent m je 2.

Prikaz ekvipotencijalnih ploha može se dobiti na zastoru kolor-katodne cijevi ili tiskati laserskim štampačem u boji.

Osim prikaza ekvipotencijalnih ploha, mogu se prikazivati i **plohe istih frekvencija** tako da se svakom frekvencijskom području dade određena boja. Frekvencija signala određuju se brзом Fourierovom transformacijom u jednom vremenskom intervalu od nekoliko sekundi, a to se obilježava frekvencijom signala pod tom elektrodom. Ima izvedaba gdje cijela karta predstavlja jednu frekvenciju ili uže područje frekvencija, a boja označuje napon na različitim područjima glave za to uže područje frekvencije. Danas se analizatori frekvencija u elektroencefalografiji uglavnom izvode na taj način.

Ekvipotencijalnim krivuljama i plohama mogu se prikazati aktivnosti mozga, kao i evocirani potencijali. Neki uređaji omogućuju i prikaze 12 slika u sekundi.

U dijagnostičkom smislu ti su uređaji važno sredstvo za otkrivanje mjesta tumora, hematoma, trauma, mjesta moždanog udara i slično. Također su posebno korisni u određivanju vrsta epilepsije, zatim meningitisa i drugih abnormaliteta i bolesti mozga.

5.3. Vektorkardiografija

Pri procesu depolarizacije i repolarizacije srčanih pretklijetki i klijetki srce se može predstaviti električnim dipolom, a električni dipol zbog promjene intenziteta njegovih struja i smjera možemo predočiti vektorom. To je tzv. **srčani vektor**. Promjena amplitude i modula vektora odnosno duljine i smjera vektora za vrijeme jednog srčanog ciklusa može se prikazati na zastoru katodne cijevi. Na zastoru se može prikazati kretanje vrha vektora. No budući da se vrh vektora giba u prostoru, tj. u tri dimenzije, a na zastoru se može prikazati samo u dvije dimenzije, to se, ^{da} bi se dobila slika gibanja vrha vektora, promatraju njegove projekcije na tri međusobno okomite ravnine x-y, y-z i y-z. Sagitalna ravnina (y-z) jedina dijeli tijela na dva simetrična dijela, dok (x-z) transverzalna ravnina siječe tijelo horizontalno, a frontalna (koronalna) ravnina (x-y) presjeca tijelo na njegov prednji i stražnji dio. Vektorkardiogram koji je prostorna krivulja, projicira se na tri navedene ravnine i te dvodimenzijске krivulje mogu se prikazati na zastoru katodne cijevi. Kako izgleda jedan vektorkardiogram u frontalnoj y-x ravnini, vidi se na sl. 5.14. Da bi se vidio smjer u kojem se srčani vektor giba, krivulja se označuje strelicama u obliku kaplje čiji tupi vrh označava smjer u kojem se srčani vektor giba. Osim toga, budući da se strelica pojavljuje uvijek u jednakim vremenskim intervalima Δt , razmak između vrhova strelice Δs mjera je za brzinu gibanja v vrha vektora, jer je prevaljeni put $\Delta s = v \cdot \Delta t$ razmjeran brzini s obzirom na to da je Δt konstanta. Vektor kardiogram ima svoja tri dijela (latice), od kojih manji odgovara P-valu. U vremenskom prikazu drugi dio, predočen najvećom petljom, odgovara Q, R, S-kompleksu, zbog najveće amplitude napona, a treći dio, predočen srednjom petljom, odgovara T-valu.

Da bi se dobile projekcije na tri ravnine iz gibanja srčanog vektora u prostoru, potrebno je više elektroda postaviti u okolišu srca. Jedan takav raspored od sedam elektroda, H, M, I, E, A, C i F prikazan je na sl. 5.13. Ako se na te elektrode priključi mreža otpora ^V izvedena prema sl. 5.15, onda se na tri izlaza mogu dobiti naponi koji odgovaraju naponima duž koordinatnih osi x, y, z. Priključkom tih napona na otklonske pločice osciloskopa dobiva se slika koja odgovara projekciji srčanog vektora na ravnine x-y, y-z i y-z odabirom x i y ^{I x} kanala ili x i z kanala ili y i z kanala. Prikazana mreža otpora, prema sl. 5.15, koja sa 7 elektroda omogućuju dobivanje napona u smjeru koordinatnih osi, zove se **Frankova mreža**. To se može realizirati i pomoću drugačijih mreža. Tako mreža SVEC III obavlja vrlo dobru

aproksimaciju, za što je potrebno čak dvostruko više elektroda [Lit. 5.8].

Da bi se na zastoru katodne cijevi mogla dobiti informacija o vremenu svjetla točka na zastoru se preko Wehneltova cilindra katodne cijevi svjetlosno modulira pilastim naponom. Opadajući pilasti napon odabran je zato što daje maksimum svjetla na početku pile koja se onda zbog linearnog pada napona postupno gasi. Na taj način može se odrediti i smjer gibanja vektora, što se nikako ne bi moglo utvrditi da isprekidana krivulja nema jedan kraj većega svjetlosnog intenziteta. Pilasti napon dobiva se iz izvora pravokutnog valnog oblika koji je sinkroniziran sa stabilnim izvorom čvrste frekvencije iz davača takta DT. Promatrani vektorkardiogram može se memorirati na zastoru katodne cijevi ili na digitalni način.

Vektorska kardiografija posebno je važna u promatranju srčanog vektora odnosno srčane osi. Tako se vektorkardiografijom mogu ustanoviti poremećaji u gibanju srčanog vektora nakon infarkta ili srčani blok i druge bolesti vezane za prostiranje akcijskog potencijala preko srčanog mišića.

5.4. Fonokardiografija

Izvor fonokardiografije nije u srčanim naponima, nego u tonovima koji se pojavljuju s radom srca. Ona je ovdje opisana jer se primjenjuje u višekanalnoj kardiografiji i daje prikaz obično na dva do tri kanala. Malokad se izvodi poseban uređaj za fonokardiografiju.

S radom srca pojavljuju se četiri karakteristična tona, od kojih se prvi i drugi srčani ton može dobro čuti stetoskopom, a treći i četvrti obično se ne mogu čuti stetoskopom, ali se mogu, iako slabo, registrirati fonokardiografom.

Prvi srčani ton nastaje zatvaranjem srčanih atrioventrikularnih zalistaka, ali ne zbog njihova međusobnog udara, nego zbog titranja napetih, već zatvorenih atrioventrikularnih zalistaka, klijetkinih stijenki i velikih žila u blizini srca. Titranje nastaje kada se krv zatvaranjem bikuspidnih i trikuspidnih zalistaka nailaskom na tu prepreku naglo vraća i vrtloži, što uzrokuje vibracije okolnoga srčanog tkiva.

Drugi srčani ton nastaje kao vibracija zatvorenih semilunarnih zalistaka, aorte i plućnih arterija. Povratom krvi, kao i u prethodnom slučaju, zbog nižeg tlaka u klijetkama dolazi do zatvaranja semilunarnih zalistaka, naglog zaustavljanja povratnog vala krvi i kratkotrajnog njihanja krvi u arterijama u blizini semilunarnih zalistaka.

Treći srčani ton intenzitetom je znatno slabiji od prethodnih dvaju i nastaje pri kraju prve polovine dijastole kao titranje krvi unutar stijenki klijetki zbog prolaza krvi iz atrijske. Frekvencija tih titraja obično je niža od 20 Hz, pa se i zbog toga razloga praktički ne može čuti stetoskopom.

Četvrti srčani ton jedva se može registrirati i fonokardiografom, a također je niska frekvencija i nastaje za vrijeme kontrakcije atrijske.

Ti srčani tonovi u odnosu prema elektrokardiogramu prikazani su na sl. 5.16. U slučaju nekih bolesti srca vezanih za srčane zaliske valni oblik srčanih tonova bitno se mijenja, što se može vrlo dobro uočiti na fonokardiogramu. Osim toga, na fonokardiogramu se mogu vrlo dobro uočiti vremenski odnosi i intervali među pojedinim srčanim tonovima, što se zbog kratkoće trajanja pojedinih intervala ne može utvrditi uhom. I pojedine frekvencije u srčanom tonu mogu se utvrditi njihovim međusobnim izdvajanjem pomoću električnih filtara koji su ugrađeni u fonokardiografu.

Nastala bolest srčanih zalistaka, uz neke druge bolesti, može se vrlo dobro uočiti na fonokardiogramima. Na sl. 5.17. prikazani su promijenjeni oblici srčanih tonova zbog nastalih oboljenja, koji se u takvom slučaju zovu šumovi. Pri aortalnoj stenozu krv se zbog suženog otvora zaliska aorte u tankom mlazu ubacuje u aortu, što uzrokuje veliko vrtloženje krvi i jak šum za vrijeme trajanja sistole. U slučaju aortalne insuficijencije za vrijeme sistole nema šuma, ali zbog nedovoljnog zatvaranja semilunarnog zaliska vraća se krv iz aorte u lijevi ventrikul, što uzrokuje šum za vrijeme trajanja dijastole povišene frekvencije kao zviždanje. Kod mitralne insuficijencije krv zbog nedovoljnog zatvaranja mitralne valvule vraća se u pretklijetku za vrijeme sistole, što također izaziva šum povišene frekvencije poput zviždanja, ali nešto slabijeg intenziteta nego kod aortalne insuficijencije. Da bi se prije svega zvuk kao mehanička pojava pretvorio u električni napon radi daljnje obrade, upotrebljavaju se mikrofoni koji omogućuju i

pojačavanje zvukova vrlo niskih frekvencija. Dobivanjem na taj način svih prisutnih frekvencija izdvajaju se poslije tijekom pojačanja pojedina frekvencijska područja važna za analizu srčanih šumova i tonova. Izdvajanje frekvencija potrebno je jer niže frekvencije prave smetnju pri promatranju signala viših frekvencija.

Za pretvorbu zvuka u napon upotrebljavaju se takvi pretvornici odnosno mikrofoni koji mogu dobro pojačavati i niske frekvencije. Najčešće su u uporabi mikrofoni s piezoelektričkim kristalom. Za pretvorbu srčanih tonova u napon potrebno je pokriti područje od 25 Hz do 2 000 Hz, ali za promatranje vrlo sporih promjena i pulsa potrebno je pokriti područje od 0.1 Hz do 100 Hz. U tu svrhu mogu se upotrijebiti pretvornici kod kojih se pomaci prsnog koša pod zatvorenom kapom pretvaraju u strujanje zraka kroz cjevčicu prema sl. 5.18. U cjevčici se na taj način stvara strujanje zraka koje hladi zagrijane tanke platinske žice ili termistore, pri čemu je brzina strujanja zraka razmjerna promjenama otpora žice ili termistora spojenih u mosnom spoju. Postavljanjem dvaju termistora jedan iza drugoga u smjeru strujanja zraka mjeri se i razlika u smjeru strujanja zbog razlike u njihovom hlađenju. U tom se slučaju termistori smještaju u susjedne grane (1 i 3 ili 2 i 4) i potrebna je veća njihova osjetljivost (termistori). Promjenom otpora u dvije grane mosta mijenja se napon u dijagonali mosta ΔU . Tako je napon ΔU razmjernan pomacima kože unutar kape, odnosno zvučnim promjenama ili pulsu.

Filtriranje i pojačanje provodi se pojačalima prema načelnoj shemi na sl. 5.18. Iza svakog pojačala slijedi visoki propust koji pojačava frekvencije veće od donjih graničnih frekvencija. Tako je na sl. 5.18. prikazan odabir frekvencija i gušenja prema Maass-Weberu s graničnim frekvencijama od 35, 75, 140, 250 i 400 Hz obilježenih istim redom slovima: t, m₁, m₂, h, g. Ako pisač nije s mlazom tinte i gornjom graničnom frekvencijom od 1 250 Hz, nego s pisljkom s ugrijanom niti kojemu je gornja granična frekvencija oko 120 Hz, onda se promatra samo anvelopa signala, a sadržaj ispod anvelope je napon frekvencije od 90 Hz koju pisač može reproducirati. Kako je to izvedeno, vidi se za područje m₂ i h, prikazano je na sl. 5.18. Anvelopa se dobiva pretvornikom izmjeničnog napona u istosmjerni s odzivom na vršnu vrijednost, a onda se dobivenom anvelopom modelira napon frekvencije 90 Hz kao nosilac. Zbog gustoće zapisa i tako se ne može kod uobičajenih brzina papira razabrati o kojim je frekvencijama riječ. Osim Maass-Weberova programa, postoji još program s graničnim frekvencijama visokofrekvencijskih filtara od 25, 50, 100, 200 i 400 Hz, koji su međusobno za oktavu pomaknuti. To su tzv. oktavni filtri koji se obilježavaju oznakama: Ph 1, Ph 2, Ph 3, Ph 4 i Ph 5. Gušenje nižih frekvencija kod svih je pet filtara

12 db/okt. Osim serijske izvedbe priključka filtara, postoji i paralelna izvedba priključka filtara i pojačala.

Uz mogućnost registracije srčanih tonova postoji mogućnost i promatranja pulsa s pretvornicima tlaka, pa se omogućuje uz promatranje srčanih tonova i prikaz krivulja tlaka po programu: Puls 1, Puls 2, Ph 1, Ph 4, Ph 5 ili t, m₁ Puls 1, Puls 2, g.

5.5. Fetalna elektrokardiografija

Fetalna elektrokardiografija omogućuje praćenje rada srca ploda (fetusa) sve do samog porođaja i za vrijeme porođaja. Za vrijeme trajanja trudnoće za praćenje rada srca ploda elektrode se postavljaju na abdomen majke, a za vrijeme porođaja stavljaju se na glavu djeteta (skalp) netom se ona pojavi, tako da se za vrijeme težih porođaja neprekidno može pratiti rad srca novorođenčeta. U jednom i u drugom primjeru naponi srca fetusa su slabašni približno 50 μV , a u prvom primjeru uz ostale smetnje, katkad prekriveni i većim naponom majčina srca.

Da su otkloni dominantan utjecaj napona majčina srca, upotrebljava se metoda prikazana blok shemom na sl. 5.19. Postavljaju se dva para elektroda: jedan par elektroda postavlja se majci abdominalno, a drugi na majčina prsa. Na paru elektroda postavljenih abdominalno pojavljuje se uz fetalne (F) i majčini (M) naponi srca, dok se na elektrode postavljene na majčina prsa pojavljuju samo majčini naponi srca (M). Ti majčini naponi srca dobiveni na prsima (M) služe da se iz napona dobivenih na abdominalnim elektrodama odstrane majčini naponi srca, tako da ostanu samo fetalni (F) naponi srca. Pojavom R-zupca majčinog napona srca na elektrodama smještenim na prsima majke blokira se kratkotrajno (do završetka S zupca) pojačalo koje pojačava i majčin i fetalni napon srca, tako da se majčin napon srca (M) uopće ne pojavljuje i ostaje samo fetalni napon srca (F).

Očito je da je kratko vrijeme, oko 0,1 s, pojačalo koje pojačava fetalne napone srca isključeno iz rada, pa ako se u takvom kratkom vremenskom intervalu pojavi napon srca fetusa, ovaj neće biti prikazan. No takva situacija prilično je rijetka i liječnik je može

isključiti iz analize. Postoji mogućnost da se primjenom mikroračunala takav nedostatak QRS kompleksa fetalnog napona srca nadomjesti impulsom tako da pri mjerenju broja otkucaja srca nema utjecaja na pokazani rezultat.

Uz opisanu fetalnu elektrokardiografiju postoji i ultrazvučna metoda koja omogućuju praćenje rada srca ploda.

Literatura

- 5.1. K.Maurer (editor): Topographic. Brain Mapping of EEG and Evoked Potentials. Springer-Verlag. Berlin, Heidelberg. New York, 1989.
- 5.2. V.A.Rosenblith: Processing Neuroelectric Data. The M.I.T. Press. Kambridge, Massachusetts, USA, 1968.
- 5.3. Arthur C.Guyton: Medicinska fiziologija. Prijevod. IV. izdanje. Medicinska knjiga. Zagreb, 1973.
- 5.4. Evoked Potential Measuring System. Nihon Kohden Co. Japan, 1989.
- 5.5. Elettromappe Cardiache. Vol. 1. No.1. 1983. (Journal).
- 5.6. Heart Potential Mapping System. Fukuda Denshi Co. Ltd. Japan. 1989.
- 5.7. M.Spach, et altri: Body surface isopotential maps in normal children, ages 4 to 14 years. American Heart Journal. Nov. 1966.
- 5.8. R.Plonsey: Bioelectric Phenomena. McGraw Hill, New York, 1969.

6. MJERENJE BIOLOŠKE ELEKTRIČNE IMPEDANCIJE

Mjerenje biološke električne impedancije omogućuje neinvazivno određivanje pojava vezanih za promjenu volumena krvožilnog sustava (zbog promjena krvnog tlaka) ili pluća i promjenu otpora kože zbog pojave znoja kod psihogalvanskog refleksa (PGR). Radom srca mijenja se njegov volumen, kao i arterija, zbog promjena tlaka u njima. Te promjene volumena očituju se kao promjene bioelektrične impedancije kad se ona mjeri. Isto tako, pri disanju mijenja se volumen pluća, što se također odražava kao promjena bioelektrične impedancije. Te činjenice mogu se korisno iskoristiti kao neinvazivne dijagnostičke metode.

Biološka električna impedancija može se izmjeriti postavljanjem elektroda na kožu iznad mjesta kojem se želi izmjeriti impedancija. U poglavljima 3.1. i 3.2. opisana su bioelektrična svojstva kože i dana je nadomjesna shema sučelja elektroda - koža. Tako se postavljanjem dviju elektroda na mjesto na koži može izmjeriti bioelektrična impedancija dijela tijela ispod tih elektroda, što se opet može prikazati električnom nadomjesnom shemom prema sl. 6.1. Ta pojednostavnjena nadomjesna shema može rastumačiti sve odnose relevantne za određivanje bioelektrične impedancije.

Otpor R_p pretežno je posljedica otpora rožnatog sloja stratum corneuma, a C_p je paralelna kapacitivnost kojoj je glavni dio dielektrika kapacitivnosti također isti sloj. Serijski otpor R_s je ukupni ^{volumski} unutrašnji otpor gdje god električne strujnice prolaze kroz tkivo. O gustoći električnih silnica na pojedinom mjestu ovisi koliki utjecaj to mjesto ima na ukupno izmjerenu impedanciju.

U poglavlju 3.1. na sl. 3.1. prikazane su žlijezde znojnice koje pri psihičkoj napetosti, strahu, boli, duševnoj napetosti ili, manje, pri ugodu i veselju luče vrlo male količine znoja koji prolaskom kroz površinske slojeve kože, a pogotovo kroz rožnati sloj (stratum corneum), dovode do smanjenja njegova otpora zbog prisutnosti iona Na^+ , K^+ i Cl^- u znoju. Znoj je dobro vodljiva tekućina malog otpora. Kako psihička stanja utječu na promjenu otpora kože R_p , to se nastale reakcije zovu **psihogalvanski refleks (PGR)**. U angloameričkoj terminologiji postoji kratica GSR (Galvanic skin reflex). U nekim ispitivanjima mjere se i

cjelokupne vrijednosti otpora. Izmjerena vrijednost otpora ovisi o frekvenciji, kako je već pokazano, i s povećanjem frekvencije otpor pada. Vrijednost otpora na podlaktici iznosi od 15 do 50 k Ω /cm². Na dlanu otpori mogu biti i više stotina k Ω /cm². Psihogalvanski refleks najčešće se mjeri na dlanu ruke gdje je smješteno najviše žlijeda znojnica. Mjerenje se obavlja strujnim izvorom sinusoidalnoga valnog oblika. Najveće struje su 15 μ A/cm², a frekvencija mjernog signala je u granicama od 20 do 100 Hz. Veće frekvencije nisu poželjne, jer zbog paralelno smještene kapacitivnosti C_p (oko 15 do 25 nF/cm²), koja nije podložna promjenama zbog psihogalvanskog refleksa, smanjuje se osjetljivost mjerenja. Najveća promjena otpora ΔR kože zbog straha ili iznenadnog zastrašivanja, može doseći vrijednosti i od 900 Ω , dok su pri ugodnim događajima te promjene otpora reda veličine približno 100 Ω .

Uz izvor konstantne struje amplitude I , izmjeren napon na elektrodama razmjernan je ukupnom otporu R_p koji se sastoji od konstantne R_{p0} i promjenljive komponente ΔR_p koja je pod utjecajem psihogalvanskog refleksa, pa se može napisati da je izmjereni napon

$$U = I(R_{p0} + \Delta R_p) = U_0 + \Delta U. \quad (6.1)$$

Za mjerenje je nepogodna konstantna veličina relativno velikog napona U_0 prema malom naponu ΔU razmjernom promjeni otpora kože zbog psihogalvanskog refleksa. Ta promjena u usporedbi s konstantnom vrijednosti obično je manja od 1%. Nepogodna konstantna vrijednost napona može se ukloniti kondenzatorom nakon provedene demodulacije, koji ovu konstantnu vrijednost ne propušta, ili upotrebom mosnog spoja. Kod mosta se ta konstantna vrijednost uravnoteženjem mosta može potpuno isključiti.

Ako se žele izmjeriti promjene unutrašnjeg otpora R_s , koji je redovito malen i iznosi obično od 50 do 300 Ω , s promjenama manjim od 1%, mora se isključiti velik otpor kože. Da se utjecaj velikog otpora kože od više desetaka kilooma isključi, jer bitno smanjuje osjetljivost za mjerenje promjene unutrašnjeg otpora ΔR , upotrebljava se znatno veća frekvencija strujnog izvora, kako bi kapacitivni otpor X_c paralelno spojen otporu kože R_p praktički ovoga kratko spojio. Tako je npr. reaktivni otpor zbog paralelnog kapaciteta C_p od približno 10 nF na frekvenciji od 50 kHz samo

$$\chi_c = \frac{1}{\omega C} = \frac{1}{2\pi \cdot 50 \cdot 10^3 \cdot 10^{-8}} = 318 \Omega \quad (6.2)$$

Zbog takvoga "kratkog spajanja" otpora R_p , frekvencije za mjerenje unutrašnjih promjena otpora ΔR_s odabiru se u području od 30 do 200 kHz.

Promjene unutrašnjeg otpora ΔR_s nastaju u arterijama i samom srcu. Te promjene otpora nastaju zbog promjene tlaka u arterijama, koji varira između sistoličkog i dijastoličkog, što uzrokuje promjenu presjeka arterija, a time i trenutnu količinu krvi u njima. Budući da krv ima manji specifični otpor od ostalog tkiva prema tablici u poglavlju 3.2, mijenja se odnosno smanjuje se otpor povećanjem količine krvi u arterijama. Svakako da strujnice moraju zahvaćati arterije kojih se valni oblik tlaka želi izmjeriti (sl. 6.3.b). Unutrašnji otpor sastoji se od promjenljivog ΔR_a i čvrstoga dijela otpora R_{a0} , tj. onoga dijela gdje se nalazi arterija koja mijenja volumen i dijela gdje prolaze strujnice, ali nema promjena otpora R_{sc} . Ovdje je uvijek $\Delta R_a \ll R_{sc}$, pa se može napisati

$$R_{s0} + \Delta R_s = \frac{R_{sc} (R_{a0} + \Delta R_a)}{R_{a0} + \Delta R_a + R_{sc}} \doteq \frac{R_{sc} (R_{a0} + \Delta R_a)}{R_{a0} + R_{sc}} \quad (6.3)$$

Ako se omjer $R_{sc} / (R_{a0} + R_{sc})$ obilježi sa k onda je

$$R_{s0} + \Delta R_s = k R_{a0} + k \Delta R_a = k R_{a0} \left(1 + \frac{\Delta R_a}{R_{a0}} \right) \quad (6.4)$$

gdje se k kreće u granicama od 0.1 do 0.01.

Otpor arterije može se izračunati kao otpor valjka duljine ℓ i promjera D :

$$R_{a0} = \rho \frac{\ell}{\frac{\pi}{4} D^2} \quad (6.5)$$

a omjer $\Delta R_a / R_{a0}$ je

$$\frac{dR_a}{R_{a0}} = -2 \frac{dD}{D} \quad (6.6)$$

Budući da je opet promjena promjera arterije D razmjerna promjeni tlaka, proistječe da je

promjena otpora ΔR razmjerna promjeni tlaka Δp , što je vidljivo iz izraza (7.16) u poglavlju 7.2.2. Kako je vidljivo, promjena otpora ΔR vezana je i za promjenu volumena ΔV krvne žile. Metoda mjerenja zasnovana na promjenama volumena zove se **pletizmografija**, prema grčkoj riječi plethos, što znači volumen, ili, još točnije, električna impedancijska pletizmografija. Tako se može reći da su pletizmografske metode zasnovane na mjerenju promjene volumena. Osim prikaza valnog oblika tlaka u arterijama, pletizmografija mjeri i prokrvljenost mozga i ekstremiteta na istom načelu. No kako se na ovaj način promatra i tijek krvi u žilama, za ovakva mjerenja u Europi postoji i naziv **reografija** prema grčkoj riječi rheos, što znači: ono što teče. Mjerenjem prokrvljenosti mozga bavi se **reoencefalografija**. Metodama impedancijske pletizmografije mogu se utvrditi na neinvazivan način različite smetnje u cirkulaciji zbog arterioskleroze i tromboze, a čak se može približno mjeriti i srčani output ^(izlaz krvi). I respiracija se može mjeriti nastalom promjenom impedancije pluća koja nastaje zbog promjene količine zraka u plućima pri disanju. Otpor pluća povećava se pri udisaju zraka, jer je zrak dobar izolator. U ovom slučaju riječ je također o električnoj impedancijskoj pletizmografskoj metodi mjerenja respiracije.

Kod pletizmografskih metoda, kao i pri mjerenju otpora kože, može se upotrijebiti **U-I metoda** s strujnim izvorom (konstantne amplitude struje) i **mostom**. Kod U-I metode, posebno pri mjerenju respiracije, mogu se osim **dviju elektroda** upotrijebiti i **četiri elektrode** (sl. 6.4.a i b). Dvjesto elektroda mjerenje je jednostavnije, no velik pad napona koji se stvara u blizini elektroda priključenih na izvor bez komponente promjenljivog otpora zbog respiracije daje nešto manju osjetljivost. Mjerenjem napona s četiri elektrode izbjegava se veći dio nepromjenljivog otpora, pa je odnos $\Delta R/R$ povoljniji. Mjeri se na dijelu gdje struja protječe većim dijelom kroz promjenljiv dio otpora, a konstantni dio otpora je manji.

Električna impedancijska pletizmografija je neinvazivna i lako primjenljiva metoda, ali i ne osobito točna. Bolji rezultati mogu se ostvariti impulsnom pletizmografijom kada se može raditi s većim strujnim impulsima u trajanju nekoliko μs i stankama od 1 do 2 ms. U ovom slučaju smetnje su manje. [Lit. 6.5].

Pletizmografske metode nisu vezane samo za mjerenje impedancije biološkog tkiva. Promjene volumena mogu se zamijetiti i na promjenljivoj apsorpciji infracrvenog zračenja.

Na tome je temeljena **fotopletizmografija**. Tako se na mjestima gdje tkivo nije tako debelo da previše apsorbira infracrveno zračenje, kao što je npr. uška ili prsti, može registrirati puls ovom metodom. To je jednostavan način za mjerenje otkucaja srca.

Fotopletizmografska metoda izvodi se s jednim izvorom svjetla. To može biti i žaruljica, no ona uzrokuje zagrijavanje u svom okolišu i time vazodilataciju okolnog tkiva, što može pokvariti mjerene rezultate. Zato je bolje raditi s infracrvenim emiterima (svjetleće diode) koji rade u području infracrvenog zračenja od 850 do 920 nm. Infracrveno se svjetlo manje ili više apsorbira, ovisno o količini krvi kroz koju prolazi, što se mjeri fotodiodom (u strujnom režimu) s druge strane mjerenog objekta (uška). Nastale promjene struje zbog pulzirajuće krvi mijenjaju struju kroz fotodiodu, a na otporu se promjene struje pretvaraju u napon i pojačavaju pojačalom.

Pri mjerenju na prstima ne postavlja se s jedne strane izvor, a s druge strane fotodioda kao kod uške, zbog kosti u prstima koja ne propušta infracrveno zračenje, nego se kost u prstu koristi za refleksiju zračenja, tako da se izvor i fotodioda smještaju s iste strane prsta. Da se poveća intenzitet infracrvenog zračenja, a da se pri tome ne poveća utrošena energija, može se primijeniti impulsni rad izvora infracrvenog zračenja s vrlo malim odnosom impuls - pauza, kao što je opisano u [Lit. 6.6].

Literatura

- 6.1. P.H.Venables, I.Martin: A Manual of Psychophysiological Methodes. North-Holland Publishing Company - Amsterdam, 1967.
- 6.2. C.C.Brown (editor): Methods in Psychophysiology. The Williams & Wilkins Co. Baltimor 1967.
- 6.3. J.D.Montagu: The Psycho-galvanic reflex. A comparison of A.C. skin resistance and skin potential changes. Journal of Neurology. Neurosurgery and Psychiatry. Vol.21. 1958. pp. 119.
- 6.4. R.Millner, R.Richwein: Grundlagen der medizinischen Elektronik. Akademische Verlagsgesellschaft. Leipzig, 1970.
- 6.5. A.Šantić, M.Šaban: Features of Pulse Plethysmography and a Comparison with

Impedance Plethysmography. Proc. of the Annual Intern. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Vol. 14. 1992. Paris pp. 1738-1740.

- 6.6. A.Šantić: Impulsna fotopletizmografija. Zbornik 7. Simpozija JUREMA. Dio 3. Zagreb. 1988. Str. 145-148.

7. MJERENJE BIOLOŠKIH NEELEKTRIČNIH VELIČINA

7.1. Mjerenje krvnog tlaka invazivnom metodom

U poglavlju 1.9. opisan je rad srca. Pri svakom istiskivanju krvi iz srčanih klijetki u arterije, povećava se tlak u njima (sistola), koji počinje padati netom tlak u klijetkama padne. No nagli pad tlaka u arterijama nije moguć unatoč naglom padu tlaka u klijetkama, jer povrat krvi u klijetku sprečavaju semilunarni zalisci, pa postupno krvni tlak (za vrijeme dijastole) pada zbog otjecanja krvi prema manjim arterijama, arteriolama i kapilarama. Valni oblik promjene krvnog tlaka u arterijama prikazan je na sl. 7.1.a. No on se mijenja u skladu s udaljenosti od srca i na kojoj se arteriji mjeri, što se vidi na sl. 7.1.b. Promjena tlaka između sistoličkog i dijastoličkog tlaka smanjuje se udaljavanjem od srca, ali ne bitno, sve dok se ne dođe do udaljenijih arterija znatno smanjenog polumjera (manjeg od 0.2 mm), kako je prikazano na sl. 7.2. U dijagnostici posebno je važno znati sistolički (maksimalni) i dijastolički (najniži) tlak, dok se cjelokupni valni oblik tlaka promatra u intenzivnoj skrbi za vrijeme operacije i kod nekih kardiovaskularnih bolesti. Krvne žile su elastične, tako da se njihov polumjer r mijenja razmjerno tlaku p prema izrazu

$$\frac{dr}{dp} = \frac{r_0^2}{hE_M}, \quad (7.1)$$

gdje je r_0 srednji polumjer, h debljina, a E_M modul elastičnosti stijenke arterije. Ta činjenica omogućuje vjeran prikaz valnih oblika krvnog tlaka pri mjerenju pletizmografskim metodama. Elastičnost krvnih žila bitno povećava protočnost krvožilnog sustava kad su posrijedi impulsne promjene tlaka.

Mjerenje krvnog tlaka omogućeno je na dva načina:

1. invazivnom (krvnom, direktnom) metodom,
2. neinvazivnom (beskrvnom, indirektnom) metodom.

Invazivna metoda je najtočnija, s lako odredivim sistoličkim i dijastoličkim tlakom i jednostavna u mjerenju, ali za pacijenta je bolnija jer se ostvaruje ubadanjem kanile

(injekcijske igle) u arteriju, dok se neinvazivna metoda ostvaruje izvana, bez uboda i oštećenja tkiva, ali je zato manje točna i složenija u mjerenju, a pogotovu u određivanju sistoličkog i dijastoličkog tlaka.

Invazivna metoda izvodi se prema sl. 7.3, kateterom koja se ubada u arteriju kako bi se uspostavio neposredan spoj s krvlju. Dimenzije katetera su obično F5, tj. oko 1,67 mm promjera. Oznakom F označava se veličina unutrašnjeg promjera katetera, pri čemu je F1 = 0,334 mm, a F5 je onda 1,67 mm. Zbog smještaja pretvornika na stalak uz krevet, kateter se spaja s pretvornikom preko plastične cijevi duge od 50 do 100 cm. Promjene tlaka krvi prenose se preko plastične cijevi ispunjene fiziološkom otopinom do membrane pretvornika. Zbog djelovanja promjenljivog tlaka krvi pomiče se tekućina u cijevi. Taj mehanički sustav jest prijenosni sustav drugog reda. Masa tekućine ponaša se u analogiji s elektrotehnikom kao induktivitet, a pomična membrana pretvornika kao kapacitivnost. Otpor R koji nastaje trenjem tekućine o stijenke plastične cijevi može se izraziti Poissellovim izrazom

$$R_d = \frac{8 \cdot \eta \cdot \ell}{\pi \cdot r^4} \quad , \quad \frac{N \cdot s}{m^5} \quad (7.2)$$

gdje je r polumjer, a ℓ duljina cijevi. Viskoznost je predočena koeficijentom η .

Tlak Δp u hidrodinamici ima ekvivalent u naponu u elektrotehnici, odnosno protok tekućine Q ima ekvivalent u struji i , a naboj u volumenu V .

Tako se na temelju Ohmova zakona u elektrotehnici može napisati analogija u hidrodinamici, te je

$$R_d = \frac{\Delta p}{Q} \quad , \quad \frac{N \cdot s}{m^5} \quad .$$

Ako znamo da se induktivitet L u elektrotehnici može izraziti kao

$$L = \frac{u}{\frac{di}{dt}} \quad , \quad (7.3)$$

onda je tome ekvivalent u hidrodinamici

$$L_d = \frac{\Delta p}{\frac{dQ}{dt}} \quad (7.4)$$

gdje je promjena tlaka tekućine

$$\Delta p = \frac{m}{S} \frac{dv}{dt} \quad (7.5)$$

$S = r^2\pi$ je presjek cijevi polumjera r , m je masa tekućine u gibanju, a v brzina. Ako protok Q napišemo da je

$$Q = \frac{dv}{dt} S = \frac{dV}{dt} \quad (7.6)$$

i uvrstimo li izraze (7.6) i (7.5) u izraz (7.4) dobiva se

$$L_d = \frac{m \frac{dv}{dt}}{S^2 \frac{dv}{dt}} = \frac{m}{S^2} \quad (7.7)$$

Ovdje je masa $m = \rho \cdot S \cdot \ell = \rho V$, pa je induktivitetu ekvivalentna veličina u hidrodinamici

$$L_d = \frac{\rho \ell}{r^2 \pi} \quad \frac{Ns^2}{m^5} \quad (7.8)$$

Pomična membrana pretvornika na kraju cijevi predstavlja **popustljivost (komplajancija, compli^{ance})** C_d koja je ekvivalentna kapacitivnosti u elektrotehnici. Kako su u elektrotehnici napon i naboj vezani relacijom $q = C \cdot u$ to se može u hidrodinamici po analogiji napisati da je

$$C_d = \frac{\Delta V}{\Delta p} \quad \frac{m^5}{N} \quad (7.9)$$

Što je veća promjena volumena ΔV uz određenu promjenu tlaka Δp , to je veća **popustljivost**. **Popustljivost** C_d ovog mjernog sustava ovisi, svakako, o **popustljivosti** membrane pretvornika koja pretvara tlak p u pomak x između kojih vlada linearno razmjernan odnos za manje vrijednosti x prema izrazu

$$x = \frac{3}{16} \frac{(1-\mu^2) R^4}{d^3 E_M} \Delta p \quad , \quad (7.10)$$

gdje su μ Poissonov koeficijent, E_M modul elastičnosti i d debljina membrane. R je polumjer, a x pomak u središtu membrane zbog razlike tlaka s jedne i druge strane membrane.

Prema tome, cijev duljine l ispunjena fiziološkom otopinom s membranom pretvornika na kraju može se prikazati električnom nadomjesnom shemom prema sl. 7.4, a to je sustav drugog reda koji može imati rezonantno nadvišenje. Rezonantna frekvencija jednoga električnoga titrajnog kruga jest

$$f_0 = \frac{1}{2\pi \sqrt{LC}} \quad (7.11)$$

a u hidrodinamičkom sustavu uvrštavanjem vrijednosti za L_d i C_d prema jednadžbama (7.8) i (7.9) jest

$$f_0 = \frac{r}{2} \sqrt{\frac{\Delta p}{\pi \rho l \Delta V}} = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{\Delta p}{\rho \cdot \Delta l \cdot l}} \quad (7.12)$$

Ovdje je Δl pomak membrane pretvornika uz promjenu tlaka Δp . Svakako da je i ovdje potrebno ostvariti linearnu amplitudno-frekvencijsku (crta-točka) karakteristiku da ne dođe do izobličenja u prijenosu tlaka, koja mogu izobličiti valni oblik signala krvnog tlaka. Postojanje mjehurića zraka snižava rezonantnu frekvenciju f_0 , što može prouzročiti još viša izobličenja valnog oblika tlaka p zbog nedostatka viših harmoničkih članova tlaka.

Da bi se bolje uočili valni oblici krvnog tlaka, provodi se katkada Fourierova analiza do najmanje šestoga harmoničkog člana. Promatranjem amplitude pojedinih harmoničkih članova mogu se bolje uočiti neke nepravilnosti valnog oblika, bolje nego promatranjem valnog oblika krivulje tlaka kao funkcije vremena.

Kao pretvornici pri mjerenju tlaka invazivnom metodom upotrebljavaju se najčešće induktivni i tenzometarski (otpornički) pretvornici. Tenzometarski pretvornik, prikazan na sl. 7.5.a, ima membranu koja je spojena s pločicom na koju su učvršćene četiri žice. Pri pomicanju pločice udesno žice 1 i 2 se rastežu, a žice 3 i 4 se sabijaju. Pri tome se kod onih

koje se rastežu (1 i 2) otpor povećava, a kod onih (3 i 4) koji se sabijaju smanjuje. Ako se te četiri tenzometarske žice spoje u suprotne grane mosta prema slici 7.5.a, promjena nastala pomakom membrane pretvara se u razliku napona ΔU . Na istom načelu zasnovan je i poluvodički (Si) pretvornik, koji na okrugloj silicijskoj pločici ima difuzijskim postupkom dopirana 4 otpora prema sl. 7.5.b. Ako su otpori a, b, c i d p - poluvodiči, onda je pločica n-poluvodič, tako da se priključenjem napona u zapornom smislu na pločice dobiva dobra izolacija između otpora i pločice. Ta četiri otpora spoje se onda u mosni spoj. Silicijeva pločica ujedno je i membrana. Kada se membrana pod utjecajem tlaka savija (ispupči), onda se otpori a i c sabijaju, pa im se otpor smanjuje, a otpor b i d zbog rastezanja povećava.

Na taj način može se ostvariti pretvornik vrlo malih dimenzija, koji se može smjestiti u kanilu, ali je dosta krhak.

Indukcijski pretvornik prikazan na sl. 7.6.a izveden je u obliku transformatora kojemu se primar napaja iz izvora napona sinusnog valnog oblika i frekvencije od 1 do 50 kHz. Magnetska kotva K spojena s membranom pomiče se unutar primarnog i sekundarnog namotaja. Sekundarni namotaj načinjen je od dva dijela koji su smješteni jedan do drugoga. Budući da inducirani napon u jednoj u_1 i drugoj u_2 polovici sekundara ovisi o veličini stvorenoga magnetskog toka Φ u njima, a tok Φ ovisi o dijelu kotve koja se nalazi u jednoj ili drugoj polovici namotaja, to se pomicanjem kotve može dobiti razlika napona nastala na ta dva namotaja ovisna o pomaku kotve. Inducirani napon u jednoj i drugoj polovici kotve ovisi o položaju kotve unutar namotaja, samo što su međusobno suprotni, ali simetrično smješteni prema srednjem položaju. Na sl. 7.6.b pokazani su inducirani naponi u jednoj i drugoj polovici namotaja pomaknuti međusobno za veličinu d, kao i njihova razlika $\Delta u = u_1 - u_2$. Na taj način dobiva se linearna funkcija napona od pomaka $u(x)$, a mogu se mjeriti i pomaci od 1 μm uz odgovarajuće pojačanje.

Svi pretvornici moraju se sterilizirati za upotrebu. Isto tako mora biti predviđen i mehanički sustav za ispiranje pretvornika.

7.2. Neinvazive metode mjerenja krvnog tlaka

Gotovo sve neinvazivne metode mjerenja krvnog tlaka temelje se na manžeti koja se odvija oko nadlaktice i ispunjava zrakom pod određenim tlakom koji je oko 10 do 20% veći od sistoličkog tlaka. Zatim se zrak iz manžete postupno ispušta i prate fenomeni koji se pri tome pojavljuju uz određeni tlak. Manžete se mogu staviti i oko prsta. Za neinvazivno mjerenje krvnog tlaka mogu se spomenuti tri najviše upotrebljavane metode:

1. auskultativna metoda,
2. oscilometrijska metoda i
3. arteriokinetička (ultrazvučna) metoda.

7.2.1. Auskultativna metoda

Auskultativna metoda jedna je od najstarijih i najjednostavnijih metoda koja se upotrebljava uz praćenje akustičkih šumova stetoskopom, po čemu je i ime dobila. Uz određenu praksu koju ta metoda zahtijeva mogu se dobiti dovoljno točni rezultati.

Kod ove metode manžeta se stavlja na nadlakticu i napuše se na vrijednost približno 20% veću od sistoličkog tlaka p_m . Zatim se manžeta počne sporo prazniti kroz zračni ventil malog otvora. Pad tlaka zbiva se po eksponencijalnom zakonu, tako da tlak pada od maksimalne vrijednosti p_m prema izrazu

$$p = p_m \cdot e^{-\frac{t}{\tau}}, \quad (7.13)$$

gdje je τ vremenska konstanta određena volumenom manžete i otporom otvora na ventilu kroz koji izlazi zrak. Tlak približno opada s 0,3 do 0,4 kPa/s. Kad bude dosegnut tlak u manžeti jednak ili zatim manji od sistoličkog tlaka p_s , krv počinje prolaziti u početku u vrlo kratkim vremenskim intervalima kroz arteriju. Ti kratkotrajni prolazi krvi popraćeni su, zbog vrtloženja i vibracija krvi, šumovima odnosno prigušenim tonovima koje je prvi primijetio Korotkov, pa se po njemu i zovu **Korotkovljevi šumovi**. Tlak u manžeti pri kojem su se

pojavi prvi Korotkovljevi šumovi jest **sistolički tlak**. Daljim smanjenjem tlaka u manžeti Korotkovljevi šumovi mijenjaju svoj sadržaj, ali i intenzitet, tako da su u području srednjeg tlaka najtiši, da bi se opet primicanjem tlaka u manžeti dijastoličkom tlaku ponovno počeli jačati. Malo nakon toga što su se ti tonovi ponovno utihnuli, tlak u manžeti odgovara **dijastoličkom tlaku**. Na sl. 7.7. prikazan je intenzitet Korotkovljevih šumova kao funkcija tlaka u manžeti.

Za ovo mjerenje je osim manžete s manometrom potreban i stetoskop kako bi se mogli čuti Korotkovljevi šumovi. Zbog svoje jednostavnosti i zadovoljavajuće točnosti ova je metoda više upotrebljiva. Za upotrebu u intenzivnoj skrbi, a i u slučaju upotrebe u osobne svrhe, mjerenje se može automatizirati. Mjesto stetoskopa upotrebljava se mikrofonom s pojačalom s posebnom amplitudno-frekvencijskom karakteristikom za izdvajanje najkarakterističnijih frekvencija Korotkovljeva šuma i prilagodbi akustičkim karakteristikama stetoskopa. Podaci o sistoličkom i dijastoličkom tlaku prikazuju se na kraju mjerenja u digitalnom obliku. Zato se tlak u manžeti pretvara u napon najčešće tenzometrijskim pretvornikom, a zatim u digitalni podatak analogno-digitalnim pretvornikom. Digitalni podatak o tlaku u manžeti pokazuje se kao sistolički u trenutku pojave Korotkovljeva šuma, odnosno nakon njegova nestajanja kao dijastolički. U svakom slučaju potrebni su i elementi memorije da bi se tek nakon nekoliko otkucaja srca utvrdilo da je nestao Korotkovljev šum, pa da se onda kao dijastolički tlak pokaže vrijednost koja je bila prije tih nekoliko otkucaja. Pri automatskom mjerenju Korotkovljeva šuma, vanjski šumovi i akustičke smetnje mogu utjecati na mjerenje i čak ga sasvim onemogućiti padaju li u frekvencijsko područje Korotkovljeva šuma. Pri slušanju uporabom stetoskopa opasnost je manja jer osoba koja mjeri može razlučiti smetnju od Korotkovljeva šuma.

7.2.2. Oscilometrijske metode

Oscilometrijske metode mjere oscilacije tlaka iza manžete. Te oscilacije tlaka mogu se pratiti drugom manžetom ili nekim pletizmografskim pretvornikom smještenim iza prve manžete. Na sl. 7.8.a pokazane su promjene na presjeku arterije za vrijeme okluzije, odnosno promjene tlaka u prvoj manžeti. Crtkana krivulja pokazuje dokle se arterija proširi kad tlak

u njoj nadvlada onaj u manžeti. Pulzacije u manžeti zbog promjena volumena ispod manžete zbog širenja arterija za ΔV . Ta promjena volumena ΔV mijenja tlak u manžeti jer je

$$p \cdot V = \text{konst}, \quad (7.14)$$

V veliko slovo V

pa deriviranjem ovog produkta dobivamo da je

$$dp \cdot V + dV \cdot p = 0, \quad (7.15)$$

odnosno da su relativne promjene tlaka dp/p razmjerne relativnoj promjeni volumena dV/V :

$$\frac{dp}{p} = - \frac{dV}{V} \quad (7.16)$$

Sistolički tlak određuje se trenutkom kad se pojave impulsi u drugoj manžeti, a to je onda kada tlak u arteriji nadvlada tlak u prvoj manžeti, pa tlak u prvoj manžeti predstavlja sistolički tlak. Taj tlak je jednostavno odrediti i određuje se gotovo isključivo i u drugim drugim metodama na navedeni način.

Dijastolički tlak je teže odrediti, a postoji nekoliko metoda za njegovo određivanje. Jedna je zasnovana na činjenici: kad dolazi do ujednačenja amplitude impulsa između prve i druge manžete, onda na tom početku izjednačenih amplituda nastupa diastolički tlak. U tom slučaju promjene promjera aorte su konstantne prema sl. 7.8.a. Druga je mogućnost u određivanju vremena kašnjenja između impulsa u prvoj manžeti i onih stvorenih u drugoj manžeti. To vremensko kašnjenje Δt nakon pojave prvih impulsa u drugoj manžeti neprekidno se smanjuje, da bi se pri kraju spustio na konstantnu vrijednost kako je to prikazano na sl. 7.8.b. Kad nastupi ta konstantna vrijednost Δt od oko 5 ms, onda tlak u prvoj manžeti odgovara dijastoličkom tlaku. Može se spomenuti i jedna posve računaska metoda određivanja dijastoličkog tlaka, a ta se sastoji u računanju dijastoličkog tlaka p_d iz sistoličkog tlaka p_s i srednjeg tlaka p_{sr} . Smatra se da srednji tlak p_{sr} odgovara mjestu gdje oscilacije tlaka u drugoj manžeti imaju maksimum. Srednji tlak je približno

$$p_{sr} = \frac{p_s + p_d}{2} \quad (7.17)$$

odakle je

$$p_d = 2p_{sr} - p_s \quad (7.18)$$

Oscilometrijske metode mogu se lako realizirati odgovarajućim elektroničkim uređajima, te su vrlo povoljne za automatska mjerenja, ali nisu dovoljno točne, jer u stvarnim primjenama ima odstupanja od navedenih zakonitosti. Oscilometrijske metode nisu osjetljive na vanjske šumove i akustičke smetnje.

7.2.3. Arteriokinetska metoda

Arteriokinetska metoda mjerenja krvnog tlaka zasniva se na mjerenju pomaka stijenke arterije. Taj se pomak zamjećuje refleksijom ultrazvuka od stijenke arterije koja se pomiče zbog pulsacija krvnog tlaka. Brzina pokretanja stijenke arterije mjeri se na načelu Dopplerova efekta.

Dopplerov efekt je pojava promjene frekvencije izvora koju uočava primalac ako se izvor ili primalac gibaju jedan prema drugome ili udaljuju jedan od drugoga. Ako se primalac pokreće prema izvoru brzinom v , a brzina zvuka je pri tome c , onda se rezultirajuća brzina tih dvaju kolinearnih vektora v i c može prikazati kao zbroj tih vektora $v + c$ (sl. 7.9.a). Kako je frekvencija valovitog gibanja dana izrazom

$$f_0 = \frac{c}{\lambda} \quad , \quad (7.19)$$

u ovom će se slučaju, zbog promjene brzine na vrijednost $c + v$, frekvencija promijeniti kao

$$f_0 = \frac{c+v}{\lambda_0} = \frac{c}{\lambda_0} \left(1 + \frac{v}{c}\right) \quad , \quad (7.20)$$

odnosno

$$f = f_0 \left(1 \pm \frac{v}{c}\right) \quad (7.21)$$

Ako se primalac giba prema izvoru, onda je, očito zbog zbroja jedne i druge brzine predznak ispred drugog člana pozitivan, no ako se primalac giba udaljujući se od izvora, onda je predznak negativan. Ako se izvor primiče primaocu, onda se skraćuje valna duljina λ prema putu koji je izvor prešao prema primaocu za vrijeme trajanja jedne periode T oscilacija prema sl. 7.9.c. Taj prevaljeni put jest umnožak brzine kretanja v izvora i vremena T , tako da se u drugom slučaju pri kretanju izvora prema primaocu skratila valna duljina λ_0 za $v \cdot T$, što je

$$\lambda = \lambda_0 - vT. \quad (7.22)$$

U protivnom slučaju, tj. da se udaljuje, valna bi se duljina povećala za isti iznos. Ako to uvrstimo u izraz za frekvenciju f , dobiva se

$$f = \frac{c}{\lambda_0 - vT} \quad (7.23)$$

odnosno uz $f_0 = c/\lambda_0$ proizlazi da je

$$f = f_0 \frac{1}{1 - \frac{v}{c}} \quad (7.24)$$

Budući da je $v/c \ll 1$, to se izraz (7.24) može aproksimirati istim izrazom (7.21) koji smo imali u prvom slučaju. Prema tome, nema razlike između jednog i drugog izraza ako je brzina v mnogo manja od brzine c .

Na sl. 7.10. prikazana je blok-shema uređaja za mjerenje krvnog tlaka arteriokinetskom metodom i način kako se priključuje ultrazvučna sonda. Iz oscilatora sinusoidalni napon frekvencije 8 MHz (u određenom slučaju) pobuđuje odašiljački piezoelektrični kristal koji odašilje ultrazvučni signal iste frekvencije. Taj se signal reflektira od stijenke arterije na prijemnički piezoelektrični kristal. Pri tome se može smatrati da je frekvencija na mjestu refleksije na stijenci arterije koja se giba prema izvoru

$$f_s = f_0 \left(1 + \frac{v}{c}\right) \quad (7.25)$$

Ta ista frekvencija sada se na prijemnom kristalu mijenja zbog reflektiranog signala, kao da se giba izvor prema mirujućem kristalu prijemnika, pa je frekvencija na mjestu prijema

$$f_p = \frac{f_s}{1 - \frac{v}{c}} \doteq f_s \left(1 + \frac{v}{c}\right), \quad (7.26)$$

odnosno

$$f_p = f_0 \left(1 + \frac{v}{c}\right)^2. \quad (7.27)$$

Kako je $v/c \ll 1$ proizlazi da je

$$f_p = f_0 \left(1 + \frac{v}{c}\right) = f_0 + 2\Delta f, \quad (7.28)$$

gdje je $\Delta f = v/c \cdot f_0$. Napon frekvencije f_p pojačava se i privodi mješalu uz napon iz oscilatora frekvencije $f_0 + f_m$. Tu frekvenciju dobili smo prethodnim miješanjem frekvencije oscilatora f_0 i napona frekvencije f_m koja je u čujnom području (oko 800 Hz) gdje se ^{nisko frekvencijskim} filtrom odabire razlika frekvencija $f_0 - f_m$, a zbroj frekvencija se prigušuje. Ako se na izlazu iz mješala od nastalog zbroja i razlike frekvencije izdvoji samo razlika niskim propustom, dobili bismo nakon pojačanja u slušalicama signal frekvencije

$$f_{izl} = f_0 \pm 2\Delta f - f_0 + f_m = f_m \pm 2\Delta f. \quad (7.29)$$

Na taj način jasno se čuju promjene frekvencije oko $f_m = 800$ Hz, a da nema frekvencije f_m , čuli bismo "pozitivnu i negativnu" frekvenciju jednako, jer je uho neosjetljivo na fazu signala, pa ih ne bismo mogli razlikovati.

Mjerenje tlaka opisanim uređajem provodi se tako da se u manžeti smještenoj na nadlaktici poveća tlak iznad pretpostavljenog sistoličkog, kao i u prethodnim slučajevima, pa se zatim tlak smanjuje dok ne dosegne vrijednost sistoličkog tlaka. Netom sistolički tlak postane veći od tlaka u manžeti, dolazi do brzog širenja arterije, što uzrokuje viši ton u slušalicama. Uređaj opisan na sl. 7.10.a ima smješten piezoelektrični odašiljač i prijemnik ispod manžete, a iznad arterije. Pri vraćanju žile na normalnu veličinu, udaljuju se stijenke

arterije od izvora i prijemnika, a posljedica je slušanje nižeg tona. Pri tome treba uočiti da se kod sistoličkog tlaka visoki i niski tonovi pojavljuju neposredno jedan nakon drugoga. Poslije se oni razilaze, dok se opet ne počnu približavati u blizini dijastoličkog tlaka, ali sada, što je posebno važno napomenuti, obrnutim redom. To znači da prvo nastaju niski, a zatim visoki tonovi. To je ujedno karakteristično za određivanje dijastoličkog tlaka.

7.3. Mjerenje protoka krvi

7.3.1. Hemodinamika

Mjerenje protoka vrlo je važno u fiziološkim istraživanjima i medicinskoj dijagnostici. Tako se s obzirom na medij kojemu se protok mjeri može nabrojiti: mjerenja protoka krvi, urina i zraka (respiracija). Najrazvijenija instrumentacija jest ona za mjerenje protoka krvi, dok se mjerenje protoka urina najčešće svodi na određivanje prosječnog protoka urina iz odnosa protekle količine urina u vremenskom trajanju. Mjerenje protoka zraka pri disanju bit će obrađeno u poglavlju 7.5.2.

Mjerenje protoka krvi mjeri se pri operacijama i nakon njih radi određivanja srčanog izlaza (output), tj. količine krvi koje srce istisne u jednom otkucaju ili u određenom vremenskom intervalu. Protok krvi mjeri se za vrijeme rutinske kateterizacije srca.

Protok neke tekućine, a u ovom slučaju krvi, definiran je kao

$$Q = \frac{dV}{dt} , \quad (7.30)$$

gdje je dV volumen krvi koja protječe u vremenu dt . Ako pod volumenom V smatramo količinu krvi koja u krvnoj žili prevali put $d\ell$ u vremenu dt , a S presjek krvne žile, onda se jednadžba (7.30) može napisati kao

$$Q = S \frac{d\ell}{dt} = S \cdot v , \quad (7.31)$$

gdje je v brzina strujanja krvi, a S presjek žile. Na taj način je protok Q krvi vezan s brzinom strujanja krvi v . Najčešće se mjeri brzina v , a ne protok na kojega se onda zaključuje na temelju poznatog presjeka S krvne žile. Kako se sve čestice krvi ne gibaju istom brzinom v duž presjeka S , odabire se srednja brzina v_{sr} definirana kao

$$v_{sr} = \frac{1}{D} \int_{-r}^{+r} v(r) dr . \quad (7.32)$$

Pri promatranju strujanja krvi možemo brzinu gibanja čestice krvi promatrati kao linearnu brzinu. Ta brzina kreće se u aorti i većim arterijama u granicama od 0,3 do 0,5 m/s. Brzina krvi pokorava se zakonu kontinuiteta, koji se može napisati

$$S_1 \cdot v_1 = S_2 \cdot v_2 = Q = \text{konst.} , \quad (7.33)$$

što znači da je brzina strujanja ovisna o presjeku S kroz koji protječe, jer je protok Q uvijek isti odnosno konstantan. Što je presjek S manji, brzina je veća, i obrnuto. Brzina krvi, prema tome, ovisi o presjeku žile odnosno ukupnom presjeku ako je broj arterija veći. Budući da je ukupni presjek kapilara oko 600 do 800 puta veći od presjeka aorte, proistječe da je za toliko manja brzina kroz kapilare od one kroz aortu, te iznosi samo 0.3 do 5 mm/s. Na slici 7.11. vidljivo je kako se mijenja linearna brzina krvi u različitim arterijama.

U ovim izlaganjima treba spomenuti da se radom srca mijenjaju tlakovi u arterijama zbog čega se one proširuju odnosno sužavaju, što omogućuje lakši i veći protok krvi. Zbog tih razloga su stijenke arterija i vena elastične. Djelovanje povećanog tlaka, tj. arterijski puls, prenosi se mnogo većom brzinom od brzine čestice krvi, jer se takav impuls prenosi od čestice do čestice, pa se brzina širenja impulsa krvnog tlaka kreće u granicama od 5,5 m/s do 8 m/s, a u perifernih arterija čak od 6 do 9,5 m/s. Te varijacije tlaka odvijaju se u granicama sistoličkog i dijastoličkog tlaka. Prosječna vrijednost tih varijacija odgovara srednjem tlaku. Ovdje se može još napomenuti da trenutno linearna brzina krvi može dosegnuti i 1 m/s pri izlasku iz srca i da može pasti na vrlo niske vrijednosti od samo nekoliko cm/s pri kraju dijastole.

Osim navedenih varijacija krvnog tlaka postoje još i varijacije amplituda krvnog tlaka kao posljedice disanja, tzv. respiracijski valovi, zatim varijacije tlaka zbog emocijskih

uzbuđenja kao što su ljutnja i strah koja također povećavaju krvni tlak. Tim uzrocima povećanja tlaka treba još dodati i povećanja tlaka zbog fizičkog napora.

U kapilarama je tlak vrlo nizak. Isto takav je i u venskim kapilarama gdje iznosi od 5 do 9 mm Hg (665- 1200 Pa). U većim venama tlak se također nešto povećava. Brzina strujanja krvi u venama srednjeg promjera jest od 6 do 14 cm/s, da bi kod velikih vena, kao što je vena cava, porasla na oko 20 cm/s. Valni oblik venskog pulsa zove se flebogram. Manja brzina protoka krvi u venama prema onoj u arterijama objašnjava se za isto toliko većim njihovim ukupnim presjekom u usporedbi s ukupnim presjekom arterija. Na svom putu krv se zadržava i u pojedinim spremištima kao što su slezena, jetra, potkožna vaskularna mreža i pluća. Vene imaju također zaliske koje otežavaju povratak krvi.

Mjerenje protoka krvi može se provoditi invazivnim i neinvazivnim metodama. Invazivne metode su točnije od neinvazivnih, ali se njima oštećuje tkivo. Invazivne metode protoka krvi većinom se upotrebljavaju pri kirurškim zahvatima i operacijama na otvorenom srcu, a neinvazivne metode pri mjerenju protoka arterija koje su posebno važne za rad organizma.

Elektronička instrumentacija najviše se primjenjuje za mjerenje protoka ultrazvučnim metodama i elektromagnetskim indukcijskim metodama.

7.3.2. Ultrazvučne metode mjerenja protoka

Od ultrazvučnih metoda mjerenja protoka najviše su u uporabi metoda mjerenja prolaznog vremena (tranzit-time) i metoda zasnovana na Dopplerovu efektu.

a. Metoda mjerenja prolaznog vremena

Tom metodom mjeri se razlika prolaznog vremena prostiranja ultrazvuka niz struju krvi i uz struju krvi. Ako se zvuk prostire u smjeru strujanja krvi, ali pod određenim kutom α zbog mogućnosti smještanja sonde, onda će se potrebni put D prevaliti za kraće vrijeme

t_1 , nego ako se kreće istim putom, ali u suprotnom smjeru kada traje dulje vrijeme t_2 , kao što je prikazano na sl.7.12. Vrijeme strujanja potrebno da ultrazvuk prevali put D od izvora do prijemnika jest

$$t_1 = \frac{D}{c + v \cdot \cos \alpha} \quad (7.34)$$

gdje je $v \cos \alpha$ komponenta brzine strujanja krvi u smjeru prostiranja ultrazvuka, pa se obje komponente podupiru. Vrijeme potrebno u suprotnom smjeru jest zbog razlike u brzinama

$$t_2 = \frac{D}{c - v \cos \alpha} \quad (7.35)$$

Razlika u vremenima prostiranja Δt jest $t_2 - t_1$, tako da je

$$\Delta t = t_2 - t_1 = \frac{D}{c - v \cos \alpha} - \frac{D}{c + v \cos \alpha} \quad (7.36)$$

što nakon svođenja na zajednički nazivnik i sređivanja daje

$$\Delta t = \frac{2Dv \cos \alpha}{c^2 - v^2 \cos^2 \alpha} \quad (7.37)$$

(v je 10-30 cm/s, a c oko 1 500 m/s)

Kako je $v^2 \ll c^2$, može se napisati uz potpuno zadovoljavajuću točnost da je

$$\Delta t = \frac{2Dv}{c^2} \cos \alpha \quad (7.38)$$

Budući da je kontinuirani ultrazvučni val sinusoidalnog oblika, vrijeme Δt može biti izraženo i faznim kutom φ , jer vrijedi isti omjer između vremena Δt i vremena trajanja jednog perioda T , kao i faznog kuta φ i 2π , pa je

$$\frac{\Delta t}{T} = \frac{\Delta \varphi}{2\pi} \quad (7.39)$$

Uvrštavanjem formule (7.38) u (7.39) dobiva se ovisnost faznog kuta φ između odaslanog i

primljenog signala:

$$\Delta \varphi = \frac{4\pi D v f \cos \alpha}{c^2} \quad (7.40)$$

Na sl. 7.13. prikazan je uređaj koji omogućuje određivanje brzine zvuka v na temelju relacije (7.40) u ovisnosti o faznom kutu $\Delta \varphi$

$$v = \frac{c^2 \cdot \Delta \varphi}{4\pi \cdot D \cdot f \cdot \cos \alpha} \quad (7.41)$$

Taj uređaj na odašiljačkoj strani A ima oscilator koji pobuđuje piezoelektrični kristal s frekvencijom od 6 MHz na oscilacije koje se prenose na okoliš i usnopljene prolaze kroz arteriju kao ultrazvučni snop. Na protivnoj prijemničkoj strani B nalazi se prijemnik koji prima ultrazvučno titranje i pretvara ga u električni signal. No na ovoj prijemničkoj strani B nalazi se također oscilator koji proizvodi ultrazvučne oscilacije na frekvenciji od 6,01 MHz, koje opet na odašiljačkoj strani A prima prijemnik. Miješanjem odaslanog signala i primljenog signala na strani A dobiva se uz zbroj i niskofrekvencijska razlika frekvencija koja je $\Delta \omega = \omega_A - \omega_B$ i u konkretnom slučaju $6.00 - 6.01 = -10$ kHz. Isto tako se na drugoj strani B dobiva ista razlika frekvencija $6.01 - 6.00 = 10$ kHz. Razlika u predznaku upućuje na razliku u fazi od 180° . Ako se na strani A promijeni inverzijom faza za 180° usporedbom razlike frekvencija sa strane A i B, dobiva se fazna razlika φ koja je nastala zbog duljeg vremena potrebnog da signal odaslan sa strane B dospije na stranu A, nego sa strane A u B, čemu pridonosi dio komponente brzine strujanja krvi u smjeru prostiranja ultrazvuka. Na istom načelu temeljena je metoda koja razliku faza ispituje uz impulsni rad oscilatora.

b. Mjerenje protoka temeljeno na Dopplerovu efektu

U ovom slučaju ultrazvučni snop odašilje se u smjeru strujanja krvi pod određenim kutom. Ultrazvuk se reflektira od čestica u krvi kao što su crvena i bijela krvna zrnca. U poglavlju 7.2.3. pokazano je da se frekvencija koju prima čvrsti prijemnik f_2 od izvora koji se odmiče mijenja prema zakonu

$$f_2 = f_{pr}' \frac{1}{1 + \frac{v}{c} \cos \alpha} \quad , \quad (7.42)$$

a frekvencije koju prima prijemnik koji se odmiče od čvrstog izvora frekvencije f_0 .

$$f_{pr} = f_0 \left(1 - \frac{v}{c} \cos \beta \right) . \quad (7.43)$$

Kako je u ovom slučaju čestica krvi koja se udaljuje od izvora frekvencije f_0 ujedno i prijemnik koji se udaljuje i prima frekvenciju f_{pr} , to vrijedi izraz (7.43). U isto vrijeme nakon refleksije ovaj prijemnik postaje odašiljač koji odašilje frekvenciju $f_{pr}' = f_{pr}$ i koju prima čvrsti prijemnik kao frekvenciju f_2 prema izrazu (7.42). Nakon uvrštavanja izraza (7.43) uz činjenicu da je $f_{pr} = f_{pr}'$ proizlazi da je

$$f_2 = f_0 \frac{1 - \frac{v}{c} \cos \beta}{1 + \frac{v}{c} \cos \alpha} \quad , \quad (7.44)$$

odnosno proizlazi da se odaslana frekvencija f_0 prima kao frekvencija f_2 , pa se kao razlika pojavljuje frekvencija

$$\Delta f = f_2 - f_0 = f \left[1 - \frac{1 - \frac{v}{c} \cos \beta}{1 + \frac{v}{c} \cos \alpha} \right] . \quad (7.45)$$

Nakon sređivanja tog izraza dobiva se da je

$$\Delta f = f_0 \frac{v}{c} (\cos \alpha + \cos \beta) \quad , \quad (7.46)$$

uz pretpostavku da je $v \ll c$. Odatle proizlazi da je razlika frekvencije Δf najveća uz kutove α i β jednake 0, tj. kada se snop ultrazvuka poklapa sa smjerom strujanja krvi u arteriji. To se ne može postići, pa kutovi nagiba sonde i krvne žile obično ne zatvaraju manje kutove od 30° , što predstavlja smanjenje od maksimalnog iznosa razlike Δf samo 25%.

Uređaj koji služi za mjerenja brzine strujanja krvi, a uz poznavanje promjera arterije i protoka, sastoji se od sonde i elektronskog sklopovlja prema sl. 7.15.a. Sonda se obično dijeli na dva dijela. U jednoj polovici presjeka sonde (kao nalivperu) nalazi se odašiljački piezoelektrični kristal u obliku polukruga, a u drugoj polovici piezoelektrični kristal

prijemnika istog oblika, kao što je to vidljivo na sl. 7.15.b.

Odašiljački kristal sonde pogonjen je iz oscilatora koji obično radi na frekvencijama od 5 do 8 MHz. Reflektirani signal koji prima prijemnik mješa se s frekvencijom oscilatora stvarajući na taj način zbroj i razliku frekvencija, gdje se razlika Δf koja predstavlja nisku frekvenciju (obično manju od 3 kHz) izdvaja niskim propustom. Da bi se ta razlika frekvencije Δf mogla prikazati na papiru provodi se još i naponsko-frekvencijska pretvorba, pa je dobiveni napon u_f sada razmjeran razlici frekvencije Δf prema izrazu (7.46), odnosno $u_f = k \cdot \Delta f$.

7.3.3. Elektromagnetska metoda mjerenja protoka

Elektromagnetska metoda zasnovana je na zakonu elektromagnetske indukcije koji se može napisati u obliku

$$e = \ell \cdot v \cdot B \quad (7.47)$$

i koji kaže da se inducira elektromotorna sila e u vodiču duljine ℓ ako se giba u magnetskom polju magnetske indukcije B . Taj zakon u svom općenitom obliku glasi

$$e = \bar{\ell} [\bar{v} \bar{B}], \quad (7.48)$$

gdje izraz u zagradi predstavlja vektorski produkt vektora brzine \bar{v} i magnetske indukcije \bar{B} , a taj rezultat predstavlja vektor koji pomnožen vektorom $\bar{\ell}$ predstavlja skalarni produkt kojem je rezultat elektromotorna sila e . Budući da su svi vektori međusobno u praktičnoj izvedbi okomiti, to mogu predstaviti u skalarnim veličinama prema izrazu (7.47). Izraz (7.47) daje elektromotornu silu e u voltima, ako je duljina ℓ izražena u m, brzina gibanja v vodiča ℓ izražena m/s, a magnetska indukcija B u teslama. No ako želimo duljinu ℓ i brzinu v izraziti u cm odnosno cm/s, onda izraz (7.47) treba još pomnožiti s 10^{-4} .

Da bi se provelo ovakvo mjerenje, žila promjera $d = \ell$ postavlja se u magnetsko polje

B, a brzina v gibanja vodiča ℓ jednaka je brzini strujanja krvi. Zapravo vodič duljine ℓ predstavlja sama krv koja struji brzinom v . Može se zamisliti da se unutar dimenzija vodiča u obliku štapa nalazi krv koja je sama po sebi vodič. Presjek vodiča odgovara dimenzijama elektroda postavljenim na žilu. Iako su stijenke žile vodljive, njihov specifični otpor je višestruko veći od specifičnog otpora krvi pa kratko ne spajaju elektrode.

Iz izraza (7.47) proizlazi da je inducirani napon na krajevima stijenki gdje se nalaze elektrode uz određenu magnetsku indukciju B razmjernan srednjoj brzini strujanja krvi v_{sr} bez obzira na različitost brzine strujanja pojedinih strujnica duž promjera $d = \ell$ arterije. Ta prosječna brzina v_{sr} može se izraziti izrazom

$$v_{sr} = \frac{1}{\ell} \int_0^{\ell} v(\ell) d\ell . \quad (7.49)$$

Kako je zapravo protok koji želimo odrediti dan izrazom $Q = v_{sr} \cdot \ell^2 \pi / 4$ proizlazi da je ova metoda mjerenja točnija od ultrazvučne koja mjeri samo brzinu strujnica koje obuhvaća ultrazvučni snop. Točnosti koje se mogu postići ovom metodom jesu oko $\pm 5\%$ za veće žile. Tom metodom mogu se mjeriti od žila najvećeg promjera do onih promjera 1 mm. Upotrebom izraza (7.47) i izraza (7.49) može se napisati da je protok krvi

$$Q = \frac{\bar{i} d}{4 B} \cdot \ell \cdot 10^{-4} \quad (7.50)$$

izražen u cm^3/s ako je promjer žile d dan u cm , indukcija B u teslama i napon e u voltima. Veličina induciranih napona može biti od desetak μV do $0,5 \text{ mV}$ kod većih arterija ($d = 2 \text{ cm}$) i protoka od nekoliko stotina cm^3/s uz magnetsku indukciju od B od $0,03 \text{ T}$. Iako su u manjih arterija i manjih brzina strujanja inducirani naponi samo oko $10 \mu\text{V}$, još se uvijek mogu zadovoljavajuće mjeriti, jer je razina šuma niska i iznosi približno $0,5 \mu\text{V}$ efektivne vrijednosti.

Do sada se pretpostavljalo da je magnetska indukcija konstantna, tj. ostvarena elektromagnetom proticanim istosmjernom strujom, što je značilo dobivanje i istosmjerne inducirane elektromotorne sile. No ovakvo se rješenje u praksi ne primjenjuje, jer istosmjerna inducirana elektromotorna sila E polarizira elektrode naslonjene na stijenke arterije, pa se

pojavljuje istosmjerni napon polarizacije E_p često veći za red veličine od izmjerenog napona E . Tu se još mogu uz šum elektroda pojaviti srčani i mišićni naponi. Zbog navedenoga elektromagneti koji stvaraju magnetsku indukciju B napajaju se izmjeničnim naponima od 50 Hz ili 400 Hz, no mogu se upotrijebiti i frekvencije $\sqrt{1000}$ Hz. Upotreba frekvencije mreže 50 Hz sklopovski je jednostavnija varijanta.

No kod primjene izmjeničnog napona za napajanje elektromagneta pojavljuje se uz induciranu elektromotornu silu mjerenog signala e_s i elektromotorna sila e_t koja je posljedica rasipnog toka elektromagneta Φ_t kao kod transformatora. Ako se struja kroz elektromagnet mijenja sinusoidalno, tj. ako je

$$B = B_m \sin \omega t, \quad (7.51)$$

onda će mjerena inducirana elektromotorna sila e_s biti prema izrazu (7.47)

$$e_s = d \cdot v \cdot B_m \sin \omega t, \quad (7.52)$$

a zbog rasipnog magnetskog toka Φ_t od elektromagneta kroz petlju koju zatvaraju vodiči priključeni na elektrode elektromotorna sila smetnje je

$$e_t = \frac{d\Phi_t}{dt} \cos\beta = \frac{d(B_t \cdot S)}{dt} \cos\beta \quad (7.53)$$

odnosno, uz uvrštavanje da je rasipna magnetska indukcija B_t dio σ magnetske indukcije B i da je kut β između okomice ^{S_0} na ravni u S (u kojoj leže vodovi elektroda) i magnetske indukcije B pa prema izrazu (7.53) ^{odnosno (3.40.)} proizlazi da je

$$e_t = S \cdot \sigma \cdot \omega B_m \cos \omega t \cos\beta \quad (7.54)$$

odnosno da je dodatna inducirana elektromotorna sila e_t od rasipne induktivnosti razmjerna, uz ostale čimbenike, i o kosinusu ωt , za razliku elektromotorne sile e_s koja je razmjerna sinusu ωt . Ovdje je taj pomak faze od 90° stupnjeva pogodan da se utjecaj napona smetnje e_t od rasipnog toka Φ_t odstrani. To se postiže uređajem prikazanim blok-shemom na sl. 7.17. Iz oscilatora koji napaja elektromagnet uzima se napon koji se zakreće za 90° i zatim komparatorom i

komparatorom i monostabilom stvara impuls kod prolaza napona kroz nulu. Taj impuls posredstvom sklopa za uzimanje i zadržavanje uzorka (S&H sample and hold) uzima uzorak mjerenog signala e_s baš u trenutku kad je ovaj najveći, a napon smetnji e_t od rasipnog djelovanja jednak nuli. Tako se oslobađamo utjecaja smetnje e_t i dobivamo samo napon mjerenog signala e_s . To je prikazano na sl. 7.18.

Uz navedeni slučaj mogućnosti odstranjivanja utjecaja rasipnih tokova kroz petlju koje ostvaruju priključni vodovi napon smetnji može se odstraniti i uporabom **pravokutnog ili trapeznog oblika struje** napajanja magneta. Kako se to postiže, možemo vidjeti na sl. 7.19. Inducirani mjerni napon e_s slijedi vjerno promjenu napona napajanja magneta, a napon smetnje predstavlja derivaciju ovog signala prema izrazu (7.53). Nakon velike promjene ovaj se napon brzo eksponencijalno približava vrijednosti nula, tako da^{sa} u tim vremenskim intervalima bez utjecaja smetnje omogućuje mjerenje samo korisnog signala e_s .

Na sl. 7.20. a, b, i c prikazano je nekoliko izvedaba sonde za mjerenje protoka krvi. Za vrijeme operativnog zahvata žila se provuče u otvor koji s dijametralnih krajeva ima polove elektromagneta, a pod kutom od 90° smještene su elektrode koje naliježu na stijenke žile. Osim toga, na sl. 7.20.c prikazana je izvedba u kojoj se namotaj nalazi u kateteru promjera 3 mm. Krv protječe iznutra uz nešto smanjen promjer d , a elektrode su smještene s izvanjske strane namotaja kako bi se s unutrašnje strane stupile u kontakt s žilom. U ovom slučaju naponi od desetak μV mogu se očekivati uz brzinu strujanja krvi od 100 cm/s.

7.3.4. Mjerenje protoka metodom razrjeđivanja ubrizganog sredstva

Mjerenje protoka metodom određivanja razrjeđenja ubrizganog sredstva (inject) ima dugu tradiciju (Fick 1870) i uporabljivost. Ova je metoda slabo invazivna i ne zahtijeva neposredan pristup arteriji. S obzirom na način kako se ubrizgava sredstvo, može se podijeliti na kontinuirano ubrizgavanje ili jednokratno ubrizgavanje. Kao sredstvo može se u prvoj metodi upotrijebiti kisik ili izotop plemenitog plina ksenona ^{133}Xe , a u drugoj s jednokratnim ubrizgavanjem, boja ili fiziološka otopina hladnija od temperature tijela. Za indikaciju odziva upotrebljavaju se odgovarajući elektronički uređaji prema vrsti ubrizganog sredstva. Tako se za detekciju plinovitog ubrizganog sredstva ili boje upotrebljavaju fotometrijske metode, a za detekciju hladnije fiziološke otopine elektronički termometri s malom vremenskom konstantom.

a. Metoda kontinuiranog ubrizgavanja sredstva

Kod ove metode kontinuirano se dulje vrijeme uzima određeno sredstvo kao što je npr. kisik O_2 i određuje njegova koncentracija u krvi. Može se pokazati da je protok Q kroz srce kisika otopljenog u krvi razmjeran količini udahnutoga kisika mase m u jedinici vremena podijeljenoj s razlikom njegovih koncentracija Δc u arterijskoj c_a i venoznoj krvi c_v . Tako se može napisati da je

$$Q = \frac{dV}{dt} = \frac{dm}{\Delta c} , \quad (7.55)$$

pri čemu je Q protok kisika dan kao $Q = dV/dt$, m je masa udahnutog kisika u mg u minuti, a koncentracija c_a i c_v su koncentracije kisika u krvi izražene količinom mg u litri u minuti. Stvarna koncentracija zadržana u organizmu jednaka je razlici koncentracija kisika u arterijskoj i venskoj krvi. Pri ovom mjerenju udiše se čist kisik mjesto zraka, a udahnuta količina mjeri se spirometrom opisanom u poglavlju 7.5.2. Protok je dan u litrama u sekundi, što proizlazi ako se u izraz (7.55) uvrste naznačene jedinice. Koncentracija kisika u krvi može se mjeriti fotometrijskom metodom u jednoj arteriji ili veni ili uzimanjem uzoraka krvi diskretno ili kontinuirano s pretvornikom za mjerenje koncentracije O_2 u krvi. Koncentracija arterijske krvi najčešće se mjeri na arterijama noge ili ruke, a venska u plućnim arterijama posredstvom katetera.

Mjesto kisika može se kontinuirano tijekom nekog vremena ubrizgavati boja, no tada mjerenje koncentracije ne smije trajati predugo jer se vraća boja koja je već protekla (tzv. recirkulacija ili povratno kruženje), što može pokvariti mjerene rezultate.

b. Metoda jednokratnog ubrizgavanja sredstva

Za razliku od prethodnog slučaja, gdje se sredstvo davalo kontinuirano, ovdje se ubrizgavanje provodi jednokratno davanjem određene količine raspoznavajućeg sredstva (boja) u kratkom vremenu (rapid-injection). U ovakvom slučaju odziv odnosno koncentraciju ubrizganog sredstva ne možemo smatrati konstantnom tijekom duljeg vremena, kao u

prethodnom slučaju, nego promjenljivom s izraženim maksimumom prema sl. 7.21. Ovdje treba uzeti u obzir cjelokupno vrijeme dokle se pojavljuje sredstvo u arteriji. Vremenski promjenljiva krivulja koncentracije prikazana je na sl. 7.21. Može se reći da je ukupna masa uštrcanog sredstva m razmjerna produktu protoka Q i koncentraciji c_a u vremenu. Uporabom izraza (7.55) može se za ovaj slučaj napisati da je

$$m = Q \int_{t_1}^{t_2} c_a(t) dt \quad (7.56)$$

Taj integral predstavlja površinu ispod krivulje koncentracije $c_a(t)$. Nakon izraženog maksimuma ova krivulja počinje eksponencijalno opadati, a negdje u vremenu t_r dolazi do recirkulacije, odnosno do vraćanja dijela sredstva, na koji način se njegova koncentracija ne smanjuje, nego zadržava na nekoj približno konstantnoj vrijednosti $c_{a\text{ sr}}$. Da nema tog povratnoga djelovanja, ova bi se krivulja približila apscisi (crtkano) negdje nakon vremena t_2 . Integral treba odrediti prateći crtkanu označenu krivulju, isključujući na taj način utjecaj recirkulacije. Određivanje ovog integrala postiže se malim računalom posebno izvedenim za tu svrhu. Prije su se upotrebljavali i planimetri.

Kao sredstvo za bojenje upotrebljava se zeleni indocijanin. Boja se otapa u fiziološkoj otopini i ta se smjesa ubrizgava kroz kateter najčešće u pulmonalnu (plućnu) arteriju. Za 10 minuta ta se boja izluči putem bubrega. Koncentracija se mjeri u femoralnoj ili brahijalnoj arteriji. Krv prolazi kontinuirano kroz kivetu, a mjerenje je zasnovano na načelu apsorpcijske fotometrije.

Jednostavnije se mjerenje može provesti, ako se umjesto boje ubrizga kao sredstvo rashlađena količina fiziološke otopine. Otopina se ubrizgava putem katetera u desni atrij, dok se termistor koji mjeri temperaturu nalazi u vrhu katetera smještenog u plućnoj arteriji. U ovom slučaju protok se određuje prema izrazu

$$Q = \frac{J}{\rho \cdot c \int_{t_1}^{t_2} \Delta T dt} \quad (7.57)$$

gdje je ρ gustoća krvi u kg/m^3 , c specifična toplina J/kgK , a ΔT izmjerena razlika temperatura. J je unesena količina topline izražena u džulima. No pri ovom mjerenju treba

uzeti u obzir i dio izgubljene topline između krvi i miokarda, što utječe na točnost ovakvog mjerenja.

7.4. Pretvornici u kemijskim analizama krvi

Mjerenje kiselosti ili lužnatosti uvelike se primjenjuje u kemijskim analizama krvi, urina, cerebrospinalne tekućine i ostalih tjelesnih tekućina. U dijagnostici oboljenja krvožilnog sustava i pluća, kao i kod kirurških zahvata i u porodiljstvu, često je potrebno odrediti količinu otopljenog kisika ili ugljik-dioksida u krvi. To se može odrediti uzimanjem uzoraka diskretno ili kontinuirano, što je rjeđe. Kod analize uzimanjem uzroka gubi se nešto vremena između uzimanja uzorka i dobivanja rezultata, što najčešće nije kritično. Za određivanje O_2 i CO_2 u krvi mjere se njihovi parcijalni tlakovi. Parcijalni tlak jednak je dijelu tlaka kojim ta komponenta smjese sudjeluje u cjelokupnoj smjesi izražen u jedinicama tlaka. Važnost tih mjerenja često je vrlo velika. Pretvornici koji mjere parcijalne tlakove kisika pO_2 i ugljik-dioksida pCO_2 imaju svoju primjenjuju se i u intenzivnoj skrbi, a i u kliničkim ispitivanjima.

7.4.1. Mjerenje pH-vrijednosti

pH-metar je uređaj za mjerenje kiselosti ili lužnatosti neke otopine, što ima veliku važnost u kliničkoj biokemiji, u dijagnostici i analitičkoj kemiji uopće. Kiselinu karakteriziraju vodikovi kationi, a lužinu anioni hidroksilne skupine. Ako pođemo od činjenice da se čista voda sastoji od jednakog broja slabo disociranih vodikovih kationa i hidroksilnih aniona, onda se to može napisati kao



Budući da je koncentracija nedisocirane vode velika i približno je 1, a koncentracija vodikovih kationa i aniona hidroksilne skupine malena, konstanta K je vrlo mala veličina i iznosi samo 10^{-14} . Promijeni li se koncentracija vodikovih kationa naviše, smanjit će se

koncentracija hidroksilnih aniona, jer se konstanta K ne mijenja. Prema tome, kiselinu karakterizira veća koncentracija vodikovih kationa, a lužinu veća količina hidroksilnih aniona, odnosno smanjenje koncentracije vodikovih kationa. Ako koncentraciju nedisocirane vode kao konstantu uključimo u konstantu K , može se napisati da je

$$[\text{H}^+][\text{OH}^-] = K_w = 10^{-14}. \quad (7.59)$$

U slučaju neutralne otopine koncentracija vodikovih kationa jednaka je koncentraciji hidroksilnih aniona, pa je $[\text{H}^+] = [\text{OH}^-] = 10^{-7}$. Zbog konstantnosti produkta koncentracija vodikovih kationa veća od 10^{-7} predstavlja kiselinu, a manja od 10^{-7} lužinu. Kako je nezgodno raditi s brojevima s eksponentom, mjera kiselosti i lužnatosti može se prikazati samim eksponentom koncentracije vodikovih kationa $[\text{H}^+]$, i to negativnim da se izbjegne negativan predznak. To se obilježava s pH, gdje p označava potenciju od koncentracije vodikovih kationa,

$$\text{pH} = -\log [\text{H}^+]. \quad (7.60)$$

Temeljem toga kiseline imaju pH vrijednost manju od 7, što znači veću koncentraciju vodikovih kationa, jer je negativni eksponent manji, a lužine imaju pH vrijednost veću od 7.

Razlika koncentracija između dviju otopina odijeljenih polupropusnom membranom koja propušta samo izmjenu iona otopine, stvara se razlika potencijala među tim otopinama prema Nernstovoj formuli

$$\Delta U = \frac{RT}{nF} \ln \frac{[\text{H}_1^+]}{[\text{H}_2^+]}. \quad (7.61)$$

Ovdje je R plinska konstanta $R = 8,314 \text{ J/K mol}$, apsolutna temperatura u kelvinima, F Faradayeva konstanta $F = 96\,500 \text{ As/mol}$ i n valencija iona. Koncentracija vodikovih kationa u prvoj posudi je $[\text{H}^+]_1$, a u drugoj $[\text{H}^+]_2$, dok je U_{01} potencijal unutrašnje referentne elektrode koju predstavlja Ag-AgCl elektroda. Ako se polupropusna membrana zamijeni staklenom kuglom s tankim staklenim dnom od samo $50 \mu\text{m}$, staklo će biti propusno za ione

vodika, i ako se unutrašnjost kugle ispuni razrjeđenom solnom kiselinom koja obiluje vodikovim ionima koncentracije $[H^+]_2$, može se smatrati konstantom bliskom jedinici. Postavi li se takova staklena kugla, tzv. staklena elektroda, u otopinu nepoznate pH vrijednosti, pojavit će se napon između otopine i unutrašnje referentne elektrode razmjernan logaritmu koncentracije vodikovih kationa u otopini. Zamijeni li se u izrazu (7.61) prirodni logaritam dekadskim, može se napisati da je

$$\Delta U = 2,303 \frac{RT}{nF} \log [H^+]_1 - 2,303 \frac{RT}{nF} \log [H^+]_2 + U_{01} \quad (7.62)$$

Ako drugi član konstantne vrijednosti koncentracije vodikovih kationa $[H^+]_2$ označimo naponom U_2 i umjesto $\log [H^+]_1$ napišemo da je to pH, proizlazi

$$\Delta U = -2,303 \frac{RT}{nF} \text{pH} - U_2 + U_{01} \quad (7.63)$$

Uvrste li se vrijednosti konstanti, prethodno napisane, u ovaj izraz proizlazi da je

$$\Delta U = -0,198 (273+t) \text{pH} - U_2 + U_{01} \quad (7.64)$$

Ovdje je t temperaturu okoliša izraženu u Celzijevim stupnjevima otkuda proizlazi i utjecaj temperature na mjerenja, pa je potrebno pri mjerenju provesti i temperaturnu kompenzaciju.

Na sl. 7.22. pokazana je izvedba mjerne elektrode koja se zbog staklenog polupropusnog omota zove **staklena elektroda**. Staklena elektroda propušta ione vodika, dok je prolaz drugim ionima znatno otežan. Spoj elektroda od srebra s unutrašnjom otopinom koja je 10% normalna otopina solne kiseline realiziran je sa soli ove kiseline, tj. srebrnim kloridom kojim je pokrivena srebrna elektroda. Na taj se način postiže vrlo malen i konstantan napon na spojištu. Polupropusnost staklene membrane ostvaruje se sa staklom koji kao primjese sadrži litij i barij ili stroncij, što znatno proširuje područje mjerenja za lužine do $\text{pH} = 13$. Staklenim elektrodama mogu se provesti mjerenja pH vrijednosti od 0 do 13 pH.

Da bi se mogla izmjeriti i razlika potencijala, potrebna je i druga elektroda na kojoj

se također javlja potencijalna razlika U_{O_2} . Ta razlika neće uopće utjecati na mjerenje ako se održi konstantnom i neovisnom o promjenama pH vrijednosti otopine koja se mjeri. Jedna takva elektroda je i kalomel elektroda, koja se zove po živa-kloridu, Hg_2Cl_2 , s nazivom kalomel. Ta elektroda ima preko platinske žice spoj sa živom koja se nalazi u zasićenoj otopini svoje soli živa-kloridu, Hg_2Cl_2 . Živa-klorid ima vezu preko poroznog čepa s otopinom kalij-klorida, a ova opet vezu preko drugoga vanjskog čepa od azbestnih vlakana vezu s vanjskom otopinom koja se ispituje. Čep može biti napravljen i od keramičkog materijala. KCl između dva čepa predstavlja elektrolitski most.

Kalomel elektroda ima konstantni potencijal od $U_k = +0,2444$ V prema vodikovoj elektrodi pri uporabi zasićene otopine KCl i pri temperaturi $25\text{ }^\circ\text{C}$. Ako otopina KCl nije zasićena, napon je veći pa je kod 10% normalne otopine čak $0,333$ V. Zasićena otopina je više temperaturno ovisna. Na sl. 7.23.a pokazana je izvedba kalomel-elektrode. Ima izvedaba kalomel-elektroda gdje se između kalomela, Hg_2Cl_2 i kalij-klorida, KCl nalazi još smjesa kalij-klorida, KCl i živa-klorida, Hg_2Cl_2 , koja je od čistog kalij-klorida odijeljena još jednim poroznim čepom.

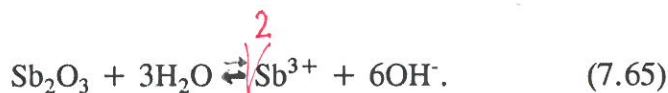
Kalomel elektroda najviše se upotrebljava kao referentna elektroda, a staklena kao elektroda osjetljiva na ione kod koje je napon elektrode razmjern koncentraciji vodikovih iona u izvanjskoj otopini. Staklene elektrode izvode se i s ravnim staklom (ne u obliku polukugle) pri određivanju pH vrijednosti kože. Postoje i znatno skuplje staklene mikroelektrode. Postoje i izvedbe gdje su u istom kućištu nalazi staklena elektroda i referentna elektroda. Kad se ne upotrebljavaju pH-elektrode, čuvaju se u boraksovoj puferskoj otopini.

Osim kalomel elektrode, kao referentna elektroda upotrebljava se i elektroda srebro-srebro-klorid, Ag/AgCl. Kako se ova elektroda izvodi, vidi se na sl. 7.23.b. Srebrna žica pokrivena je debelim slojem srebro-klorida koji je u spoju sa smjesom kalij-klorida, KCl, i srebro-klorida, AgCl, koji čine elektrolitski most, a ovaj je preko poroznog čepa od keramike ili asbesta u svezi s tekućinom koja se ispituje. Ako je kalij-klorid (KCl) u otopini zasićen, napon koji se dobiva jest $-0,199$ V prema vodikovoj elektrodi nultog potencijala. S elektrodom srebro/srebro-klorid ne može se ostvariti ona točnost kao s kalomel elektrodom,

ali se može izvesti takva elektroda malih dimenzija, pa se može naći kod izvedbe staklene elektrode (sl. 7.22) i staklene i referentne elektrode u istom kućištu prema sl. 7.23.c.

bold Staklena elektroda najviše se upotrebljava kao ionski osjetljiva elektroda, ali se može upotrijebiti i antimon-elektroda. Ta se elektroda se upotrebljava tamo gdje jednostavnost i grubost izvedbe ima primarno značenje, npr. za mjerenja kiselosti tla. S druge strane, ona se pokorava Nernstovoj formuli (7.61) samo djelomično i to u području od 2 do 7 pH, pa zato služi pretežno za mjerenje kiselosti. Njezina točnost je relativno malena. Izvodi se lijevanjem antimona u obliku štapa, pri čemu je površina antimona prekrivena antimon-oksidiom, Sb_2O_3 , tako da njegova ravnoteža dana izrazom

Y prikazana
na sl. 7.23.d



Hidroksilna skupina OH^- u vodi utječe na količinu H^+ vodikovih iona, pa se dobiva

$$U_{sb} = U_0 - 0,059 \text{ pH}. \quad (7.66)$$

Za antimonovu elektrodu je konstantni napon $U_0 = +0.1445 \text{ V}$.

7.4.2. Uređaji za mjerenje pH-vrijednosti

Budući da je unutarnji otpor pH-elektroda vrlo velik i iznosi više stotina megaoma kad je staklena i referentna elektroda uronjena u ispitivanu otopinu, potrebno je pojačalo vrlo velikog ulaznog otpora, reda veličine $10^{12}\Omega$. Tu zadaću ispunjavaju elektrometarska pojačala. [Lit. 7.10]. Struje koje se mjere su približno $10^{-12}A$. Elektrometarska pojačala izvode se najčešće s MOS-FETovima (tranzistor s efektom polja) spojenih kao diferencijalno pojačalo. MOS-FETovi su upareni i nalaze se u istom kućištu. Radi provođenja kompenzacije utjecaja promjene temperature upotrebljava se temperaturno osjetljiv otpornik u krugu negativne povratne veze.

Suvremeni pH metri mogu imati analogni i digitalni pokaz s dijelom skale od 0.1 pH.

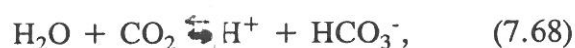
Kod analognih indikatora mogu se ocijeniti i vrijednosti od 0,02 pH. Skala pokriva područje od 0 do 1 400 mV s najmanjim dijelom od 10 mV. Digitalni indikatori povećaju mogućnosti očitavanja još za jedan red veličine iako se točnost ne može bitno povećati jer je određena elektrodama. Za provedbu umjeravanja upotrebljavaju se posebne puferske otopine s poznatom koncentracijom vodikovih kationa u točnosti $\pm 0,05$ pH, a za područje od 3 do 10 pH.

7.4.3. Pretvornici za mjerenje parcijalnog tlaka ugljik-dioksida u krvi

Mjerenje ugljik dioksida, CO_2 , u krvi svodi se na mjerenje parcijalnog tlaka $p\text{CO}_2$ u krvi koji je u linearnoj zavisnosti s pH vrijednosti u području od 1,3 do 12 kPa, pa se može napisati da je

$$[\text{CO}_2] \rightleftharpoons a(p\text{CO}_2). \quad (7.67)$$

Ovdje između ugljik-dioksida, CO_2 , i vode, H_2O , vrijedi jednadžba ravnoteže



koja se može napisati, kao i kod vode,

$$K^* = \frac{[\text{H}^+][\text{HCO}_3^-]}{[\text{H}_2\text{CO}_3]} \quad (7.69)$$

Kako je količina nastale ugljične kiseline, H_2CO_3 , razmjerna količini ugljik-dioksida iznad površine kiseline, to se izraz (7.69) može izmijeniti promjenom konstante K^* u

$$K = \frac{[\text{H}^+][\text{HCO}_3^-]}{a p \text{CO}_2} \quad (7.70)$$

Logaritmirajući tu jednadžbu (7.70) dobiva se

$$\log [\text{H}^+] + \log [\text{HCO}_3^-] = \log K + \log a + \log p \text{CO}_2. \quad (7.71)$$

Ako se sada mjesto $\log[H^+]$ uvrsti kako je definirano $\text{pH} = -\log[H^+]$, proizlazi da je

$$\text{pH} = \log [\text{HCO}_3^-] - \log K - \log a - \log p \text{CO}_2, \quad (7.72)$$

što upućuje na linearnu proporcionalnost između pH vrijednosti i parcijalnog tlaka ugljen-dioksida, $p\text{CO}_2$. Zbog velike konstantne koncentracije HCO_3^- član $\log[\text{HCO}_3^-]$ također predstavlja konstantu od koje se oduzimaju konstante $\log K$ i $\log a$, pa je

$$\text{pH} = A - \log p \text{CO}_2. \quad (7.73)$$

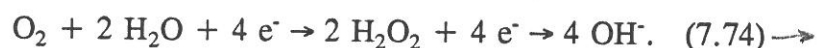
Samo mjerenje parcijalnog tlaka ugljik-dioksida zasnovano je na mjerenju pH vrijednosti u puferskoj otopini natrij-bikarbonata i kalij-klorida u kojoj se nalazi staklena elektroda, a kao referentna kalomel elektroda. Na taj se način uporabom pH-metra ugrađenog u CO_2 -elektrodu može mjeriti količina ugljik-dioksida u krvi. CO_2 -elektroda ima polupropusnu membranu samo za ione CO_2 koji iz krvi prelaze u otopinu bikarbonata. Empirijskim putem utvrđeno je da su najbolje membrane od teflona i silastika. Teflon daje dobru dugotrajnu stabilnost i točnost, a membrana od silastika zbog veće permeabilnosti ima kraće vrijeme odziva. Vrijeme odziva je nekoliko minuta. Vrijeme odziva je dulje za manje parcijalne tlakove. Debljina membrane je oko 6 do 50 μm . Na sl. 7.24. prikazana je elektroda za mjerenje ugljik-dioksida. Vodljiva membrana od teflona propušta molekule CO_2 koje se uz prisutnost vode disociraju na vodikove katione i HCO_3^- anione prema relaciji (7.68). Nastale vodikove katione određujemo ugrađenim pH-metrom, koji se sastoji od staklene elektrode i kalomel elektrode smještene u zajednički prostor i odijeljen polupropusnom membranom od odjeljka gdje prolazi krv. To se, pojednostavnjeno prikazano, vidi na sl. 7.24.b.

7.4.4. Pretvornici za mjerenje parcijalnog tlaka kisika u krvi

Mjerenje koncentracije kisika O_2 u krvi provodi se **polarografskom metodom**. Polarografska metoda omogućuje određivanje prisutnosti tvari elektrolita i neelektrolita u otopini promatranjem struje I koja protječe otopinom uz promjenu napona U među

elektrodama. Napon između elektrode linearno raste da bi pri određenoj njegovoj vrijednosti nastupila redukcija ili oksidacija tvari u otopini kada se mijenja struja među elektrodama kao posljedica kemijske reakcije koja nastaje pri tom naponu. Veličina struje je u izravnoj svezi s količinom tvari koja sudjeluje u kemijskoj reakciji. Na taj način mogu se odrediti i vrlo male količine tvari (10^{-5}N). Nakon što je reakcija protekla, struja ostaje na istoj razini uz daljnje povećanje napona dok ne nastupi kod većeg napona razgradnja druge komponente. I tako broj nastalih stepenica ovisi o broju komponenti u otopini koje stupaju u reakciju. Visina stepenice razmjerna je količini tvari koja sudjeluje u reakciji. Napon pri kojem nastaje reakcija odabire se kao srednja vrijednost između vrijednosti kod koje je došlo do promjene i kod koje je promjena prestala, a zove se **napon poluvala**. To je sve vidljivo na sl. 7.25.a. Elektroda koja služi kao katoda izvodi se kao kapajuća elektroda i koja se neprestano obnavlja jer je izvedena od kapi žive koje kapaju iz ove elektrode, prema sl. 7.25.b.

Na sl. 7.26.a prikazan je polarogram kisika otopljenog u vodi. Ovdje je napon poluvala približno 0.3 V, a konstantnost struje postiže se tek pri naponima koji su veći od 0.5 V. Reakcija koja u ovom slučaju teče može se prikazati jednadžbom



Za tu reakciju najbolje je primijeniti, prema polarogramu oko 0.7 V, kada proces dan reakcijom (7.24) teče do kraja. Ovdje je vidljivo kako se s povećanjem koncentracije kisika O_2 plato krivulje polarograma podiže linearno proporcionalno, tako da je struja koja provodi reakciju razmjerna postotku kisika.

Na sl. 7.26.b prikazana je kisikova elektroda poznata i pod imenom **Clarekova elektroda**. Kisik otopljen u krvi dolazi do membrane od polipropilena koja ga propušta u prostor ispunjen elektrolitom i u kojem je platinska elektroda (Pt) koja samo sa svojim dnom ima kontakt s elektrolitom, a inače je izolirana. Promjer platinske žice je malen i iznosi približno 25 μm . Tu se još kao referentna elektroda nalazi elektroda srebro-srebrni klorid. Polupropusna membrana od polipropilena je otporna i trajna, ali slabije propusna od teflonske, pa zato ima i duže vrijeme odziva. S teflonskom membranom debljine 25 μ može se postići odziv od samo 7s (98% maks. vrijednosti).

Struje koje se ostvaruju vrlo su slabe i kreću se u području od 10^{-9} A do 10^{-15} A. Da bi se tako slabe struje mogle mjeriti, potrebna su elektrometarska pojačala. [Lit. 7.10].

karakterističnih 7.5. Mjerenje veličina respiracije

7.5.1. Veličine respiracije

Disanje se ostvaruje povećavanjem ili smanjenjem volumena pluća, što se opet postiže spuštanjem ili dizanjem dijafragme (ošita) ili podizanjem ili spuštanjem rebara, što utječe na promjenu promjera prsne šupljine. Povećanjem volumena pluća dolazi do udisaja, a pri smanjenju volumena pluća do izdisaja zraka. Zrak struji kroz nos gdje se malo zagrije i očisti od čestica prašine, pa ulazi u dušnik, bronhije i bronhirole na čijim su krajevima skupine alveola. Alveole su vrećice promjera otprilike 0,25 mm, u čijoj se neposrednoj blizini odijeljene respiracijskom membranom, nalaze kapilare gdje zbog razlike u tlakovima pri udisaju dolazi do difuzije kisika u krv i difuzije ugljik-dioksida iz krvi u alveole pri izdisaju. Kako to izgleda, prikazano je na sl. 7.27.a, odnosno b. Broj alveola je golem, približno 300 milijuna, pa iako su pojedinačno male površine, čine sve zajedno veliku površinu kroz koju se vrši izmjena kisika, O_2 , i ugljik dioksida, CO_2 . Na sl. 7.27.a vidi se kako krv s niskim parcijalnim tlakom od 5,3 kPa kisika (40 mm Hg) pri ulasku u područje blisko alveoli na izlasku iz tog područja zbog difuzije ^{kisika iz alveole} poprima isti parcijalni tlak kao i onaj u alveoli od 13,8 kPa (104 mm Hg). Isto tako, prema slici 4.27.b krv u kapilari s povećanim parcijalnim tlakom ugljik-dioksida od 6 kPa (45 mm Hg) prema onom u alveoli pri ulasku u područje blisko alveoli postupno smanjuje parcijalni tlak zbog difuzije ^{ugljik-dioksida u alveolu} te se izjednačuju parcijalni tlakovi na izlasku s onima u alveoli, tj. 5,3 kPa (40 mm Hg). Parcijalni tlak kisika i ugljik-dioksida mjeri se pretvornicima opisanim u prethodnom poglavlju.

Kako pluća pri disanju mijenjaju svoj volumen, može se uočiti nekoliko karakterističnih plućnih volumena, kao i plućnih kapaciteta, što je prikazano na sl. 7.28. Za normalno disanje (respiracija) volumen pluća se mijenja u manjim granicama od 400 do 500 ml. To je **respiracijski volumen** ^(RV). Ako pri normalnom respiracijskom volumenu udahnemo najveću još moguću količinu zraka, onda taj udahnuti zrak zovemo **inspiracijski**

rezervni volumen^(IRV) (oko 3 000 cm³). Ako od minimalnoga respiracijskog volumena izdahnemo najveću moguću količinu zraka, onda tu količinu zraka zovemo **ekspiracijski rezervni volumen**^(ERV) (oko 1 100 cm³). Količinu još preostalog zraka koji se ne može nikako više izdahnuti zove se **rezidualni volumen** (Rez V), a taj je obično u granicama od 1 000 do 2 500 cm³.

Još se mogu uočiti tri kapaciteta a to su: vitalni kapacitet (VK), totalni kapacitet (TK) i funkcionalni rezidualni kapacitet (FRK). **Vitalni kapacitet** pluća predstavlja, prema sl. 7.28, volumen zraka što ga čovjek nakon punog udisaja izdiše do kraja do kojeg još može, te kada ostaje neizdahnut samo rezidualni volumen. Vitalni kapacitet je u mladoga odraslog muškarca otprilike 4 600 cm³, a u žene 3 200 cm³. No te se vrijednosti mogu prilično razlikovati od navedenih. **Totalni kapacitet** pluća jest cjelokupan volumen pluća (vitalni kapacitet i rezidualni volumen), a **funkcionalni rezidualni kapacitet** pluća ima rezidualnom volumenu pridodan još ekspiracijski rezervni volumen. Funkcionalni rezidualni kapacitet razmjern je starosti i visini.

Općenito se može reći da su plućni volumeni manji u žena za približno 25% nego u muškaraca, a ovisi i o starosti i visini. Mjerenje vitalnog kapaciteta jedno je od najvažnijih kliničkih mjerenja respiracije koji omogućuje ocjenu napredovanja različitih bolesti kao što su tuberkuloza, emfizem, karcinom pluća, kronična astma i bronhitis itd.

7.5.2. Spirometri

Spirometri su uređaji koji mjere volumene pluća i njihove promjene te ih mogu i registrirati na papiru. Tako se dobiva grafički prikaz koji odgovara onom prikazanom na sl. 7.28. Iz grafičkog prikaza dobivenog spirometrom mogu se odrediti respiracijski, inspiracijski i ekspiracijski rezervni volumen, te vitalni kapacitet pluća. Spirometri mogu biti mokri i suhi, zatvorenog i otvorenog tipa.

Spirometar mjeri volumen udahnutog i izdahnutog zraka tako da se pomični valjak s potpunim brtvljenjem pomiče unutar nepomičnog valjka. Nepomični valjak spojen je s

plastičnom cijevi s ustima ispitanika. Kako ispitanik diše, tako se pomiče i pomični valjak. Pomaci valjka razmjerni su promjeni volumena. Ti su se pomaci u starijim izvedbama izravno prenosili na papir koji je bio postavljen na rotirajućem bubnju. Danas se ti pomaci otporničkim pretvornikom pomaka pretvaraju u napon ili struju razmjernu pomaku pa nakon pojačanja privode pisaču. Papir pomiče motorni mehanizam ispod pisaljki pisača, kao što je to izvedeno i kod uređaja za mjerenje napona srca ili mozga. Posebna pozornost mora se pridati izradbi brtvila sa što manjim trenjem kako se ne bi ometalo kretanje pomičnog valjka. Kod tzv. **mokre izvedbe** brtvilo je riješeno tako da se stacionarni dio sastoji od dva koncentrična valjka male razlike u promjerima. Prostor između tih dvaju valjaka ispunjen je vodom, a pomični se valjak nalazi između dva koncentrična stacionarna valjka, kao što je i prikazano na sl. 7.29.a. Na taj način ostvaruje se savršeno brtvljenje uz zanemarivo trenje. Težina pomičnog valjka uravnotežuje se preko koloturnika (gornji kotač) s protuutegom koji je obješen s druge strane. Nedostatak ovog spirometra jest težina valjka i protuutega, koji svojom masom utječu na gornju graničnu frekvenciju frekvencijske karakteristike spirometra. Unutar valjka je zrak, koji se pri duljem mjerenju zatruje povećanjem ugljik-dioksida, CO_2 , i smanjenjem kisika, O_2 . Zato je ta jednostavna verzija za kratkotrajnu uporabu. Uporaba spirometra se može produljiti ako se izdisani zrak čisti. To se postiže promjenom plastične cijevi za disanje s dvostrukom cijevi, gdje izdisani zrak prolazi kroz jednu cijev, a udisani kroz drugu prema sl. 7.29.a. Kroz koju će cijev zrak prolaziti određuju ventili, koji se otvaraju samo u jednom smjeru. U proširenom dijelu cijevi za udisanje postavljaju se komadići kalcij-oksida, koji na sebe vežu otrovni ugljik-dioksid te se stvara kalcij-karbonat.

Kod **suhog spirometra** izbjegnuta je voda između dvostrukih stijenki i uteg za ravnotežu. Ovdje stacionarni dio ima samo jedan cilindar koji je spojen s pomičnim valjkom posredstvom posebne brtve od silikonske gume dovoljno duge da dopusti nesmetano kretanje pomičnog valjka (sl. 7.29.b). Ipak je u ovom slučaju trenje veće nego u prethodnome. Ta izvedba zbog manje mase ima bolju frekvencijsku karakteristiku s većom gornjom graničnom frekvencijom.

U spirometre suhog tipa ubraja se spirometar s mjehom **klinaste izvedbe**. Taj tip spirometra danas se dosta upotrebljava zbog svoje jednostavnosti. Njegov mijeh ima oblik "poluotvorene knjige" na rubovima zatvorene mijehom kao kod harmonike, kako je to

prikazano na sl. 7.29.c. Pri tome je jedna strana "korice knjige" nepomična, a druga se mijenja već prema količini izdahnutog zraka. Ovaj spirometar mjeri samo ekspiracijske volumene i vitalni kapacitet. Promjena volumena može se prikazivati izravno pisaljkom, a može imati i ugrađen potenciometrijski pretvornik pomaka za daljnju električnu obradu i priključak na računalo. Kao pretvornik pomaka može se upotrijebiti i indukcijski pretvornik. Sila koja se mora disanjem svladati vrlo je malena i iznosi otprilike 13 Pa. Tim se spirometrom osim vitalnoga kapaciteta mjeri i forsirani vitalni kapacitet (FVC), kao i forsirani izdisajni (ekspiracijski) volumen nakon prve sekunde (FEV1) te je forsirani ekspiracijski protok sredinom ekspiracije (FMEF 25%-75%) definiran kao promjena ekspiracijskog volumena između njegove 25% i 75%-tne maksimalne vrijednosti. To je prikazano na sl. 7.30.a. Važne podatke daje i krivulja protok - izdahnuti volumen za otkrivanje patologije malih dišnih putova s obzirom na položaj i veličinu maksimuma na krivulji što je prikazana na sl. 7.30.b. Veličine kao smanjeni forsirani ekspiracijski protok, povećanje rezidualnog volumena te veličina funkcionalnog rezervnog volumena i totalnoga i vitalnoga plućnoga kapaciteta važne su u dijagnostici astme, emfizema pluća, kroničnog bronhitisa itd. Pri uporabi računala mogu se odrediti još i različiti omjeri navedenih veličina.

Spirometri mogu mjeriti promjene volumena najviše od 8 do 10 litara.

Osim spirometara zatvorenog tipa, koji su do sada opisani, u uporabi su i **spirometri otvorenog tipa** koji su manjih dimenzija jer nemaju bubanj, nego mjere protok zraka s malim mjerilom protoka. Na temelju izmjerenog protoka može se odrediti promjena volumena integriranjem protoka, jer je protok

$$Q = \frac{dV}{dt} \quad (7.75)$$

Odatle je volumen

$$V = \int_0^t Q dt \quad (7.76)$$

Ti spirometri imaju znatno bolju frekvencijsku karakteristiku, jer nemaju veliku masu, tako da im je frekvencijska karakteristika linearna, a gornja granična frekvencija relativno visoka,

tj. 30 do 50 Hz. Spirometar ovakvog tipa u biti mjeri protok, a mjerilo protoka zraka zove se pneumotahograf. Protok Q određuje se brzinom v strujanja plina kroz poznati presjek S , pa je

$$Q = \frac{dV}{dt} = S \cdot \frac{d\ell}{dt} , \quad (7.77)$$

gdje je ℓ prevaljeni put čestice plina u određenom vremenu. Pneumotahograf ima u cijevi kroz koju struji plin iz pluća ugrađeno mjerilo brzine v strujanja plina. Brzina plina može se utvrditi na temelju razlike tlakova $p_1 - p_2$ nastalih na nekoj prepreci (zaslonu) strujanju, kako je to prikazano na sl. 7.31.a. Ova prepreka često se izvodi snopom cjevčica koje povećavaju otpor strujanju zraka R_c . Za laminarno strujanje plina može se reći da je brzina strujanja

$$v = \frac{p_1 - p_2}{R_c} \quad (7.78)$$

Ovdje se brzina strujanja plina v svodi na mjerenje razlike tlakova $p_1 - p_2$ ispred i iza prepreke, koja se određuje diferencijalnim tlakomjerom. Taj tlakomjer razlike tlakova pretvara u mjerenje pomaka membrane u tlakomjeru, a ti se pomaci opet mjere induktivnim ili tenzometrijskim otporničkim pretvornicima.

Brzina strujanja zraka može se utvrditi i turbinskim kotačićem postavljenim u struju zraka u cijevi prema sl. 7.31.b. Brzina okretanja ovoga kotačića ovisi o brzini strujanja zraka koji se vrti vrlo lako, okrećući turbinski kotačić, jer postoji linearni odnos između brzine strujanja zraka i broja okretaja kotačića u sekundi. Taj linearni odnos gubi se pri malim brzinama strujanja, tako da se pravi pogreška jer su pokazane vrijednosti premale.

Da bi se odredio volumen, potrebno je provesti integriranje, tako da cjelokupni uređaj uz pretvornik ima još pojačalo i integrator, pa se uz protok može prikazati i promjena volumena. Dobivene krivulje prikazuju se na monitoru, mogu se zapamtiti, a mogu se i nacrtati koordinatnim pisačem. Zapisivanje traje obično 6 ili 12 sekundi s brzinom kretanja papira 3 cm/s.

Do sada je prikazano kako se spirometrima mogu odrediti svi volumski parametri

osim rezidualnog volumena. **Rezidualni volumen** možemo odrediti jednostavnije iz funkcionalnoga rezidualnog volumena odbijanjem naknadno ekspiracijskog rezervnog volumena. Za to mjerenje postoje dvije **metode zatvorenog i otvorenog tipa**. Uporabom mokrog ili suhog spirometra funkcionalni rezidualni kapacitet možemo odrediti u zatvorenoj petlji ako spirometar, prema sl. 7.29.a, ispunimo plinom helijem He. Ako test započinje na kraju normalnog izdisaja, izmjerit će se funkcionalni rezidualni kapacitet. Test obično traje 5 minuta, za koje vrijeme pacijent normalno diše u zatvorenom krugu, ne uzimajući nikakav zrak izvana. Budući da je na početku testa koncentracija helija bila u spremniku c_{He1} , a na kraju testa postala c_{He2} , nakon što se zrak iz pluća izmiješao u potpunosti, računajući ekspiracijski rezervni volumen i rezidualni volumen, dobiva se da je

$$V_{sp} c_{He1} = (V_{sp} + V_{FRC}) c_{He2} \quad (7.79)$$

odnosno

$$V_{FRC} = V_{sp} \frac{c_{He1} - c_{He2}}{c_{He2}} \quad (7.80)$$

gdje je V_{FRC} funkcionalni rezidualni kapacitet. Rezidualni volumen V_{RV} dobiva se pošto se od V_{FRC} odbije ekspiracijski rezervni volumen.

Na sl. 7.32. je prikazan spirometar **otvorenog tipa**, tj. koji može primati izvana kisik O_2 pri svakom udisaju. Ako je na početku spremnik u svom najnižem položaju bio u potpunosti ispunjen kisikom O_2 , onda će disanjem pri svakom izdisaju izlaziti dušik iz pluća, pa će se nakon 2 do 3 minute disanjem pluća posve "isprati". Određivanjem količine dušika u kisiku naknadno se može utvrditi veličina funkcionalnog rezidualnog kapaciteta. Količina dušika N_2 može se odrediti kontinuiranim mjerenjem koncentracije N_2 i njezinim integriranjem za cijelog vremena mjerenja. Više se upotrebljava metoda koja funkcionalni rezidualni kapacitet određuje u zatvorenoj petlji.

7.5.3. Tjelesni pletizmograf (Body plethysmograph)

Tjelesni pletizmograf omogućuje mjerenje svih do sada opisanih značajnih dišnih

veličina, mjerenje volumena i kapaciteta, pa tako i funkcionalnoga rezidualnog volumena (FRV), odnosno rezidualnoga kapaciteta (RC). Osim toga, omogućuje i mjerenje otpora dišnih putova i **plućne popustljivosti** (komplijancija). Tjelesni pletizmograf je kabina (poput telefonske govornice), koja se može hermetički zatvoriti i u nju se smješta pacijent, kako je prikazano na sl. 7.33. Volumen te kabine V_1 jest približno 1 200 do 1 500 dm³, a volumen pacijenta V_2 70 do 80 dm³. U prostoru kabine sjedi pacijent koji diše preko pneumotahografa. Pneumotahograf mjeri protok zraka $Q = dv/dt$. Prolaz zraka može se pacijentu zatvoriti zasunom Z. Postoje dva manometra za mjerenje razlike tlakova p_1-p_2 izvan kabine i u kabini, kao i manometar za mjerenje tlaka p_a iza zasuna Z. Kod pletizmografa koji rade s konstantnim tlakom, a to su pletizmografi zatvorenog tipa, tlak se u kabini održava konstantnim bez obzira na promjene volumena u kabini za vrijeme disanja pacijenta. To se postiže tako da pumpa s klipom pomiče klip u skladu s radom pluća tako da se svaka promjena tlaka kompenzira. Te vrlo male promjene tlaka Δp_1 osjeća diferencijalni manometar D_1 koji upravlja pumpom što kompenzira promjene volumena ΔV_1 unutar kabine već od 0,5 cm³. Osim pletizmografa zatvorenog tipa, postoje još pletizmografi otvorenog tipa s promjenom volumena i s promjenom protoka. Svaka promjena tlaka p_1 ili volumena V_1 u kabini ovisna je o promjeni volumena V_2 i tlaka p_2 pacijentovih pluća. Volumen kabine pletizmografa jest V_p i sastoji se od volumena zraka u plućima V_2 , volumena tijela V_t i volumena preostalog u pletizmografu V_1 , što se može napisati

$$V_p = V_2 + V_t + V_1. \quad (7.81)$$

Najviše se upotrebljavaju tjelesni pletizmografi konstantnog tlaka.

Sve promjene tlaka p_2 , protoka Q i volumena V_2 registriraju se x-y pislačem i monitorom s katodnom cijevi. Veličine koje je potrebno dobiti računom računaju se ugrađenim mikroracionalom.

Funkcionalni rezidualni kapacitet može se izračunati u tjelesnom pletizmografu tako da pacijent diše i zatim mu se zasunom zatvori dovod zraka i on nastavlja disati u otežalim okolnostima. Pri tome se mjeri promjena tlaka u plućima ΔP_2 pri zatvorenom zasunu kao i promjena volumena ΔV_2 koja se dobiva praćenjem i registriranjem promjena položaja klipa,

a može se pratiti i promjenom tlaka u kabini ΔP_1 ako se klip ne pomiče, iz čega se izračuna ΔP_2 . Tlak u plućima P_2 i volumen V_2 za vrijeme disanja pri zatvorenom dovodu zraka zasunom Z jesu $V_2 \pm \Delta V$ i $P_2 \pm \Delta P$, pa se može napisati da je

$$P_2 V_2 = (V_2 \pm \Delta V)(P_2 \mp \Delta P), \quad (7.82)$$

odakle se uz zanemarenje produkta $\Delta V \cdot \Delta P$ dobiva

$$V_2 = \frac{\Delta V}{\Delta P} (P_2 + \Delta P). \quad (7.83)$$

Ovdje je P_2 izvanjski tlak, a ΔP , budući je mnogo manji od P_2 , može se zanemariti. Omjer $\Delta V/\Delta P$ dobiva se kao nagib na zastoru katodne cijevi ili se taj nagib može nacrtati koordinatnim pisačem kad su vrijednosti na koordinatama V i P . Ako onda vrijednost ovog omjera $\Delta V/\Delta P$ pomnožimo s P_2 , dobivamo volumen V_2 koji odgovara funkcionalnom rezidualnom kapacitetu.

Otpor dišnog puta R_p može se izmjeriti tjelesnim pletizmografom tako da se mjeri protok zraka Q i tlak zraka P_a u ustima kod zapriječenog disanja zaporom Z, koji odgovara alveolarnom tlaku. Otpor R_p je definiran kao

$$R_p = \frac{\Delta P}{Q}, \quad \frac{N \cdot s}{m^3}. \quad (7.84)$$

Ako se najprije snimi promjena tlaka u ustima koji odgovara alveolarnom tlaku P_A pri zapriječenom disanju zaporom u ovisnosti o promjenama volumena ΔV , onda će se na osciloskopu dobiti krivulja s nagibom $\text{tg}\alpha$ prema promjeni volumena ΔV , a pri otvorenom zaporu izmjerit će se protok zraka Q kao funkcija nastale promjene volumena ΔV kod disanja s nagibom $\text{tg}\beta$, kako je to na sl. 7.34.a i b prikazano. Omjer tih dvaju nagiba predstavlja otpor dišnih putova, pa se može napisati

$$R_p = \frac{P_A}{\Delta V} \frac{\Delta V}{Q} = \frac{P_A}{Q} \quad (7.85)$$

Kako je kod zatvorenog tjelesnog pletizmografa promjena volumena ΔV razmjerna promjeni tlaka u kabini ΔP_K , može se mjesto promjene volumena ΔV mjeriti promjena tlaka u kabini

ΔP_K , pa je

$$R_P = \frac{P_A}{\Delta P_K} \frac{\Delta P_K}{Q} \quad (7.86)$$

Treća važna veličina jest **plućna popustljivost** ili komplijancija. Ta veličina je prikazana jednadžbom (7.9) u hidrodinamici. Djelovanje pluća može se prikazati nadomjesnom shemom na sl. 7.35.c. Ovdje je R_d otpor dušnika, a otpori $R_{b1} \dots R_b$ predstavljaju otpore bronhija i bronhiola, dok električkom kapacitivnošću $C_1 \dots C_n$ predstavljena ^{je} popustljivost alveola. Kako je u elektrotehnici naboj q analogan u mehanici volumenu V , a tlak p naponu u , to se može za veličinu naboja q na nekom kondenzatoru C na koji je narinut napon u napisati da je $q = C \cdot u$ ili s analognim mehaničkim veličinama

$$C_p = \frac{\Delta V}{\Delta P} \quad , \quad \frac{m^3}{N} \quad (7.87)$$

Drugim riječima, plućna popustljivost C_p je veća ako uz istu razliku tlaka ΔP dolazi do veće promjene volumena ΔV . Ovdje je razlika tlaka ΔP razlika između tlaka u plućima i onoga izvan pluća, tj. u pleuralnoj šupljini. Taj tlak mjeri se u jednjaku, pri čemu se u jednjak postavi poseban kateter prema sl. 7.35.a. Pri disanju ta se razlika tlakova mijenja (sl. 7.35.b). Promjene volumena ΔV pri disanju mjeri se pneumotahografom, pri čemu se mjeri protok Q , a promjena volumena ΔV dobiva se integracijom protoka Q u vremenu t tako da je

$$\Delta V = \int_0^t Q dt \quad (7.88)$$

Plućna popustljivost C_p dobiva se prema izrazu (7.87).

Smanjenje plućne popustljivosti može biti posljedica fibroznih i edematoznih promjena u plućima ili kao posljedica nekih deformacija prsnoga koša zbog paralize respiracijskih mišića nastalih ozljedom leđne moždine ili od poliomielitisa.

7.5.4. Određivanje respiracijskih volumena mjerenjem električne impedancije

Impedancijska mjerenja omogućuju određivanje respiracijskog volumena i ostale

parametre volumena, ali ne s dovoljnom točnošću. Zato se uglavnom koristi u intenzivnoj skrbi za nadzor disanja pacijenta i kod novorođenčadi, gdje nije nužna i vjerna reprodukcija valnog oblika. Impedancijska metoda zasnovana je na načelu promjene impedancije mjerene na prsima sa strane zbog razlike u specifičnom otporu tkiva zbog veće ili manje ispunjenosti alveola zrakom. Mjerenjem je utvrđena približna linearnost između količine udahnutog zraka i veličine impedancije. Metoda je jednostavna, a upotrebljavaju se dvije ili četiri elektrode (sl.6.4).

$$U = I \cdot Z \quad (7.89)$$

Frekvencija izmjeničnog signala je od 20 do 100 kHz. No primjenjuju li se samo dvije elektrode, pojavljuju se ispod elektroda veće gustoće struje i neravnomjeran je utjecaj impedancije. Pri upotrebi četiriju elektroda taj je problem izbjegnuto time što se napon mjeri na drugim dvijema elektrodama kroz koje ne teče struja izvora i koje su smještene između elektroda kojima se napaja. Upotreba četiriju elektroda nešto je nespretnija zbog potrebe postavljanja četiriju elektroda mjesto dviju. Pri radu s dvije elektrode mogu se koristiti iste dvije elektrode koje služe za mjerenje napona srca, što je, svakako, prednost u intenzivnoj skrbi. Izmjenični napon dobiven na elektrodama mijenja svoju amplitudu u skladu s promjenom impedancije, a ova se opet mijenja u skladu s količinom udahnutog ili izdahnutog zraka. Da bi se promjena amplitude izmjeničnog napona pretvorila u promjene istosmjernog napona, potrebno je ugraditi i izmjenično-istosmjerni pretvornik s odzivom na vršnu vrijednost napona.

7.5.5. Mjerenje respiracije promjenom otpora gumenog prstena

Mjerenje respiracije promjenom otpora gumene cijevi izvodi se opasavanjem prsnog koša s rastegljivom gumenom cijevi ispunjenom najčešće živom ili dobrovodljivim elektrolitom. Cijev je s oba kraja zatvorena elektrodama, kako je to prikazano na sl. 7.36. Disanjem se rasteže cijev, čime se mijenja njezin otpor, jer dolazi do produljenja cijevi Δl i njezina djelomičnog suženja $-\Delta S$. Otpor cijevi je

$$R = \varphi \frac{\ell}{S} . \quad (7.90)$$

Ako se cijev produlji za $\Delta \ell$ zbog širenja prsnog koša, volumen žive u cijevi ne može se promijeniti jer živa ne može promijeniti svoj volumen $V_{\dot{z}} = S \cdot \ell = \text{konst.}$ zbog njezine nestješnjivosti, pa se izraz (7.90) može napisati

$$R = \varphi \frac{\ell^2}{V_{\dot{z}}} \quad (7.91)$$

Odatle se promjena otpora dR zbog promjene duljine za $d\ell$ dobiva deriviranjem

$$dR = 2 \frac{\varphi}{V_{\dot{z}}} \ell \, d\ell = 2R \frac{d\ell}{\ell} , \quad (7.92)$$

odnosno dijeljenjem s R

$$\frac{dR}{R} = 2 \frac{d\ell}{\ell} \quad (7.93)$$

Ako pluća predočimo valjkom polumjera baze r i visine s kome se zbog disanja mijenja r , onda je volumen pluća

$$V_{pl} = r^2 \pi s . \quad (7.94)$$

Izrazimo li polumjer r opsegom ℓ , što predstavlja duljinu cijevi ℓ , onda je

$$r = \frac{\ell}{2\pi} \quad (7.95)$$

Uvrštavanjem jednadžbe 7.95. u jednadžbu (7.94) dobiva se

$$V_{pl} = \frac{\ell^2}{4\pi} S . \quad (7.96)$$

Odnosno promjena duljine gumene cijevi $d\ell$ nastala promjenom plućnog volumena dV_{pl} je

$$\frac{d\ell}{\ell} = \frac{1}{2} \frac{dV_{pl}}{V_{pl}} \quad (7.97)$$

Kako je relativno produljenje $d\ell/\ell$ razmjerno relativnoj promjeni otpora $1/2 dR/R$ prema jednadžbi (7.93), to relativnom povećanju volumena pluća $dV_{p\ell}/V_{p\ell}$ zbog udahnutog zraka proizlazi da je razmjerna relativna promjena otpora cijevi dR/R , odnosno da je relativnoj promjeni količine udahnutog i izdahnutog zraka razmjerna relativna promjena otpora prema izrazu

$$\frac{dR}{R} = \frac{dV_{p\ell}}{V_{p\ell}} \quad (7.98)$$

U ovom slučaju aproksimacije plućnog volumena s valjkom konstanta proporcionalnosti k , koja se mogla napisati ispred $dV_{p\ell}/V_{p\ell}$ je 1. Uz aproksimaciju s pulzirajućom kuglom konstanta proporcionalnosti k bila bi $2/3$, pa se, prema tome, bez obzira na oblik pulzirajućeg tijela, zadržava **linearna proporcionalnost** samo uz različitu veličinu konstante proporcionalnosti k .

Osim navedenih načina, ima i niz još drugih rješenja za kvalitativno mjerenje respiracije. Mjesto rastegljive gume može se upotrijebiti nerastegljiva vrpca s induktivnim pretvornikom pomaka na krajevima vrpce. Zbog disanja pomiče se željezna jezgra induktivnog pretvornika i time se mijenja induktivitet.

Za nadzor respiracije novorođenčeta (apnea monitoring) može se upotrijebiti NTC otpor (s negativnim temperaturnim koeficijentom) smješten ispred nosnog otvora. Pri disanju izdahnuti topli zrak koji puše preko NTC otpora smanjuje njegov otpor, a udahnuti hladniji zrak pri udisanju povećava vrijednost NTC otpora. Te promjene NTC otpora ΔR pretvaraju se onda mosnim spojem u promjene napona, koji se pojačava i dovodi pisaču koji ispisuje respiracijsku krivulju.

7.6. Mjerenje koncentracije plinova respiracije

7.6.1. Općenito

Sastav smjese dišnih plinova posebno je važan za dobivanje podataka o funkcioniranju

pluća. U tom smislu najvažnije je odrediti parcijalni tlak ili molarni udio u postocima % kisika, O_2 , ugljik-dioksida, CO_2 i dušika, N_2 , u smjesi udahnutog i izdahnutog zraka. Koncentracija pomoću odgovarajućih pretvornika za svaki određeni plin prati se kontinuirano uz neprekidnu informaciju na indikatoru. U nekim primjerima, gdje kontinuirana informacija nije potrebna, mogu se u određenim trenucima uzimati uzorci i analizirati u laboratoriju tzv. mokrim kemijskim metodama, no utrošak je vremena znatno veći i postupak nespretniji, ali i jeftiniji. Vrijeme reakcije uređaja pri promjeni koncentracije plina jest približno 100 ms, što najčešće zadovoljava. Katkada se od kontinuiranog mjerenja ne može pretvornik smjestiti uz samog pacijenta, nego je potrebno uzimati katetere koji mogu biti dugi i do 1.5 m, što može utjecati na produljenje vremena odziva. Poseban utjecaj na točnost mjerenja ima vodena para. Utjecaj vodene pare može se donekle isključiti zagrijavanjem naprava kojima se mjeri.

Sastav smjese dišnih plinova ili samo jednog ili dva od njih vrlo se često upotrebljava u intenzivnoj skrbi. Najčešće se određuje ugljik-dioksid izražen u postocima njegove količine u smjesi. Ako je potrebno odrediti koncentracije triju ili više plinova pri disanju, upotrebljava se **maseni spektrograf** koji omogućuje određivanje sastava plinova s većom točnošću, ali i cijenom koštanja.

IN Uređajima za anesteziju uz koncentraciju kisika O_2 mjeri se i koncentracija dušik - monoksida, CO , plina za anesteziju, N_2O , poznatog i pod imenom "rajski plin", i drugih jačih anestetika, kao što je halotan, enfluran i sl. Često postoji i mogućnost mjerenja CO_2 . Od mehaničkih veličina kontrolira se respiracija i krvni tlak. Osim toga, za vrijeme operacije priključen je elektrokardiograf i elektroencefalograf. Neki od navedenih veličina nastavljaju se i dalje mjeriti nakon operacije u jedinicama za intenzivnu skrb.

7.6.2. Mjerilo koncentracije ugljik-dioksida u izdahnutom zraku

Uređaj za mjerenje CO_2 djeluje na načelu apsorpcije infracrvene energije određene valne duljine od molekula plina koji se ispituje. Osim CO_2 ovom se metodom može odrediti i koncentracija ugljik-monoksida, CO , i plinova za anesteziju: dušik-monoksida, N_2O , halotana i vodene pare.

Uređaj se sastoji od izvora infracrvenog zračenja (ugrijana tanka žarna nit) na koji se priključuju dvije komore valjkastog oblika (sl. 7.37). Kroz prvu prolazi infracrveno zračenje i plin koji se ispituje, a kroz drugu, referentnu komoru prolazi zraka infracrvenog zračenja kroz plin (referentni plin) koji ne apsorbira infracrvenu energiju i u kojoj nema plina koji se ispituje. U nastavku se nalazi detektor koji otkriva postojanje ispitivanog plina.

Detektor se sastoji od dviju komora, A i B, u produžetku prije spomenutih komora, kako je to prikazano na sl. 7.37. U tim je komorama isti plin koji se ispituje kako bi mogao apsorbirati prispjelu energiju. Infracrveno zračenje biva više ili manje apsorbirano, ovisno o koncentraciji plina koji se ispituje, tako da se plin u komori A detektora više ili manje zagrijava u ovisnosti o koncentraciji ispitivanog plina. U drugoj, B komori detektora maksimalno je zagrijavanje jer ^{plin u} drugom valjaku (referentna ćelija) ne apsorbira infracrveno zračenje. Većim zagrijavanjem plina u komori B detektora on se širi i odmiče membranu m od čvrste elektrode, a posljedica je smanjenje kapaciteta između čvrste elektrode e i pomične membrane m. Pomična membrana m jedna je obloga kondenzatora. Kako bi se izbjegli utjecaji drugih izvora infracrvenog zračenja, infracrveno zračenje izvora isprekidano je rotirajućim kotačem s rupicama, tako da infracrveno svjetlo prolazi isprekidano. Na taj način i membrana titra, a amplituda titraja razmjerna je koncentraciji plina*).

Da bi se na pločama kondenzatora pojavio naboj q_0 potrebno ga je dovesti iz naponskog izvora E prema sl. 7.37. Sada je na pločicama naboj q_0 , a zbog njihova gibanja dobiva se napon u kao funkcija razmaka membrane m od čvrste elektrode e, tako da se može napisati da je

$$u = \frac{q_0}{\epsilon_0 \cdot \epsilon' \cdot S} (d_0 + \Delta d); \quad u = E \left(1 + \frac{\Delta d}{d_0} \right). \quad (7.99. a i b)$$

Kao osjetila promijenjene temperature u komorama A i B mogu se upotrijebiti i termoparovi. Interferentna ćelija odstranjuje utjecaj komponenti koje se ne žele analizirati. Budući da je odnos između koncentracije plina i pomak membrane nelinearan, potrebno je provesti i linearizaciju. Uređaji koji rade na načelu apsorpcije infracrvenog zračenja mjere

*) Infracrveni apsorpcijski analizator opširnije je opisan u knjizi A. Šantić **Elektronička instrumentacija**, III. izdanje, Školska knjiga, Zagreb, 1993.

koncentracije za medicinske namjene u procentima do: 10% za CO₂, 100% za N₂O, 3% za halotan i 0,3% za CO.

7.6.3. Mjerilo koncentracije dušika u izdahnutom zraku (nitrometar)

Pri ispitivanju nejednolike ventilacije pluća, kao i pri određivanju rezidualnog volumena, upotrebljava se analizator dušika ili nitrometar. Mjerenje je zasnovano na luminiscenciji dušika u ioniziranom stanju. Luminiscencija dušika pojavljuje se u ultraljubičastom području. Nitrometar je prikazan na sl. 7.38. Smjesa plina u kojem je jedna komponenta dušik prolazi kroz cijev koja ima odvojak jednog dijela te smjese. U odvojuku vlada mali podtlak od približno 500 Pa, tako da uvlači smjesu s dušikom u valjčastu komoru koja na suprotnim stranama ima elektrode pod istosmjernim naponom od 1 000 do 2 000 V. U tako dobivenom električnom polju dolazi do ionizacije dušika, koji onda emitira ultraljubičasto svjetlo valne duljine od 310 do 480 nm. Reflektirajuće površine reflektiraju to svjetlo prema filtru koji propušta samo valne duljine zračenja dušika, a ostale valne duljine drugih komponenata prigušuje. Ultraljubičasto svjetlo se fotodiodom pretvara u napon koji je funkcija jačine ultraljubičastog svjetla odnosno količine dušika u smjesi. Budući da je napon na fotodiodi funkcija koncentracije dušika nelinearna, potrebno je nakon pojačanja ovog malog napona provesti i linearizaciju. Linearizacijom se dobiva linarni odnos između koncentracije dušika i pokazane vrijednosti na indikatoru.

7.6.4. Mjerilo koncentracije kisika u izdahnutom zraku (oksimetar)

Mjerenje koncentracije kisika jedan je od vrlo bitnih parametara postoperativne intenzivne skrbi i za nadzor anestezije za vrijeme operacije da se izbjegnu neželjeni incidenti. Kod nekih senzora koristi se velika osjetljivost molekule kisika na magnetsko polje. Molekula kisika ima paramagnetična svojstva koja se također mogu iskoristiti u indikaciji prisutnosti kisika O₂. Ipak se danas najviše upotrebljavaju polarografski senzori, koji se nakon višemjesečne upotrebe moraju zamijeniti novima. Polarografska metoda je opisana u poglavlju 7.4.4. gdje je služila određivanju kisika u krvi. U ovom slučaju u određivanju

kisika O_2 u smjesi s ostalim plinovima nema bitne razlike, jer je načelo isto osim u izvedbi same polarografske elektrode koja je prikazana na sl. 7.39. Senzor se sastoji od srebrne anode i zlatne katode koja je zaštićena od plina što struji tankom membranom od teflona. Obje elektrode su u vodenoj otopini KCl . Kisik prolazi kroz teflonsku membranu i djeluje s katodom prema jednadžbi



U poglavlju 7.4.4. prikazano je da je struja koja teče kroz ovaj senzor razmjerna koncentraciji prisutnog kisika. Struju koja teče između anode i katode tjera napon od 0,7 V iz posebnoga naponskog izvora. To osjetilo potrebno je promijeniti nakon 3 do 6 mjeseci. Tim se instrumentom može postići točnost od $\pm 1\%$. Pri tome se temperatura osjetila mora održavati konstantnom. Uz promjenu temperature od $16\text{ }^\circ\text{C}$ pogreška se povećava za $\pm 3\%$. Oksimetar najčešće pokriva područje mjerenja koncentracije kisika od 0 do 25%. Dobivene male promjene struje nastale promjenom koncentracije kisika povećavaju se pojačalom do vrijednosti potrebne za prikaz na analognom ili digitalnom indikatoru.

7.6.5. Spektrometri masa

Svjetlo se može rastaviti na svoje osnovne boje koje čine spektar na temelju različitih valnih duljina. Isto tako može se rastaviti smjesa plinova na temelju različitih masa njihovih pozitivnih iona ili, točnije, kvocijenta masa/naboj. Ako te komponente imaju isti naboj, onda se razlikovanje komponenti smjese plinova svodi na razlike masa njihovih iona.

Da bi se razlučivanje masa provelo, spektrometar masa sastoji se od tri dijela prema slici 7.40. U prvom se usisava dio plinske smjese koja struji u prostor gdje se obavlja ionizacija plina da bi se tako nastali ioni mogli ubrzavati pod utjecajem električnog polja E . Ionizacija se provodi da se u struju elektrona koji su emitirani iz katode k prema anodi a navode molekule plinova koje se ioniziraju njihovim sudarom s elektronima. Ionizacija nastaje izbijanjem elektrona iz vanjskih ljuski atoma. U drugom dijelu pod utjecajem električnog polja E između elektroda e_1 i e_2 na ione, zbog njihova naboja q , djeluje sila F

koja ih ubrzava. Napuštanjem mrežaste anode e_2 ioni imaju jednaku brzinu v na mjestu gdje ulaze u jako magnetsko polje B koje ih zakreće po putanji kružnice različitog polumjera r u ovisnosti o veličini kvocijenta m/q prema izrazu

$$r = \frac{1}{B} \sqrt{\frac{2m}{q} U} \quad (7.101)$$

Treći dio sastoji se od onolikoga broja kolektora koliko se komponenata smjese plinova analizira. Svaki kolektor smješten je na mjestu koji odgovara polumjeru kružnice po kojoj se giba ion mase koja odgovara određenom plinu u smjesi. Pri ispitivanju dišnih plinova najčešće se analiziraju kisik, O_2 , dušik, N_2 , i ugljik-dioksid, CO_2 , dok se u uređajima za anesteziju analiziraju uz plinove ugljik-dioksid, CO_2 , kisik, O_2 , i anestetici kao što je halotan i sumpor-heksafluorid. No ne mogu se analizirati ugljik-dioksid, CO_2 , i kisik, O_2 , uz prisutnost dušik-oksidula, N_2O , ili etera. Zbog njihovog približno istog omjera masa/naboj m/q .

Razlučivanje plinova može se provesti i na drugi način uporabom jednoga kolektora na koji se dovode ioni različitih masa promjenom magnetskog polja B koje im mijenja polumjer putanje r tako da ioni svih komponenata prođu kroz ^{otvor} kolektora. U ovom slučaju vrši se vremenski multipleks, jer svaka komponenta šalje svoju količinu naboja preko istog kolektora određeno kraće vrijeme, pa je potrebno dobivene padove napona na otporu R nakon pojačanja dovoditi na sklopove za uzimanje i zadržavanje uzorka (S&H). Postoji mogućnost da se količine plinova pretvorene u parcijalne tlakove prikažu kao funkcije promjene magnetske indukcije B .

Postoje i druge izvedbe spektrometara masa temeljene na razlici vremena prolaza iona različitih plinova. U ovom slučaju napon između dviju elektroda djeluje u impulsima, odnosno napon djeluje samo određeno kratko vrijeme, nakon čega slijedi stanica istog trajanja. Posljedica je da ioni manjeg omjera m_i/q_i stignu prije od onih većeg omjera m_i/q_i , te se na taj način međusobno separiraju.*)

*) O spektrometrima masa dan je opširniji opis u knjizi A. Šantića: **Elektronička instrumentacija**, 3. izdanje, Školska knjiga, Zagreb, 1993.

Spektrometri masa imaju veću točnost od drugih metoda i omogućuju kontinuirano i istodobno praćenje koncentracija više komponenata plina u smjesi s dosta brzim odzivom od 100 ms za promjenu koncentracije od 2% do 90%. Danas spektrometri omogućuju praćenje i do osam komponenata plina istovremeno.

Literatura:

- 7.1. R.S.C.Cobbold: Transducers for Biomedical Measurements. Principles and Applications John Wiley & Sons. New York. London, 1974.
- 7.2. J.G.Webster (editor): Medical instrumentation. Application and design. Houghton Mifflin Company. Boston, 1978.
- 7.3. Babsky, Khodorov, Kositsky, Zubkov: Human physiology. Vol. 1 & 2. Mir publishers Moscow, 1972.
- 7.4. J.Woodcock (editor): Clinical Blood Flow Measurement. Sector Publishing Limited. London, 1976.
- 7.5. M.R.Neuman, D.G.Fleming, P.W.Cheung, W.H.Ko: Physical Sensors for Biomedical Applications. CRC Press. Inc. Boca Raton, Florida, 1979.
- 7.6. W.Welkowitz, S.Deutsch: Biomedical Instruments. Theory and Design. Academic Press. New York, 1976.
- 7.7. ~~Richard~~ Skalak, ~~Shu~~ Chein (editors): Handbook of Bioengineering. McGraw Hill. Book Company. New York, 1986.
- 7.8. R.S.Khandpur: Handbook of Medical Instrumentation. Tata. McGraw Hill. Publishing Company Ltd. New Delhi, 1989.
- 7.9. J.W.Bellville, Ch.S.Weaver: Techniques in Clinical Physiology. Collier Macmillan Ltd. London, 1969.
- 7.10. A.Šantić: Elektronička instrumentacija. III. dopunjeno izdanje. Školska knjiga, Zagreb, 1993.
- 7.11. H.S.Wolff: Biomedical Engineering. World University Librery. London, 1970.
- 7.12. J.Kline (editor): *Biomedical Foundations of Biomedical Engineering. Little Brown & Co. Boston. 1976.*

8. MJERNI UREĐAJI U INTENZIVNOJ SKRBI I MEDICINSKA TELEMETRIJA

8.1. Sustavi intenzivne skrbi

Intenzivna skrb provodi se na bolesnicima u teškom fizičkom stanju kojima je život u opasnosti. Zahvaljujući pretežno elektroničkim uređajima, u intenzivnoj skrbi mogu se prepoznati teška stanja bolesnika u kojima im je život ugrožen. Ti uređaji takva stanja mogu mnogo bolje pratiti i registrirati nego oko medicinske sestre kojoj je nekad skrb za teško oboljelog pacijenta bila isključivo prepuštena. Ti uređaji pojavili su se tek s razvitkom osjetljive elektroničke mjerne instrumentacije. Prva jedinica intenzivne skrbi opremljena elektronskim uređajima pojavljuje se 1958. godine u Baltimoreu u SAD, a u Europi u Aarhusu 1965. godine. Intenzivna skrb provodi se u posebnim prostorijama u bolničkim odjelima gdje su smješteni bolesnici u kritičkim stanjima s ugroženim vitalnim funkcijama. Tako se jedinice intenzivne skrbi nalaze na kirurškim odjelima, koronarnim jedinicama, u rodilištima za nedonošćad, na traumatološkim odjelima za cerebrovaskularne bolesti i slično. Intenzivna skrb obuhvaća, uz neprekidan nadzor nad stanjem bolesnika, i mogućnost vrlo brze intervencije, kako bi se tako kritično stanje odstranilo bolesnik održao na životu. Uređaji za nadzor pacijenta su ^{većinom} elektronički, a za spasavanje i održavanje pacijenta na životu primjenjuju se tek manjim dijelom. Ovdje će biti opisane samo elektroničke aparature. Tip uređaja koji će se upotrijebiti za nadzor ovisi o vrsti fiziološkog parametra koji je potrebno pratiti. Fiziološki parametri koji se prate ovise dijelom i o vrsti jedinice intenzivne skrbi. Tako se mogu nabrojiti sljedeći fiziološki parametri:

1. naponi srca; prikaz valnog oblika (EKG),
2. broj otkucaja srca u minuti; puls,
3. krvni tlak; prikaz valnog oblika; sistolički, dijastolički i srednji tlak,
4. respiracija; prikaz valnog oblika i broj udisaja u minuti i
5. temperatura.

Mogu se katkad još mjeriti i ovi parametri:

6. srčani izlaz (output),

7. parcijalni tlak ugljik-dioksida ($p\text{CO}_2$).

Ti posljednji navedeni parametri zajednički su većini jedinica intenzivne skrbi, a karakteristični su za koronarne jedinice.

U porodiljstvu je uz prikaz EKG-a i broja otkucaja srca u minuti posebno važno pratiti respiraciju: kako valni oblik, tako i broj udisaja novorođenčeta u minuti. Kod novorođenčeta, naime, disanje može biti vrlo neravnomjerno ili čak može potpuno prestati, što predstavlja tzv. apneu, tako da je posebno važan nadzor apnee, kada se mora momentano pristupiti oživljavanju. Vrlo je važno i mjerenje temperature tijela djeteta, kao i inkubatora u kojem se nalazi. Katkada se zbog nedovoljnoga disanja novorođenčeta pojavljuje nedostatak kisika, tako da ono postaje plavo (blue baby) zbog cijanoze. Tada se novorođenčetu dovodi kisik u većoj količini od one koja je u zraku, pa ga je potrebno kontrolirati kao parcijalni tlak u arterijskoj krvi ($p\text{O}_2$). U nekim slučajevima i djetetu se mjeri krvni tlak. U jedinicama intenzivne skrbi u neurologiji uz nadzor vitalnih parametara (EKG, tlak i respiracija) nalazi se obično i dva kanala elektroencefalografa (EEG). U neurološkoj intenzivnoj skrbi uglavnom su pacijenti s cerebralnom komom, vaskularnim poremećajima, s trovanjem živčanog sustava, s nekim oblicima epilepsije i bolesti kralješničke moždine. Uz navedene vremenske prikaze napona srca, tlaka, temperature i sl. mnogi uređaji intenzivne skrbi imaju i prikaz **trenda**, tj. prikaz neke karakteristične veličine koja se sporije mijenja, kao što je temperatura, sistolički i dijastolički tlak, otkucaji srca u minuti itd. tijekom duljeg razdoblja s jednim zapisom na monitoru. Taj zapis može prikazati promjene navedenih veličina u trajanju i do 24 sata, ali se trajanje može izabrati i za kraće vremenske intervale, npr. od 15 minuta do nekoliko sati.

Uređaji za mjerenje vitalnih parametara bolesnika smješteni su uz krevet kako bi bolesnik bio povezan sa što kraćim dovodima, jer dugi dovodi mogu biti izvor smetnje. Uz elektroničke mjerne uređaje mora tu još biti smješten dovod kisika s nekoga središnjeg mjesta ili boca s kisikom te dovod komprimiranog zraka za mješanje s kisikom, zatim aspiratori s visokim i niskim podtlakom, koji mogu posluživati do tri kreveta. Kreveti moraju biti izvedeni tako da se ispod kreveta može smjestiti rentgenska cijev za potrebe eventualnih rentgenskih snimanja. Uz električke mjerne uređaje za praćenje funkcije vitalnih parametara

tu se mora nalaziti i defibrilator za defibrilaciju srčanih klijetki, ako dođe do fibrilacije. U koronarnoj intenzivnoj skrbi još se nalaze i srčani ekstrakorporalni stimulatori kao vodiči srčanog ritma za privremenu transvensku stimulaciju srca. Defibrilatori i srčani stimulatori, kako implantirani, tako i izvantjelesni, opisani su u poglavljima 9.5. i 9.4.2. Isto tako, u dosadašnjim poglavljima već je opisan rad uređaja za mjerenje i registraciju vitalnih parametara. Za mjerenje vitalnih parametara na pacijenta se priključuju elektrode za mjerenje srčanog napona i ritma, a često i respiracije. Za mjerenje krvnog tlaka primjenjuje se za kraće vrijeme praćenja invazivna metoda, a za dulja vremenska razdoblja neinvazivna metoda. Također se mjeri i temperatura. Za neka mjerenja potrebno je provesti intubaciju, postavljanjem cijevi u usta. Sve to prilično opterećuje pacijenta, tako da se poboljšanjem njegova zdravstvenog stanja pojedini mjerni pretvornici uklanjaju. Osim pretvornika, tu su i brojna pojačala i dvodimenzijski indikatori (monitori) s katodnom cijevi ili jednodimenzijski numerički prikazi, najčešće izvedeni s tekućim kristalima. Danas se sve više upotrebljavaju jednodimenzijski numerički prikazi s grafičkim prikazom na zastoru monitora. Svi ti elementi smješteni su u jedinicu koja se nalazi uz krevet pacijenta. Katkada se na jednom monitoru prikazuju i podaci izmjereni na pacijentama s dva ili četiri susjedna kreveta. Svi izmjereni vitalni parametri s jedinica smještenih uz krevet pacijenta prenose se do središnje jedinice, gdje se prikazuju na jednom višekanalnom monitoru ili više monitora. Uz napone srca na monitoru se mogu vidjeti i vremenske krivulje respiracije. Sistolički i dijastolički tlak prikazuju se brojčano na istom monitoru ili posebnim indikatorima. Isto tako, svaka pogreška nastala u mjerenju napona srca ispisuje se na mjestu gdje je prikazana krivulja napona srca. Najčešća je takva pogreška ispadanje elektrode.

Budući da pozornost medicinske sestre ne može uvijek biti usredotočena na sve višekanalne ispise na monitoru, a koji odgovaraju svakom pojedinom pacijentu, predviđeni su zvučni i optički alarmi. Ti alarmi skreću pozornost medicinske sestre na pacijenta kome su ugrožene neke vitalne funkcije. Najčešće su alarmi vezani za mjerenje broja otkucaja srca i broja udisaja te temperature tijela. Netom koja od navedenih veličina premaši određenu granicu što ju je prethodno postavio liječnik, oglašuje se alarm, kako bi dežurna sestra bila upozorena da mora obratiti posebnu pozornost dotičnom bolesniku i intervenirati. Svaki nedostatak nastao na uređaju kao padanje elektrode, zbog čega nije moguće provoditi mjerenje na bolesniku, popraćen je alarmom i ispisom na zastoru monitora uz mjesto

U vrijeme mjerenja do te vrijednosti dovode preveliku brzinu informacija, a može se
više razina signalizacije s redoslobom ulaznih parametara prema prioritetima. To
se može ostvariti iuključivanom instrumentacijom uz primjenu neuronelke uvida.

182

194

predviđeno za tog pacijenta. Česti kvarovi frustriraju medicinsko osoblje, jer se najčešće misli na izostanak vitalnih funkcija, tako da se danas nastoji što više poboljšati kvaliteta i pouzdanost uređaja. Neke izvedbe uređaja za intenzivnu skrb imaju alarm izveden u dvije razine, pa se za život opasne promjene vitalnih parametara oglašavaju tonom jačeg intenziteta ili boje od onih nastalih zbog manje opasnih razloga kao što je npr. aritmija. U intenzivnoj skrbi novorođenčeta alarm se daje ako prestane disanje (apnea monitoring). *

Pojave koje se prikazuju na monitoru zapisuju se istovremeno i na magnetsku vrpcu. Budući da bi se na taj način na vrpici zapisalo i mnogo nevažnih podataka, zapisi na vrpici brišu se nakon otprilike 10 minuta. U slučaju da je došlo do poremećaja, zbog kojeg se daje alarm, zadržavaju se zapisani podaci koji su prethodili 10 minuta prije alarma. To se postiže magnetskom vrpcom određene duljine kojoj je kraj spojen s početkom, pa čini zatvorenu petlju. ^{Ovakav način se danas rijetko upotrebljava.} Memoriranje na disku ili, češće, RAM memorijama također je kontinuirano, i nakon 10 minuta se briše kako ne bi RAM memorija bila prevelika. Za prikaz valnih oblika EKG-a ili respiracije na monitoru s katodnom cijevi može se zadržati zapis na katodnoj cijevi s pamćenjem (pamćenje na rešetki katodne cijevi) ili digitalnim putem, kada se podaci koji se prikazuju na zastoru katodne cijevi memoriraju u RAM memoriji ili s posmačnim registrima s onoliko mjesta kolika je rezolucija slike na zastoru u horizontalnom smislu. Kod digitalnog zapisa novi podaci se neprekidno upisuju, a stari brišu. Isto tako, bez dodavanja novih podataka, a s time da se podaci s izlaza vraćaju na ulaz (FIFO), dobiva se nepomični prikaz (freeze). * Memorirani podaci mogu se poslije registrirati na papiru ili se jedan njihov dio može tiskati štampačem.

Broj kreveta koji se priključuju na jednu centralnu jedinicu obično nije veći od osam. No češće se susreću jedinice s četiri priključena kreveta. Intenzivna skrb može biti **otvorenog tipa**, kada su svi kreveti smješteni u jednoj većoj prostoriji kao i središnja kontrolna jedinica. Nedostatak je te izvedbe što intervencija kod jednog bolesnika može uznemiriti ostale. Danas se više izvodi intenzivna skrb **zatvorenog tipa**, gdje se svaki bolesnik nalazi u svojoj prostoriji, a središnja jedinica smještena je u posebnoj ostakljenoj prostoriji. Prostorije s pacijentima također su ostakljene tako da se svaki bolesnik može vidjeti iz središnje jedinice,

Školska knjiga, Zagreb

* Šantić, **Elektronička instrumentacija** 3. izdanje, Poglavlje 7.2.6, str. 315.

a da se pri intervenciji kod jednog bolesnika drugi ne uznemiruju.


Kada se stanje bolesnika toliko popravilo da on može ustati, ali mu je potreban još nadzor jednog vitalnog parametra ili dvaju, može se upotrijebiti **telemetrijski uređaj** kako bi se bolesniku omogućila izvjesna sloboda kretanja. Kao parametar najviše se prenosi EKG, a iz njega se brojenjem R-zubaca određuje srčani ritam. Telemetrijski uređaj može biti izveden kao utična jedinica u jedinici smještenoj uz krevet.

Uređaji intenzivne njege smješteni uz krevet pacijenta mogu biti izvedeni pojedinačno prema vitalnoj funkciji koju mjere. U takvom slučaju svaka se vitalna funkcija mjeri zasebnim uređajem s vlastitim napajanjem, a može se izvesti i kao jedinstvena cjelina za mjerenje svih parametara u jednoj jedinici s zajedničkim izvorom napajanja. To je najjeftinije rješenje. Treća mogućnost izvedbe su utične (plug in) jedinice s zajedničkim monitorom i napajanjem, a za svaki parametar postoji posebna utična jedinica koja se utiče u zajedničku kutiju s više odjeljaka. Na taj način može se proširivati i mijenjati broj priključnih jedinica prema potrebi, što daje veću fleksibilnost, kao što je prikazano na sl. 8.1.a. Jednostavnim odabirom utičnih jedinica odabiru se mjerni parametri. Sve te mjerne veličine vode se na središnje mjesto, gdje se prikazuju na monitoru i u kritičnim trenucima automatski je zapisuju na magnetsku vrpcu. Akustički i optički signali prenose se također do središnje jedinice, no komunikacije između središnje jedinice i jedinice uz krevete u ovoj izvedbi ne postoji.

Utične jedinice su za mjerenje krvnog tlaka, respiracije, temperature, a EKG s mjerenjem pulsa fiksno je ugrađen s katodnom cijevi na kojoj se mogu vidjeti dva do četiri elektrokardiograma. Uz digitalni prikaz mogu se ugraditi i utične jedinice s analognim prikazom radi veće preglednosti. Također postoji i mogućnost postavljanja granica za alarme.

Mnogo veće mogućnosti pružaju uređaji intenzivne skrbi u digitaliziranom obliku. Naponi srca ili promjene krvnog tlaka i temperature pretvoreni pretvornicima u napone najčešće se privode multipleksoru koji ih u slijednim vremenskim razmacima privodi analogno-digitalnom pretvorniku. Između elektroda ili pretvornika i multipleksora postavljena su pojačala koja pojačavaju signal na zahtijevanu vrijednost na ulazu A/D pretvornika. Nakon analogno-digitalne pretvorbe signali se u digitalnom obliku kao binarni broj privode preko

kratkotrajnih memorija mikroprocesoru. Jedna jedinica može mjeriti do četiri različite veličine s četiri kreveta, a centralna jedinica može prihvaćati podatke s dvije takve jedinice, odnosno osam kreveta. Ti podaci prikazuju se na zastoru monitora koji može prikazati do osam pojava, kao što je to prikazano na sl. 8.1.b. To mogu biti dvije pojave s četiri kreveta ili jedna pojava s osam kreveta. U posljednjem slučaju to je najčešće elektrokardiogram. Kod prikaza dviju veličina s jednog kreveta to uz elektrokardiogram može biti i respiracija ili ^{krvni} tlak. Također to može biti i prikaz tzv. trenda, pod čim se razumijeva grafički "zgnusnuti" prikaz neke veličine u duljem periodu. To su najčešće temperatura, krvni tlak ili respiracija. Na monitoru se ispisuju i brojevi podaci o navedenim mjernim veličinama što je također vidljivo na sl. 8.1.b. Mikroprocesori omogućuju prikaz mjernih krivulja na određenom mjestu na zastoru monitora, računaju broj otkucaja srca u minuti iz izdvojenih R-zubaca elektrokardiograma, ili broj udisaja u minuti, zatim osiguravaju u slučaju alarma zapis mjenog signala s pisačem ili tiskanje nekih numeričkih podataka matričnim štampačem. Broj pisaača obično nije veći od dva (jedan jednokanalni i jedan dvokanalni), ali treba biti omogućen dolazak podataka s bilo kojeg kreveta, prema prioritetu, na te pisaače. Neke komande s upravljačke ploče prenose se opet na uređaj uz krevet bolesnika. Zbog navedenih razloga sve se više upotrebljava multiprocesorska arhitektura. To se može vidjeti na sl. 8.2.

Povezivanje između jedinica uz krevete i središnje jedinice u digitaliziranim izvedbama obavlja se preko paralelne sabirnice IEEE 488 (HP-IB) za udaljenosti manje od 20 metara, a za veće se udaljenosti upotrebljava u nekim slučajevima serijska sabirnica RS 232 C. Ima izvedaba gdje se koriste osobna računala (PC), pa se međusobno povezivanje obavlja posredstvom ETHERNET mreže. U ovom slučaju mogu se preko tipkovnice i "miša" odabrati mjerne veličine i odgovarajući prikaz tako da se može i upravljati s jedinicama smještenim uz krevet. 

Digitalizacija analognog signala provodi se s 10-bitnom ili 12-bitnom rezolucijom. Naponi srca uzorkuju se s 500 uzoraka u sekundi, što je za frekvencijsko područje od 0 do 100 Hz dovoljno. Za sporo promjenljive veličine, kao što je krvni tlak ili temperatura, uzimaju se četiri uzorka u sekundi. Da se izbjegnu pogrešni alarmi pri određivanju otkucaja srca u minuti, sve se rjeđe upotrebljavaju komparatori koji reagiraju na napone što prelaze njihov prag, nego se nastoji R-zubac "raspoznati po obliku", pa tek onda uzeti u obzir

određivanje broja otkucaja kako se ne bi računale i smetnje čija veličina prelazi prag. Na taj način smanjuje se broj pogrešnih alarma.

Jedan od najčešćih "pogrešnih" alarma jest loše postavljena ili otpala elektroda. Ta signalizacija postiže se tako da se na elektrode kojima se mjere naponi srca priključi strujni sinusni izvor visoke frekvencije, od 50 do 100 kHz. Kako je otpor elektroda Z_e pri snimanju nužno malen (5 k Ω do 20 k Ω), to će uz konstantnu struju I_k i napon U na elektrodama biti malen, jer je $U = I_k \cdot Z_e$. Ako se otpor elektroda poveća zbog loše namještene elektrode ili ako elektroda otpadne, napon će se znatno povećati, a posljedica će biti prelazak praga komparatora i davanje alarma. Način kako se utvrđuje i signalizira otpala elektroda uz mjerenje napona srca i respiracije, prikazan je na sl. 8.3. Poradi smještaja EKG elektroda na prsa pacijenta isti izvor konstantne izmjenične struje može služiti i za snimanje respiracije u pacijenta impedancijskom metodom. Disanjem i ulaskom veće ili manje količine zraka u pluća mijenja se otpor pluća razmjernan količini promjene zraka pa se tako dobiva, nakon filtriranja pojasnim filtrom PF i pretvorbe izmjeničnog napona u istosmjerni s odzivom na vršnu vrijednost, napon razmjernan udahnutom ili izdahnutom zraku. To je pobliže opisano u poglavlju 7.5.4. Budući da se u isto vrijeme snima i napon srca (EKG) koji je znatno niže frekvencije, tj. niže od 100 Hz, visoke frekvencije od 50 do 100 kHz potrebne za mjerenje respiracije mogu se lako izdvojiti niskim propustom.

Kako se u koronarnoj intenzivnoj skrbi često upotrebljavaju defibrilatori, to je potrebno na ulazu pretpojačala staviti zaštitu u obliku neonom punjene cijevi koja provede električnu struju kad na njoj napon prijeđe određenu granicu (60 do 90 V). Zaštita se postiže i ulaznim "plivajućim pojačalom" ili tzv. izolacijskim pojačalom, koje je izolirano od svih ostalih pojačala i može slijediti ulazni napon. To je prikazano i u poglavlju 4.2.

8.2. Digitalni kardiotahometar

Mjerilo broja otkucaja srca u minuti jest tzv. kardiotahometar. On se može izvesti kao samostalna jedinica, a može biti izveden i u sklopu uređaja intenzivne njege s već ugrađenim mikroračunalom.

Mjerenje broja otkucaja srca kod samostalne jedinice provodi se tako da se proteklo vrijeme Δt između dva R-zupca elektrokardiograma pretvorena u impulse također pretvori u broj impulsa razmjernan vremenskom intervalu Δt . Ako generator impulsa (clock) generira impulse frekvencije 1 000 Hz, razmaku impulsa odgovarat će vremenski interval od 1 ms. Prema tome, broj izbrojenih impulsa odgovara broju proteklih milisekundi između dvaju impulsa od R-zupca, odnosno vremenu Δt . No to nije frekvencija srčanih otkucaja. Da bi se dobila frekvencija, odnosno broj otkucaja u minuti, potrebna je recipročna vrijednost od vremena Δt , jer je frekvencija $f = 1/\Delta t$.

To se postiže digitalno-analognim pretvornikom D/A kome je otpor R_m između njegovih izlaznih priključnica razmjernan postavljenom digitalnom broju koji predstavlja vrijeme Δt pa je $R_m = k_t \Delta t$. Ako je taj digitalni broj razmjernan proteklom vremenu Δt , onda je struja i koja teče iz izvora U_0 kroz otpor R_m digitalno-analognog pretvornika recipročna vrijednost tog otpora R_m prema Ohmovu zakonu: $i = U_0/R_m$. Odavde je $i = U_0/k_t \Delta t$ odnosno $i = U_0 f/k_t$. Prema tome struja i ili napon u , razmjernan struji i , preko otpora R_0 na sl. 8.4. razmjerni su frekvenciji f odnosno broju otkucaja srca u minuti.

Kako je to sklopovski izvedeno, prikazano je na slici 8.4. Iz napona srca pojasnim propustom P.P. izdvaja se R-zupac, koji okida komparator, a ovaj opet pokreće dva monostabila M.M.1 i M.M.2 kojih izlazi upravljaju NILI logičkim sklopom. Izlaz iz NILI logičkog sklopa skupa s impulsima iz generatora impulsa dolazi na I sklop koji propušta impulse u brojilo kada nema impulsa iz monostabila M.M.1 i M.M.2. Ti impulsi su inače vrlo kratki da ne prave veliku pogrešku. Silazni brid impulsa iz drugog monostabila M.M.2 otvara I vrata i počinje brojanje brojilom koje se završava početkom drugog R-zupca. Završetak impulsa prvog monostabila M.M.1 zapamti pomoću kratkotrajne memorije (latch) binarni broj koji odgovara broju izbrojenih impulsa, a silazni brid drugog monostabila M.M.2 resetira brojilo i on počinje ponovno s brojanjem. Vrijeme t_0 kada je NOR na nižoj razini jest pogreška. Na sl. 8.5. prikazan je vremenski dijagram impulsa. Struja i kroz D/A pretvornik otpora R_m razmjerna je frekvenciji f odnosno broju otkucaja srca u minuti kako je gore rečeno.

Literatura

- 8.1. J.F.Crul, J.P.Payne: Patient Monitoring. Excerpta Medica. Amsterdam, 1971.
- 8.2. T.B.Blancke, L.L.Nielsen: Patient Monitoring Enhanced by New Central Station. Hewlett-Packard Journal, Nov. 1980.
- 8.3. J.M.Reuter: Multi-Processor Architecture and Communications for Patient Monitoring. Hewlett-Packard Journal. Nov. 1980.
- 8.4. L.Comwell, M.Arditti, F.J.Weibell, E.A.Pfeiffer, B.Steele, J.Labok: Medical Instrumentation for Health Care. Prentice-Hall. Englewood Cliffs. New Jersey. 1976.
- 8.5. System Sirecust 300. Siemens. 1988.

9. ELEKTRIČNA STIMULACIJA

9.1. Općenito

Djelovanje električne struje na mišiće u smislu njihova skraćivanja (kontrakcije) utvrdio je još u 18-om stoljeću Galvani, a time se bavio u ono vrijeme i Volta. U samom početku nije bilo jasno da li tu kontrakciju vrši struja iz vanjskog izvora nastala spajanjem različitih metala ili se unutrašnjem izvoru napona vanjskim vodičima omogućuje zatvaranje strujnoga kruga. Djelovanje strujnih impulsa različite amplitude I i duljine trajanja t_p na početnu kontrakciju mišića opisano je u poglavlju 1.6.1. i dano je izrazom (1.33). Ako taj izraz pomnožimo duljinom trajanja impulsa t_p , dobivamo izraz

$$Q = \int_0^{t_p} i(t)dt = I \cdot t_p = a + I_B \cdot t_p. \quad (9.1)$$

Kako su a i I_B konstantne veličine, proizlazi da je početna kontrakcija mišića ovisna o količini naboja koja proteče odnosno o produktu $I \cdot t_p$.

Najčešće se provodi električna stimulacija mišića i živaca. Često se električnom stimulacijom živca ili nekoga živčnog centra posredno kontrolira odgovarajući mišić, skeletni ili neki drugi, koji onda stimulira odgovarajući organ. Na taj način može se poboljšati djelotvornost odgovarajućih organa. Djelovanje nekog organa može se aktivirati vanjskim električnim impulsima ako prirodna takva aktivnost uopće ne postoji ili se može poboljšati ako se vanjski električni impulsi sinkroniziraju s već postojećim unutarnjim impulsima i na taj ih način povedu. To predstavlja tzv. bioelektričnu stimulaciju.

9.2. Valni oblici ^{električnih}stimulirajućih impulsa

Stimulirajući impulsi najčešće su pravokutnog valnog oblika prema sl. 9.1.a. Oni su pretežno impulsi konstantne struje u vremenu svog trajanja t_p (strujni izvor), no mogu biti i naponski, što znači da je napon konstantan za vrijeme trajanja impulsa ^(naponski izvor). To ovisi o izvedbi izvora električnih impulsa. Osim pravokutnih impulsa, pojavljuju se, ali rjeđe, impulsi

posebnoga valnog oblika kao što su trapezni (sl. 9.1.b) zaobljeni (sl. 9.1.c), eksponencijalni (sl. 9.1.d) i impulsi trokutastoga odnosno pilastoga valnog oblika (sl. 9.1.e). Kod impulsa se još mora uočiti njegova frekvencija tj. njegova učestalost ponavljanja f_p , koja je određena periodom T_p između dvaju impulsa. Stanka između dvaju impulsa je $T_p - t_p = P$, tako da je odnos impuls-stanka t_p/P prilično malena vrijednost, uvijek manja od 1. U nekim primjerima stimulacije, kao kod stimulacije skeletne muskulature, upotrebljavaju se dvostruki impulsi ili serija impulsa, nakon čega slijedi stanika što je poznato pod imenom paketa impulsa (burst mode).

9.3. Elektrode za električnu stimulaciju

Za električnu stimulaciju elektrode mogu biti površinske ili implantirane. Površinske elektrode predviđene su za vremenski ograničenu uporabu, tj. za nekoliko sati u jednom danu, s mogućnošću ponovne uporabe u idućim danima. Njihovo djelovanje je s obzirom na dubinu ograničeno. Na sl. 9.2. prikazane su dvije elektrode i raspored strujnica u unutrašnjosti ispod njih. Vidljivo je da samo dio struje prolazi kroz organ koji se stimulira, odnosno da je gustoća struje koja prolazi kroz organ koji se stimulira znatno manja od gustoće struje u neposrednom okolišu ispod samih elektroda. Zbog toga, da bi se ostvarila dovoljna struja za podraživanje organa, struja ispod elektroda može biti suviše jaka da izazove nepoželjne efekte kao što je peckanje ili bol. Osim toga može izazvati sekundarne pojave kao što je kontrakcija mišića ispod elektroda. Također, uporaba površinskih elektroda može iritirati kožu ispod njih, pa izazvati upalu ili i infekciju.

Pri upotrebi implantiranih elektroda navedenih nedostataka nema, ali njihovo postavljanje zahtijeva kirurški zahvat i zato se koriste samo za dugotrajnu uporabu i za stimulaciju organa smještenih u većoj dubini tijela.

Površinske elektrode izvode se od metalnih pločica od nehrđajućeg čelika dimenzije od 10 do 50 cm². Za elektrode većih dimenzija bolje je upotrijebiti vodljivu gumu. Takve elektrode lako je prilagoditi obliku tijela, čime se ostvari dobar kontakt po cijeloj površini. Nedostatak takvih elektroda jest njihov veći specifični otpor. Ako je specifični otpor gumene elektrode prevelik, može zamjetno pasti napon na njima, što može bitno smanjiti točnost.

Implantirane elektrode izvode se u obliku prilagođenom organu koji se stimulira. Uređaji koji pogone implantirane elektrode mogu biti sami implantirani s izvorom za napajanje, ali mogu biti podijeljeni na odašiljački i prijemnički dio koji je implantiran dok se odašiljački dio nalazi izvana. Prijenos energije impulsa ostvaruje se telestimulacijom magnetskim putem. To se može realizirati u slučajevima prekinutog pogona. Kada je potreban besprekidan pogon, kao kod srčanih električkih stimulatora, ugrađuje se kompletan uređaj s napajanjem.

Prijenos energije telestimulacijom prikazan je na sl. 9.3, a primjenjuje se u mnogim slučajevima za stimulaciju mišića, dijafragme, mokraćnog mjehura i slično. Oscilator koji radi većeg dometa i manjih dimenzija radi najčešće na višim frekvencijama f_0 od 500 kHz do 30 MHz, prekidan je impulsima iz generatora impulsa. Generator impulsa sastoji se od nestabilnog multivibratora, koji određuje frekvenciju impulsa $f_p = 1/T_p$, i monostabila, koji određuje trajanje impulsa t_p . Na taj se način ostvaruje impulsno modulirani visokofrekvencijski signal koji omogućuje prijenos energije na veću udaljenost nego sam impuls. Signal se još jednom pojačava protutaktnim pojačalom sa serijskim titrajnim krugom. Visoki napon induciran u induktivitetu titrajnog kruga L_0 prenosi se na induktivitet L_p prijemničkog dijela koji se sastoji od serijskog titrajnog kruga koji s dvije diode realizira pretvornik izmjeničnog napona u istosmjerni s odzivom na vršnu vrijednost (demodulator). Ovdje se i udvostručuje napon koji se dovodi na elektrode. Sklopovski prijemni dio bez tranzistora vrlo je jednostavan i lako se može smjestiti unutar prijemničke zavojnice L_p . Najjednostavnije izvedbe na prijemničkoj strani imaju samo zavojnicu L_p a prenose se samo impulsi. Na prijemničkoj strani u takvom slučaju dobivaju se zbog kapacitivnosti samo derivacije impulsa.

bold

Danas se električna stimulacija s najvećim uspjehom provodi na srcu, no osim toga još se primjenjuje stimulacija skeletne muskulature u smislu poboljšanja hoda hemiplegičara, defekta peroneusa, te smanjenja spazama i za korekciju kralješnice kod skolioze. Električne stimulacije se primjenjuju za mokraćni mjehur u slučajevima kontinencije i inkontinencije mokraćnog mjehura te za regulaciju peristaltike crijeva i želuca. Također se primjenjuje i stimulacija sinusa karotisa za sniženje krvnog tlaka kod angine pectoris. Tu se može spomenuti i stimulacija dijafragme za povećanje ritma disanja i uterusa za vrijeme porođaja.

Električna stimulacija primjenjuje se još za smanjenje boli i izazivanje umjetnog sna. Rjeđe se primjenjuje za stimulaciju mozga u smislu ublaživanja i zaustavljanja epileptičnih napadaja. U stimulaciju mozga možemo još ubrojiti i elektrošokove koji se daju duševnim bolesnicima.

9.4. Elektrostimulator srca (Pacemaker)

9.4.1. Načela rada elektrostimulatora

Elektrostimulator srca (pacemaker) danas se najčešće primjenjuje među električnim stimulatorima. Taj stimulator omogućuje produljenje kvalitetnog života bolesnicima koji imaju atrioventrikularni blok (AV-blok) ili boluju od tahikardijskih aritmija. U poglavlju 1-9. opisano je širenje akcijskog potencijala srca iz sinusno-atrijskog (SA) čvora do AV-čvora gdje dolazi do kratkograjnog zastoja, a zatim do daljnjeg brzog širenja impulsa na miokard preko Hissova snopa i Purkinjeovih niti. U ovom širenju impulsa mogu nastati poteškoće u smislu blokiranja daljnjeg širenja impulsa. SA-blok je rjeđi i predstavlja zastoj impulsa prije ulaska u atrijski mišić. U slučaju SA-bloka, AV-čvor preuzima ulogu vođenja i stvara akcijski potencijal, ali samo s manjim brojem otkucaja. No ako se prekine širenje impulsa, u AV-čvoru dolazi do AV-bloka, koji uzrokuje potpuno odstupanje u broju P-valova i R-zubaca. Kod AV-bloka impulsi se stvaraju u samom Hissovu snopu sa znatno nižom frekvencijom od 15 do 40 u minuti, a posljedica je nedovoljna opskrba organizma krvlju, a time i nemogućnost pacijenta da bude fizički aktivan te mora pretežno ležati. Kako zbog prekida odašiljanja srčanih impulsa, a time i kontrakcije valvula, pa do ponovnog preuzimanja davanja takta odnosno stvaranja akcijskih potencijala, ali sada iz AV-čvora i Hissova snopa, može proteći i 3 do 5 s, bolesnik se zbog nedovoljne opskrbljenosti mozga krvlju onesvješćuje. Gubitak svijesti koja prati AV-blok zove se Adams-Stokesov sindrom. Tada se primjenjuje elektrostimulator srca koji je izvor električnih impulsa 10 do 15% veće frekvencije od normalnog srčanog ritma.

Najjednostavniji tip elektrostimulatora srca daje nepromjenljiv srčani ritam za vrijeme svog rada. To je tzv. **asinkroni pacemaker** ili elektrostimulator srca nepromjenljiva ritma

(fixed rate). Prilagodba frekvencije impulsa stimulatora srčanom ritmu obavlja se samo pri implantaciji. Takav tip elektrostimulatora srca danas se više ne proizvodi kao zasebna jedinica, iako se takav način rada i dalje može primijetiti i u elektrostimulatora srca složenije izvedbe. Kod ovakvog tipa stimulatora najveća je opasnost eventualna uspostava normalnog ritma kad mogu djelovati impulsi iz elektrostimulatora srca i u "nepovoljno" vrijeme, tj. kada srce normalno radi. Taj "nepovoljni" interval nalazi se u području S-T spojnice, tj. između S-zupca i maksimuma T-vala pri normalno uspostavljenom srčanom ritmu. To je tzv. **vulnerabilna zona** ili interval, što znači "ranjiva" zona (vulnus, - lat. rana) u kojoj, ako se pojavi impuls iz stimulatora, može izazvati fibrilaciju klijetki, što može u nepovoljnom slučaju završiti smrtnim ishodom. Shema asinkronog elektrostimulatora srca dana je na sl. 9.4. Radi što manjeg utroška energije koristi se astabilni multivibrator s komplementarnim tranzistorima (n-p-n i p-n-p), koji tako djeluju da oba vode struju ili da je ne vode. Oni vode struju za vrijeme trajanja impulsa koji može trajati 0,5 ms, a stanka između impulsa traje približno 800 ms, pa je odnos impuls-stanka vrlo nizak 1:1 600. To znači: ako je struja impulsa 6 mA, da je srednja struja potrošnje samo 3,75 μ A, što osigurava dugo trajanje baterije. Uporabom baterije kapaciteta 0,5 Ah rad stimulatora može trajati 14,8 godina. U praktičkim izvedbama potrošnja je nešto veća, pa baterija traje kraće.

Kad su oba tranzistora u nevođenju, najprije provede onaj koji ima manju vremensku konstantu u krugu vremenske baze. Neka to bude vremenska konstanta $R_2 C_2 = \tau_{2OF}$. Netom tranzistor $R_2 C_2$ počine voditi, to "povlači" u vođenje i drugi tranzistor bez obzira na njegovu veću vremensku konstantu. Oba tranzistora vode jer je sada pozitivni napon na bazi n-p-n tranzistora, a negativni na bazi p-n-p tranzistora. Oba su napona malena, jer je otpor baza - emiter malen za oba tranzistora. Posljedica je brže pražnjenje kondenzatora nego u prethodnom slučaju, jer je $\tau_{2ON} = r_{be} C_2$, a $r_{be} \ll R_2$. Treći tranzistor je odjelni stupanj i daje potrebnu struju impulsa. Na izlaz ovog tranzistora na kolektoru priključuje se elektroda koja vodi do srca preko kondenzatora C_3 . Kondenzator C_3 postavlja se kako bi se izbjegla istosmjerna komponenta struje kroz srce i koja bi izazvala polarizaciju na elektrodama.

Već je spomenut nedostatak asinkronog rada elektrostimulatora koja se iskazuje kad se pojavi prirodni srčani ritam i kada može nastupiti fibrilacija, ako impuls srčanog stimulatora padne u vulnerabilnu zonu. To se može izbjeći konstrukcijom elektrostimulatora

srca koji radi "na zahtjev" (on demand). Ovaj tip elektrostimulatora ima još jednu osjetnu elektrodu (sense elektrode) koja se nalazi u klijetki i mjeri pojavu prirodnoga srčanog ritma i to njegova istaknutoga dijela R-zupca. Osjetna elektroda za senziranje (detekciju) pojave srčanog ritma može biti ista ona elektroda kojom se stimulira, jer se senziranje obavlja u vremenu kad nema impulsa. U ovom tipu stimulatora, nakon završetka impulsa za stimuliranje, pojačalo pojačava svaki napon koji će se pojaviti na elektrodi. Ako se pojavi R-zubac napona srca, on preko sklopa za inhibiciju, prekida astabilni rad odašiljača impulsa. Odašiljač impulsa radi u asinkronom režimu sve do pojave R-zupca, kada se zaustavlja (inhibira) astabilni rad. Astabilni rad s nepromjenljivom frekvencijom ponovno će se uspostaviti ako ne bude R-zubca, odnosno normalnog ritma. Tako radi elektrostimulator **na zahtjev inhibirajućeg tipa**. Inhibirajući sklop dovodi negativni prednapon na bazu astabilnog multivibratora koji zakoči astabilni multivibrator. Taj negativni napon posljedica je pojačanog napona R-zupca. Kad nestane R-zubac taj se napon poveća i multivibrator radi astabilno.⁴⁰

No izbjegavanje upada impulsa u vulnerabilnu zonu može se realizirati tako da se u slučaju pojave R-zubca impuls stimulatora sinkronizira s R-zubcem. U ovom slučaju impuls elektrostimulatora ostaje i dalje, samo ga "povlači" za sobom R-zubac s nekim kašnjenjem ne većim od 30 ms. To je također način rada na zahtjev, samo **sinkroni**. Budući da se ovdje za cijelo vrijeme zadržava impuls, to je potrošnja energije veća nego kod inhibirajućeg načina, gdje za vrijeme trajanja prirodnog srčanog ritma nema impulsa. S obzirom na potrošnju energije, sinkroni način je nepovoljniji. Veći utrošak energije znači i kraće trajanje implantiranih baterija, a time i češći operacijski zahvat. Sva tri načina rada elektrostimulatora prikazana su na sl. 9.5.

Osjetna elektroda može mjeriti i napon u pretklijetki. Ako postoji P-val, a njegova je provodljivost do AV-čvora otežana, može se njegov napon pojačati i nakon kašnjenja od 200 do 300 ms privesti monostabilnom multivibratoru koji daje stimulirajući napon. To je sinkroni način **sinkroniziran na P-val** ili na napon pretklijetke (sl. 9.5.c).

Način rada elektrostimulatora srca obilježava se slovima sa sljedećim značenjem:

I um

A - atrij (pretkljetka)

D - double (dvostruko: i pretkljetka
i kljetka ili inhibiran i okidan)

V - ventricle (kljetka)

O - none (ništa)

I - inhibited (inhibirani način)

T - triggered (sinkroniziran, okidan)

R - reverse (obrnut).

Označivanje se provodi s tri slova. Prvo slovo označuje koja se kljetka ili pretkljetka stimulira, drugo slovo označuje koja se pretkljetka ili kljetka senzira, a treće slovo znači način odziva. Tako npr.:

VOO - označuje asinkroni način (čvrsta frekvencija) stimulira se kljetka

VVI - označuje na zahtjev inhibirajući način (kljetka se senzira i stimulira na inhibirajući način),

VVT - označuje na zahtjev, ali sinkronog tipa.

Veličina stimulirajućeg impulsa određena je prema inenzitetno-vremenskom zakonu koji vrijedi za stimulaciju mišića, pa i srčanoga, i prikazana je u poglavlju 1.6.1. Ova krivulja ima manja odstupanja od bolesnika do bolesnika. Prema tome, mogu se bolesnici stimulirati većom strujom i kraćim trajanjem impulsa, i obrnuto. Na sl. 9.6. dana je intenzitetno-vremenska krivulja srca. Vrijeme trajanja impulsa najčešće je u području od 0,1 ms do 1,7 ms, dok se struja impulsa može kretati u području od 2 do 15 mA. Često se amplituda impulsa daje u naponskim vrijednostima. Vrijednosti napona najčešće se kreću od 1,5 do 6V. Naponški izvor se češće upotrebljava jer ga je jednostavnije izvesti s obzirom na sklopovsku izvedbu i ograničen napon napajanja. Struja kroz srce ovisi o otporu srca koje ovisi o površini elektroda i specifičnog otpora miokarda. Otpor srčanog mišića mijenja se na mjestu dodira elektrode i srčanog mišića. Veličina otpora može biti između 45 Ω i 550 Ω . Otpor elektrode mijenja se u kontaktu sa srcem između najveće i najmanje vrijednosti za 4 do 5 puta. Kako se taj otpor mijenja u vremenu od 25 dana, vidljivo je na sl. 9.7.a. Zbog tih razloga potrebno je prag podražljivosti prilagođavati više puta u prva tri tjedna. Ako je uzbuda (amplituda impulsa ili vrijeme) prevelika i znatno iznad praga podražljivosti, pacemaker će trošiti previše energije iz baterije, a ako je uzbuda preniska i negdje na granici oko praga podražljivosti, može se dogoditi da pri malom povećanju otpora prekine stimulacija, jer je amplituda impulsa pala ispod praga podražljivosti. Ako elektroda ima oblik kugle polumjera r, njezin je otpor

// wvi red

$$R = \frac{\rho}{4\pi r} \quad (9.2)$$

gdje je ρ specifični otpor srčanog mišića (sl. 9.7.b). Ako je gustoća struje I_0 kroz površinu elektrode kod impulsa duljine trajanja od 1 ms oko $50 \mu\text{A}/\text{mm}^2$, onda je ukupna struja

$$I = 4\pi \cdot r^2 \cdot \theta \cdot I_0. \quad (9.3)$$

Ovdje je koeficijent $\theta = (1 + t/r)^2$, gdje je t debljina fibroznog tkiva neosjetljivog na podražaj. Veća debljina t zahtijeva povećanje struje I i napona U na elektrodi potrebnih za podražaj:

$$U = I \cdot R = r \cdot \theta \cdot I_0 \cdot \rho. \quad (9.4)$$

9.4.2. Implantirani i vanjski elektrostimulatori srca

Elektrostimulator srca se postavlja u "džep" što ga kirurg napravi ispod ključne kosti (sl. 9.8.a), a elektroda se priključnim kabelom provlači kroz venu cavu superior do srca, prolazi kroz desnu pretkljetku i ulazi u desnu kljetku. Ponekad se smještaju dvije elektrode u kljetku i pretkljetku. Elektrostimulator se može implantirati potkožno u području abdomena, prema sl. 9.8.b. Ovdje se kabeli s elektrodama vode potkožno do srca i priključuju se na srce s vanjske strane (epikardijalno) ^(sl. 9.9.a). Elektrode su za tu svrhu izvedene u obliku opruge koja se uvije u miokard (srčani mišić) i time učvrsti uz stvaranje dobrog kontakta.

Elektrode koje se uvode u kljetku imaju dvije osnovne izvedbe: monopolarnu i bipolarnu. Monopolarna elektroda prikazana je na sl. 9.9.b. Drugu elektrodu čini metalni oklop od titana u koji je ugrađen pacemaker. Bipolarna elektroda ima dvije metalne elektrode u obliku prstena razmaknute jedna od druge, tako da struja impulsa stimulusa teče između njih, kao što je prikazano na sl. 9.9.c.

Dovodni kabeli između elektroda i elektrostimulatora bili su jedan od čestih uzroka

prekida rada elektrostimulatora. Zato se ti kabeli danas izvode s posebnom pažnjom, kao što je to prikazano na sl. 9.10. Vodič se sastoji od šest platinatskih traka omotanih oko jezgara od poliestera. Svih šest tih vodiča omotano je oko središnje jezgre od poliestera. Na taj način izvedeni su vodiči koji mogu nadvisiti trajanje ostalih dijelova elektrostimulatora zbog njihove velike izdržljivosti na savijanje.

Na sl. 9.11. prikazane su tri epikardijalne elektrode sl. 9.11.a koje se učvršćuju na vanjsku stijenkicu srčane klijetke. Na sl. 9.11.b vide se bipolarne elektrode gdje struja podražaja teče između tih dviju blizu smještenih elektroda. Monopolarne elektrode koje se mogu zakvačiti unutar desne klijetke vide se na sl. 9.11.c. Na taj način onemogućuje se da pomak elektrode u srcu, što može izazvati prekid stimulacije srca.

U slučaju kratkotrajne uporabe i prije implantacije ^{elektrostimulatora upotrebljava se} izvantjelesni elektrostimulator srca, koji se izvodi većih dimenzija i bez posebne brige za potrošnju električne struje (ekstrakorporalna stimulacija). Predviđene su redovito regulacije frekvencije i vremena trajanja srčanog impulsa, kao i regulacija amplitude. Obično radi na asinkroni način. Elektroda za stimulaciju uvlači se također kroz venu cavu superior do desne srčane klijetke ili se izvodi s površinskim elektrodama. Pri uporabi površinskih elektroda pojavljuju se neugodne stimulacije prsnih mišića i potrebna je znatno veća struja stimulacije zbog znatno manjeg dijela struje koja u ovom slučaju teče kroz srce. Katkada se zbog hitnosti provodi ezofagealna stimulacija srca uvlačenjem monopolarne ili bipolarne elektrode u jednjak (ezofagus) približno 35 cm od zuba. Kod ^{uporabe} monopolarne elektrode druga indiferentna elektroda u obliku igle uvodi se potkožno sternalno (prsna kost).

9.4.3. Izvori napajanja elektrostimulatora srca

Izvori napajanja elektrostimulatora srca oduvijek su činili najznačajniji njihov dio. Elektronički sklopovski dio brzo je uspješno riješen u smislu male potrošnje i velike pouzdanosti. Isto tako, i dovodni kabeli su izdržljivi i dugotrajni. O izvoru napajanja danas praktički ovisi kako će se često morati obaviti kirurški zahvat i promjena elektrostimulatora srca. Kad se izvor napajanja istroši, mora se promijeniti cijeli elektrostimulator srca. Kod

prvih elektrostimulatora zamjena se morala obavljati jednom godišnje. Zato je proteklo vrijeme dulje od petnaest godina dok se je našao zadovoljavajući izvor - litijeva baterija.

Prvi uspješno upotrebljavani izvori napajanja bili su izvori sa živinim člancima. Oni su bili pretežno u uporabi do sredine sedamdesetih godina, a njihova trajnost bila je 2 do 3 godine. Živina baterija daje stabilan napon od 1,35 V, za cijelo vrijeme svoga trajanja, uz strujni kapacitet obično od 1 do 1,5 Ah. Ta baterija ima kao negativan pol cink, a kao pozitivan crveni živa-oksidi, HgO, dok se kao elektrolit upotrebljava kalijeva lužina (sl. 9.12.a). Proces u živinoj bateriji teče prema jednadžbi



Elektrode su međusobno odijeljene separatorom. Kao čest razlog prijevremenog ispađanja iz rada ovog izvora jest električni proboj njegova separatora.

U traganju za što boljim izvorima napajanja razvijene su narazličitije izvedbe izvora napajanja. Tako su razvijeni piezoelektrični izvori koji su upotrebljavali mehaničku energiju za savijanje piezoelektričnih pločica. Na ovim pločicama se onda stvarao naboj koji je neprekidnim savijanjem pločice davao struju za pogon elektrostimulatora srca. Za pokretanje piezoelektričnih pločica upotrebljavale su se pulsacije arterije ili pomaci dijafragme pri disanju. Ti izvori nisu bili trajni. Piezoelektrične pločice pucale su te se nisu uvele u praksu.

Veću pozornost privukli su biogalvanski izvori, gdje se kao negativna elektroda upotrebljava cink, magnezij ili aluminij, a pozitivna crna platina ili AgCl, dok je elektrolit upotrebljavana tekućina u organizmu. Takvi izvori mogli bi trajati i do deset godina s obzirom na malu potrošnju negativne elektrode, ali im je zbog stvaranja fibroznog tkiva i taloženja bjelančevina oko katode i korozije trajanje praktički ograničeno, pa i nije bilo njihove veće uporabe. Naponi koji su se dobivali bili su od 0,5 do 1,2 V. Katoda od cinka davala je bolje rezultate jer se je za proizvodnju električne energije trošila približno 70%. Aluminijska elektroda trošila se manje, ali je i manje toksična. Pokušavale su se upotrijebiti i biogorive ćelije koje su dobivale energiju iz procesa oksidacije i redukcije na elektrodama. Ti izvori koriste se oksidacijom glukoze na anodi i redukcijom kisika na katodi. Za vrijeme

oksidacije glukoze na platinskim elektrodama kao katalizatoru stvara se električni naboj, pri čemu se ne troši materijal elektroda niti se stvaraju otrovni spojevi. I ovdje je stvaranje fibroznog tkiva oko elektrode problem koji se može riješiti omatanjem elektrode zaštitnom membranom od celuloze, debljine približno 20 μm , koja propušta molekule glukoze i kisika, ali ne propušta proteine. Kod svih ovih izvora za dobivanje većeg napona upotrebljavali su se minijaturni istosmjerno-istosmjerni pretvornici (DC-DC pretvornici), koji su nizak istosmjerni napon pretvarali u izmjenični, transformatorom transformirali na veću vrijednost i zatim ponovno pretvarali u istosmjerni veći napon potreban za pogon elektrostimulatora.

Nuklearni izvori napajanja elektrostimulatora srca ograničeno se primjenjuju ali se upotrebljavaju sve do danas, no sada u znatno manjem broju nego klasični baterijski izvori. Prvi nuklearni izvor napajanja proizvela je 1970.g. tvrtka Medtronic, a kao izvor energije bio je upotrijebljen izotop plutonij ^{238}Pu , koji ima vijek poluraspada 87,6 godina a upotrebljivost mu je duža od 15 godina (uz pad napona napajanja za 20%). Taj izvor je prikazan na sl. 9.13.a. U gorivoj kapsuli dvostrukih stijenki od tantala-platine smješten je izotop ^{238}Pu koji emitira pretežno α -čestice. Zbog radioaktivnog raspada temperatura kapsule veća je za 8-10 $^{\circ}\text{C}$ od temperature okoliša. Pretvorba te toplinske energije u električnu ostvaruje se termoparovima (p-n dopiran bizmut-telurid) kojih ima oko 700, spojenih serijski, gdje svaki od termoparova daje približno 100 $\mu\text{V}/^{\circ}\text{C}$ napona, što ukupno daje za temperaturnu razliku od 10 $^{\circ}\text{C}$ napon 0,7 V. Taj se napon istosmjerno-istosmjernim pretvornikom zatim pretvara u potreban pogonski napon od približno 8 V. Takav izvor može davati na izlazu termoparova oko 250 μW snage, što je potpuno dovoljno i za pogon programabilnih elektrostimulatora srca. Elektrostimulatoru srca s nuklearnim izvorom nedostatak je zračenje na površini stimulatora od 3,5 mR/h odnosno 0,2 mR/h. Zbog toga, a i zbog cijene, nuklearni izvori nisu naišli na veću primjenu.

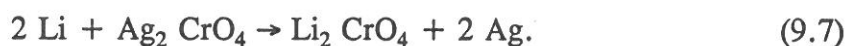
Osim navedenoga, postoji još jedna izvedba nuklearnoga elektrostimulatora srca, koja se sastoji od silicijskih n- i p-dopiranih pločica i višeslojno je izvedena kao sendvič, a zrači ih izotopski izvor. Tim zračenjem n-dopirane Si-pločice postaju negativne, a p-dopirane pozitivne. Njihovim serijskim spajanjem postiže se veći napon. Kao izotop upotrebljava se ili prometij, ^{147}Pm , s vremenom poluraspada od 2,6 godina ili tricij, (H_3), s vremenom poluraspada od 12 godina. U oba slučaja zrači izvor β čestice. Taj elektrostimulator prikazan

je na sl. 9.13.b. Danas se u elektrostimulatorima najviše upotrebljavaju **litijeve baterije**. Ti izvori imaju litij Li kao negativnu elektrodu, a jod^I kao pozitivnu elektrodu. Pozitivna elektroda sastoji se zapravo od joda i poli-2-vinilpiridina (P2VP) od kojih su oba izolatori, a da bi postali vodljivi, miješaju se zajedno na 150 °C tijekom tri dana, kada se pretvaraju u crnu električki vodljivu smjesu. Kad ta pasta dođe u kontakt s metalnim litijem, stvara se monomolekularni kristalični litij-jodid, koji je molekularni poluvodič što propušta litijeve ione, ali ne i jodne molekule. Na taj način ponaša se kao separator, pa ga nije potrebno postavljati kao kod živine baterije, a ne postoji mogućnost ni njegova proboja. Kemijska reakcija teče prema jednadžbi



Trošenjem baterije povećava se sloj litij-jodida na račun litija, Li, i joda, I. Na kraju života Li-ćelije ovaj međusloj se bitno poveća, kao što je prikazano na sl. 9.14. Napon ovog izvora je 2,8 V, a kapacitet mu je obično 1 Ah do 3 Ah. Izvori se zamjenjuju kada kapacitet padne na 0,09 Ah. Litijeva baterija je trajna i pouzdana s konstantnim naponom u vrijeme uporabe. Ne stvara plinove pa se može hermetički zatvoriti. Unutrašnji otpor je relativno velik, a pražnjenjem ćelije neprekidno se povećava, tako da potkraj "života" dosegne vrijednost otpora od oko 50 kΩ, kad više nije za uporabu i kad treba zamijeniti elektrostimulator srca.

Više je različitih izvedbi litijevih ćelija, od kojih se sve ne upotrebljavaju u elektrostimulatorima srca. Ovdje ćemo spomenuti još litijevu ćeliju sa srebrnim kromatom kao katodom, uz dodatak grafita koja se dosta primjenjuje u europskim elektrostimulatorima srca, a proizvodi ih francuska tvrtka SAFT. Separator im je od polipropilena. Napon po ćeliji je 3,35 V. Za razliku Li-I ćelije, koje imaju kristalični elektrolit, ovaj tip ćelije ima tekući elektrolit od otopine litij-perklorata, (LiClO₄). Kemijska reakcija kod ove ćelije litij-srebrokromat jest:



Radi postizavanja što većeg kapaciteta, u ovom se slučaju često spajaju dvije ćelije

paralelno. Kapacitet jedne ćelije obično je 0,9 Ah, a gustoća energije koja se može nagomilati jest 0,68 Wh/cm³.

Još se može spomenuti i litijeva ćelija sa sumpor-kloridovom, (SO₂Cl₂), pozitivnom elektrodom i otopinom litijeva tetraklorid-aluminata kao elektrolitom. Ta ćelija može raditi pri povišenoj temperaturi od 150 °C uz napon od čak 3,6V po ćeliji i gustoćom energije od 1 Wh/cm³. Te se ćelije upotrebljavaju i u drugim elektroničkim implantiranim uređajima.

Sekundarni izvori s ćelijama koje se ponovno mogu nabijati do 1 000 puta, kao što su nikal-kadmijeve baterije, iako su se pokušavale primijeniti kod elektrostimulatora (implantirano oko 800), ne primjenjuju se. Njihov napon je 1,25 V po ćeliji, a gustoća energije je niska.

9.4.4. Programabilni elektrostimulatori srca

Programabilni elektrostimulatori srca omogućuju promjenu bitnih parametara stimulacije srca u koje se ubraja amplituda (najčešće napona) i frekvencija stimulacijskih impulsa, a može biti i dužina trajanja impulsa. Osim toga, moguće je mijenjati i način rada stimulatora. Na taj način može se optimalno prilagoditi veličina, frekvencija i duljina trajanja impulsa svakom pojedinom pacijentu i promjenama koje nastaju nakon implantacije srčanog stimulatora, kao što su promjena otpora elektroda, eventualni pomak elektroda i slično. Ako su na početku odabrani preveliki impulsi, oni se mogu smanjiti, što znači i smanjenu potrošnju stimulatora i dulje trajanje baterije, a ako je zbog premale veličine impulsa stimulacija prestala, može se lako povećati. Tako se štedi dragocjena energija i produljuje vrijeme do sljedeće operacije.

Programabilni elektrostimulatori srca sklopovski su prilično složeni, ali je potrošnja usprkos tome mala zbog upotrebe CMOS tehnologije integriranih krugova, koja se u posljednje vrijeme isključivo ~~upotrebljava~~ ^{LLI ra} za tu svrhu. No zbog složenosti elektroničkih ~~krugova~~ ^{=(primjenjuje} kod asinkronog rada potrošnja može biti približno 20 μA, dok je u inhibirajućem režimu približno 12 μA. Elektrostimulatori srca najčešće rade u inhibirajućem režimu, koji

u slučaju nestanka normalnoga srčanog ritma prelazi na asinkroni režim.

Na sl. 9.15. prikazana je blok shema jednostavnijega programabilnoga elektrostimulatora srca koji radi u inhibirajućem režimu, a može regulirati amplitudu podražajnog impulsa u četiri razine, a frekvenciju impulsa u šest veličina. Tako struja impulsa može biti 2,4,6 i 9 mA, a čvrsta frekvencija 60, 65, 70, 80, 90 i 100 impulsa u minuti. Osim toga, ovaj je srčani stimulator neosjetljiv na vanjske električne smetnje, pogotovo od gradske mreže.

Stimulacijski impulsi određuju se frekvencijom impulsa iz davača takta (D.T.) koji je predstavljen astabilnim multivibratorom i kome se može frekvencija impulsa mijenjati u šest područja. Impulsi iz davača takta dolaze u brojilo koje ih broji do 512, kada brojilo odašilje impuls. Taj impuls u regulatoru amplitude dobiva željenu vrijednost i pojačava se izlaznim pojačalom, da bi tako pojačan preko elektrode stimulirao srčani mišić. Ako želimo postići frekvenciju stimulacijskih impulsa 60 u minuti, odnosno 1 u sekundi, frekvencija davača takta mora biti 512 Hz, odnosno s periodom od 1,95 ms. Na taj način promjenom frekvencije davača takta (D.T.) mijenja se frekvencija srčanih impulsa. Promjena frekvencije davača takta osvaruje se programatorom smještenim kod pacijenta. Programatorom se odabire frekvencija i amplituda stimulirajućeg impulsa tako da programator odašilje strujne impulse kroz zavojnicu Z (sl. 9.15). Strujni impulsi stvaraju u zavojnici Z magnetsko polje koje privlači kontakt reed-releja i na taj način šalje impulse u dekadsko brojilo. Programator pošalje onaj broj strujnih impulsa koji odgovara željenoj frekvenciji ili amplitudi stimulacijskog impulsa. Tako npr. 3 impulsa prispjela u dekadsko brojilo daju impuls na trećem izlazu dekodera koji upravlja davačem takta, a ovaj daje 70 imp./min, 5 impulsa daju 90 imp/min, a 8 impulsa određuju već amplitudu stimulirajućeg impulsa od 4 mA. Zavojnica Z postavlja se na prsa bolesnika iznad srca tako da stvoreno magnetsko polje može djelovati na kontakt reed-releja. Kad je kontakt reed-releja zatvoren pojavi se napon na otporu R, odnosno stvara se impuls. Dekadsko brojilo broji impulse i ako ih je bilo npr. 3, onda će FET-ovska sklopka odabrati vremensku konstantu RC takvu koja će odrediti željenu frekvenciju astabila u davaču takta. Dekadski dekodera daje visoku razinu napona (impulsom) na onom izlazu koji odgovara izbrojenom broju impulsa brojila. U ovom slučaju prvih 6 impulsa programatora određuju frekvenciju, a preostala 4 impulsa amplitudu stimulirajućega

izlaznog impulsa prema tablici na sl. 9.15. Na istoj elektrodi kojom se provodi stimulacija srca senzira se i pojava R-zupca. On se pojača pojačalom i nakon komparatora privodi logičkim sklopovima, koji mogu resetirati brojilo. Logika djeluje ovako: pri pojavi R-zupca nakon 192 impulsa iz davača takta resetira se brojilo, pa ono počinje brojiti ispočetka, tako da se na izlazu iz brojila koje odgovara 512-om impulsu nema izlaznog napona ni srčanog impulsa. Ako se u periodu od 0-tog do 192-og impulsa pojavi R-zubac, neće doći do resetiranja brojila, odnosno pojaviti će se stimulacijski impuls na elektrodi. Pojava R-zupca resetirati će brojilo samo u vremenskom intervalu između 192 i 512 impulsa, pa se neće pojaviti stimulacijski impuls na elektrodi. Ako nema R-zupca, a postoji vanjska smetnja od npr. električne mreže, ne smije doći do obustave stimulacijskog impulsa kao da se je pojavio R-zubac. Za tu svrhu postoji analizator smetnje (A.S.) koji izbroji koliko ima perioda sinusoide od napona mreže u vremenskom intervalu od 128 do 192 impulsa, pa ako ih je četiri ili više ne dolazi do resetiranja brojila i time se, usprkos smetnji, pojavljuje izlazni impuls koji stimulira srce. Za svaki period sinusoide napona mreže predviđaju se dva impulsa iz komparatora smještenih iza "osjetnog" pojačala (za senziranje). Jedan komparator ima pozitivan, a drugi negativan prag podražljivosti pa izlaz iz komparatora nakon jednog ILI logičkog sklopa izgleda kao što je prikazano na sl. 9.16.b. Ako se uzima samo rastući brid dobivenoga pravokutnog impulsa, onda je broj impulsa koje analizira analizator smetnje 2 po periodu signala smetnje, odnosno 8 u intervalu od 128 do 192 impulsa, što je karakteristično za prepoznavanje smetnji od napona gradske mreže.

Ugradnjom mikroprocesora mogu se udvostručiti funkcije elektrostimulatora srca. Takav jedan multiprogramabilan elektrostimulator srca tvrtke Intermedics iz Teksasa prikazan je blok-shemom na sl. 9.17. U njemu je omogućena promjena frekvencije stimulirajućih impulsa od 30 do 120 imp/min s inkrementom od 1 imp/min, mijenjanje širine impulsa u području od 0,03 do 1,5 ms s inkrementima od 0,01 ms, a promjena napona srčanog impulsa od 2,7 V do 8,1 V. Isto tako omogućeno je ograničavanje maksimalne frekvencije srčanih impulsa u području od 85 do 140 imp/min s inkrementima od 5 imp/min. Moguća je dvostruka (dvokanalna) stimulacija i senziranje, tj. i atrijske i ventrikulske elektrode. U tu svrhu izvedena su dva izlazna stupnja s regulacijom napona impulsa, kao i dva pojačala za senziranje napona srca s atrijske i ventrikulske elektrode. Regulacija jednoga i drugoga kanala može se provoditi odvojeno. Pojačanje pojačala odnosno njihova osjetljivost može se

mijenjati za atrijski ulaz u pojačalo od 9,4 mV do 2,8 mV s inkrementom od 0,4 mV odnosno ventrikulski ulaz od 1 mV do 7 mV s inkrementom od 1 mV. Također postoji mogućnost regulacije kašnjenja ventrikulskog impulsa prema atrijskom od 50 do 300 ms, te regulacija atrijskog i ventrikulskoga refrakternog perioda.

Zahvaljujući tim mogućnostima, znatno je proširen broj indikacija za primjenu elektrostimulatora srca, osim bloka A-V i bradikardijalnog sindroma, na aritmije sinusnog čvora, sinusni arrest i blok na sindrom preosjetljivog karotidnog sinusa, te različite nepravilnosti u provođenju srčanog impulsa.

Osim vrlo širokih mogućnosti programiranja, omogućena je i telemetrija karakterističnih programiranih vrijednosti koje su u trenutku mjerenja u uporabi kao što su: frekvencija stimulacije, širina i amplituda stimulacijskog impulsa, izlazna struja, impedancija elektroda te energija i naboj stimulacijskog impulsa. Također se mogu dobiti i podaci o naponu i unutrašnjem otporu baterije elektrostimulatora srca (2,8V), što je nužno za ocjenu iscrpljenosti izvora za napajanje (2.4V) elektrostimulatora srca. U navedenom primjeru upotrebljava se jedna ćelija litij-jod s naponom od 2,8 V i kapacitetom od 3 Ah zbog nešto veće potrošnje. Napon amplitude elektrostimulatora srca može biti veći od napona baterije (može biti 8,1 V), što se postiže multiplikacijom izlaznog napona impulsa u izlaznom stupnju.

Ovaj elektrostimulator također telemetrijski javlja svoj serijski broj za identifikaciju, zatim oznaku od tri slova koja obilježavaju vrstu rada na koju je programiran (str. 189), kao npr. VVI, što znači da se senzira i stimulira klijetka na zahtjev inhibirajućim načinom. Nakon ta tri slova slijede još podaci koje označuju dijagnozu pacijenta što ju je liječnik utvrdio i prethodno ubilježio. Također se mogu dobiti i važni dijagnostički događaji koje je srčani stimulator posebnim brojiлом izbrojio i upisao u memoriju smještenu u logičkoj i kontrolnoj jedinici. To su uglavnom brojevi koji označuju broj događaja kao što su broj poslanih stimulacijskih impulsa, senziranih impulsa, atrijskih senziranih događaja koji slijede nakon ventrikulskog stimulacijskog impulsa (događaja) i sl.

elektrostimulatoru

Ako zbog kvara u ili zbog defibrilacije elektrostimulator srca prestane raditi, rezervni

RC-oscilator, kao zalihi oscilator, preuzima ulogu davanja električnih stimulacija na asinkroni način s 65 imp/min do uklanjanja kvara. Ako je na neki način uzrok kvara uklonjen, elektrostimulator srca^{se} može programatorom vratiti u normalni rad.

9.4.5. Elektrostimulatori srca s odzivom na fizičku aktivnost (Exercise Responsive Pacemakers)

Neki elektrostimulatori srca imaju mogućnost da se njihova frekvencija impulsa mijenja u skladu s radom koji obavlja bolesnik. Naime, pri svakoj fizičkoj aktivnosti postoji potreba povećane oskrbljenosti mišića kisikom i time povećane količine krvi u optjecaju, što znači i veću frekvenciju srčanog ritma. Postoje različite električne, mehaničke, toplinske i kemijske veličine osjetljive na povećan fizički napor koji obavlja bolesnik. Najjednostavniji način koji donekle daje odziv na opterećenje je elektrostimulator kome su stimulacijski impulsi s elektrodom u desnoj klijetki srca upravljani P-valom nakon određenoga kraćega kašnjenja. To nije najbolji način, ali u nekim slučajevima zadovoljava, no ne zadovoljava kod pacijenata oboljelih od atrijske tahikardije i bradikardije. Mehanička osjetila s odzivom na opterećenje mogu biti izvedena s piezoelektričnim akcelerometrom kao pretvornikom, koji sva ubrzanja prouzročena pokretima tijela pretvara u napon razmjern ubrzanjima, a ovaj napon opet upravlja frekvencijom srčanih impulsa. No ovaj način ima i nedostatke, jer pojačani pokreti tijela nisu uvijek vezani s velikim utroškom energije kao što npr. spuštanje niza stube nije usporedivo s utroškom energije pri uspinjanju uza stube. Drugi mehanički način jest mjerenje respiracije, odnosno praćenje piezoelektričnim pretvornikom **pomaka dijafragme**. Taj pretvornik u stvarnoj izvedbi daje napone od 50 do 100 mV proporcionalne dubini udisaja, što omogućuje upravljanje srčanim ritmom u granicama od 40 do 120 imp/min. Praćenje respiracije može se provesti i mjerilom podtlaka u interpleuralnom prostoru koji se mijenja u granicama od - 400 Pa do - 800 Pa (6 mm Hg). Za mjerenje respiracije upotrebljava se i **elektroimpedancijska metoda** koja mjeri promjenu impedancije pluća nastalu disanjem. U ovom slučaju određuje se frekvencija disanja koja se frekvencijsko-naponskim pretvornikom pretvara u napon razmjern frekvenciji disanja koji upravlja srčanim ritmom. Za mjerenje impedancije jedna elektroda može biti samo kućište elektrostimulatora srca, a druga može biti smještena u desetom interkostalnom prostoru, ili

jedna elektroda od dvije bipolarne elektrode mjeri impedanciju, a druga služi za stimulaciju, prema sl. 9.18.a. Impedancijskom metodom mogu se mjeriti povećana količina krvi koja dolazi u desnu klijetku pri fizičkom naporu, što daje onda veće amplitude promjene impedancije, a koje se onda opet s pretvornikom s odzivom na vršnu vrijednost pretvaraju u napon razmjernan količini krvi prispjeloj u klijetku. Taj napon upravlja frekvencijom srčanog ritma. Mjerenje se jednostavno provodi dodatnim dvjema elektrodama prstenastog oblika smještenima na kabelu s elektrodom koja daje srčane impulse u desnoj klijetki (sl. 9.18.b).

Povećana frekvencija srčanog ritma može se upravljati i **povećanom temperaturom** tijela za vrijeme fizičke aktivnosti. Temperatura se mjeri termistorom ugrađenim u kabel elektrode za srčanu stimulaciju implantirane u desnu klijetku. Promjenom temperature u tijelu od 35,6 °C do 42,4 °C može se mijenjati frekvencija srčanog ritma od 74 do 108 imp/min (sl. 9.18.c).

Kemijsko senziranje ostvaruje se **mjerenjem pH vrijednosti** zbog otopljene količine ugljik-dioksida, CO₂, u venskoj krvi koja se povećava fizičkom aktivnošću. Zbog povećane količine ugljik-dioksida, smanjuje se pH-vrijednost. Promjena pH-vrijednosti mjeri se pretvornikom koji se izvodi u obliku prstenova od iridija i iridij-dioksida, Ir/IrO₂, a ti se smještaju na elektrodu za stimulaciju u desnoj pretklijetki. U ovom slučaju odziv je $55,8 \pm 1,5$ mV/pH, što može prouzročiti promjenu impulsa stimulacije u granicama od 71 do 100 imp/min. Može se mjeriti pH-vrijednost u tekućini u okolišu koja okružuje implantirani srčani stimulator.

Ne može se mjeriti povećano opterećenje i **smanjenjem kisika u krvi** na temelju povećane apsorpcije svjetla kod krvi s manjom količinom kisika. To se provodi dvama optičkima vlaknima od kojih jedno dovodi svjetlo iz izvora smještenog u elektrostimulatoru srca u krv, a drugo odvodi svjetlo nakon nastale apsorpcije u krvi natrag do fotodiode smještene također u elektrostimulatoru srca. Na taj način mogu se upravljati srčani impulsi frekvencijom od 60 do 130 imp/min.

Najveću primjenu u praksi do sada doživjele su mehaničke metode, temeljene na pokretu.

9.4.6. Praćenje rada elektrostimulatora srca (Patient follow-up)

Nakon implantacije elektrostimulatora srca potrebno je pratiti njegov rad i ispravnost funkcioniranja, što je poznato pod imenom follow-up. U tu svrhu potreban je uz programator, s osobnim računalom (PC), i jedan elektrokardiograf s priključkom na računalo (EKG monitoring). Najveći rizik pojavljuje se u prvih šest tjedana nakon implantacije elektrostimulatora srca, što zbog promjene otpora elektroda, a što zbog mogućeg pomaka elektroda. Osim toga, prati se i cijeljenje rane. Također se potkraj ovog razdoblja može pojaviti i vlastiti pacijentov ritam. Inače, poslije se običava provoditi kontrola svaka tri mjeseca, a najmanje dva puta godišnje. Tom prilikom se ispituje senziranje i prihvata stimulacijskih impulsa, kao i pouzdanost prenesenih podataka.

9.5. Defibrilator

brad
Vil - Fibrilacija klijetki je podrhtavanje klijetki prouzročeno podražajima s više mjesta na srcu, koje zbog toga ne mogu istiskivati krv iz srca, pa prema tome, ako to potraje dulje vrijeme, zbog nedovoljne količine krvi u srčanim arterijama i mozgu, redovito imaju smrtni ishod. Fibrilacija je već opisana u poglavlju 1.8. Ona može nastati kod srčanog infarkta i nekih srčanih aritmija te prolaskom struje kroz srce. No fibrilacija se isto tako može zaustaviti prolaskom jake struje kroz srce koja mora biti nekoliko puta veća od one što je može izazvati. Kod bolesnog srca često vrlo slaba struja može izazvati fibrilaciju. Struja veličine oko 2A, primijenjena žličastim elektrodama izravno na srce, dovoljna je da u većine pacijenata zaustavi fibrilaciju srca. Nakon kratkotrajnoga beznaponskog stanja srca u povoljnim okolnostima može se pojaviti srčani ritam. Ako se ovaj srčani ritam ne pojavi, može se strujni udar ponoviti još nekoliko puta dok se ne pojavi normalan srčani ritam. Katkada se višestruka stimulacija ne završi uspješno.

Žličaste elektrode mogu dobro obuhvatiti srce i upotrebljavaju se pri operacijama na otvorenom srcu. Inače se upotrebljavaju vanjske elektrode koje se prislanjaju na prsa. Tada su potrebne jače struje, od približno 5 do 6 A, da bi tekla dovoljna struja kroz samo srce koja bi zaustavila fibrilaciju.

Defibrilator omogućuje također i zaustavljanje srčanih aritmija kao *t* nekih vrsta tahikardija te fibrilacija i lepršanja pretklijetki, što je poznato pod imenom **kardioverzija**. Defibrilacija se može provesti s manjim strujama i energijom impulsa preko elektrode smještene u jednjaku. To je **ezofagealna defibrilacija**. U ovom slučaju katkada se obavlja

stimulacija s parom impulsa. Drugi impuls defibrilira i ona srčana mišićna vlakna koja su za vrijeme prvog impulsa bila u refrakternoj fazi. Stimulacija se može provesti pravokutnim ili trapeznim valnim oblikom impulsa.

Valni oblici defibrilacijskih struja mogu biti različiti prema sl. 9.19. U početku se defibrilacija provodila izmjeničnom strujom (sl. 9.19.a) dobivenom preko transformatora iz gradske mreže od 50 Hz, odnosno 60 Hz u trajanju od 100 do 250 ms sa strujama od 1A do 2,5A na otvorenom srcu za vrijeme operacije, dok su struje kod vanjske aplikacije iznosile oko 30 A. Uz napone od oko 300 do 1 000 V takva stimulacija zahtijevala je velike i teške transformatore zbog velike potrebne snage. Osim toga nije bila moguća primjena na terenu.

Danas je prevladala uporaba impulsa modificiranoga eksponencijalnoga valnog oblika, prema sl. 9.19.c, koji je poznat i pod imenom sinusno-prigušenog valnog oblika. Čist eksponencijalni oblik, prema sl. 9.19.b, ne upotrebljava se više zbog prejake struje u svom početku koja može prouzročiti oštećenja srčanog mišića. Eksponencijalni valni oblik lako je i tehnički ostvariti pražnjenjem nabijenog kondenzatora, dok se "zatupljenje" strujnog šiljka zbog ograničenja početne struje, postiže dodavanjem induktiviteta L u seriju s kondenzatorom C prema sl. 9.19.c. Otpor srca R_{sr} pretežno je radni i iznosi približno 50Ω zbog velike površine elektroda. Kapacitivnost C, induktivnost L i otpor R_{sr} čine serijski titrajni krug, koji se može prikazati diferencijalnom jednadžbom u obliku

$$\frac{d^2 i}{dt^2} + \frac{R_{sr}}{L} \frac{di}{dt} + \frac{i}{LC} = 0, \quad (9.8)$$

čije je rješenje

$$i = \frac{U}{L\sqrt{\omega_0^2 - \delta^2}} e^{-\delta t} \sin \sqrt{\omega_0^2 - \delta^2} t. \quad (9.9)$$

Ovdje je još $\omega_0^2 = 1/LC$ i $\delta = R_{sr}/2L$. Veličina δ je recipročna vrijednost vremenske konstante. Jednadžba (9.9) predstavlja jako prigušeno titranje zbog velikog omjera $R_{sr}/2L$, iako mora biti ispunjeno i da je $\delta < \omega_0$, kako bi se ostvario bar jedan negativni poluperiod. Valni oblik funkcije (9.9) prikazan je na sl. 9.19.c.

Takav signal s negativnom poluperiodom u medicini naziva se bifazičnim, za razliku od monofazičnog, koji ima samo jednu pozitivnu poluperiodu. Na temelju istraživanja utvrđeno je da bifazični valni oblik ima prednost pred monofazičnim zbog većeg postotka uspješne defibrilacije i s manje aritmija nakon šoka. Osim toga, utvrđeno je da se može uspješna defibrilacija provesti s 50% manjom energijom stimulacije.

Energija E_c koja je kod defibrilacije na raspolaganju, ovisi o veličini kondenzatora C i napona U na koji se kondenzator nabija pa je

$$E_c = \frac{1}{2} C U^2 \quad (9.10)$$

Kondenzatori koji se upotrebljavaju imaju kapacitivnost od 6 do 32 μF , dok su naponi na koje se obično nabija kondenzator od 4 kV do 9 kV. Induktiviteti su u granicama od 0,1 H do 1 H. Najveća energija koja se običava uskladištiti u kondenzator^V je 400 Ws. To se^u može postići uz kondenzator od 16 μF naponom od 7,07 kV prema izrazu (9.10). Za uspješnu defibrilaciju nije, svakako, uvijek potrebna energija od 400 Ws, pa se zato odabirom veličine napona U može odabrati potrebna energija E koja se kod šoka potroši na otporu srca i ostalog tkiva. Obično je energija potrebna za vanjsku aplikaciju kreće u granicama od 40 do 350 Ws. Energija E_{sr} koja se potroši na srčanom otporu R_{sr} jest

$$E_{sr} = \int_0^{t_2} \frac{u(t)^2}{R_{sr}} dt = \int_0^{t_2} i(t)^2 \cdot R_{sr} dt \quad (9.11)$$

gdje je $u(t)$ naponski odnosno $i(t)$ strujni valni oblik u vremenskom intervalu od 0 do t_2 . Katkada se upotrebljava i odsječeni valni oblik što je za eksponencijalni oblik predočeno na sl. 9.19.d. Pokazalo se naime, da ako eksponencijalni oblik impulsa naglo prekinemo kad je pao samo na polovicu napona $U/2$, preostali dio energije predstavlja samo četvrtinu ukupne energije, što za defibrilaciju nije bitno. Štoviše, pokazalo se da su kraći impulsi povoljniji u smislu uspješnosti defibrilacije, a s druge strane, preostali dio energije u kondenzatoru nije izgubljen i skraćuje vrijeme sljedećeg nabijanja. Odsječeni eksponencijalni valni oblik postiže se prekidom daljnjeg izbijanja kondenzatora.

Za postizavanje tupljeg vrha odnosno dobivanja "sedla" u valnom obliku mjesto

kondenzatora C može se upotrijebiti i električna mreža prema sl. 9.19.e s dva kondenzatora C i induktiviteta L. Takva se izvedba rjeđe upotrebljava.

Električna shema jednoga defibrilatora prikazana je na sl. 9.20.a. Budući da defibrilator služi i u kardioverziji za zaustavljanje različitih aritmija gdje je prisutan napon srca, a i nakon defibrilacije, kad se počinje uspostavljati srčani ritam potrebno je predvidjeti nemogućnost uključivanja impulsa defibrilacije u trajanju vulnerabilne zone. Upad impulsa pražnjenja kondenzatora u vulnerabilnu zonu prouzročio bi s velikom vjerojatnošću ponovnu fibrilaciju. Vulnerabilna zona nalazi se u području ST intervala srčanog valnog oblika, a opisana je i na str. ..

Kondenzator C nabija se na napon U tijekom 10 sekundi. Napon U dobiva se preko mrežnog transformatora Tr1 i visokonaponskog transformatora Tr2. Mrežni transformator ima na svom sekundarnom namotaju više priključaka za dobivanje željenog napona U, odnosno prema izrazu (9.10) željene energije koja će se nakupiti u kondenzatoru C. Diodom D ispravlja se izmjenični visoki napon u poluvalni istosmjerni (ispravljanje može biti i punovalno). Elektronski voltmetar mjeri napon U, ali može biti umjeren u Ws, tj. u jedinicama energije uz poznatu kapacitivnost C. Promjena odvoda na sekundaru mrežnog transformatora i na taj način promjena napona, obavlja se ručno, jer se ne smije izvoditi na sekundaru visokonaponskog transformatora zbog visokog napona kojim bi bio rukovatelj ugrožen. Kondenzator je kontaktima a_1 i a_2 releja A spojen na istosmjerni visoki napon U, dok kroz namotaj releja A ne teče struja. Kada se zatvore kontakti K_1 i K_2 , istovremeno proteče struja kroz namotaj releja A i privuče kotvu koja prebaci kontakte a_1 i a_2 na drugu stranu kada se kondenzator C prazni preko zavojnice L i otpora srca bolesnika R_{sr} . Tako se vrši električni šok. Na sl. 9.20.b prikazana je i druga mogućnost s udvostručenjem napona dobivenog na sekundaru transformatora. U ovom slučaju potrebna su dva kondenzatora s dvostrukom kapacitivnošću $2C$.

Zbog sigurnosnih razloga treba spojiti oba kontakta K_1 i K_2 istovremeno da se ne bi slučajnim pritiskom samo jednog kontakta kondenzator počeo prazniti u neželjenom trenutku.

Da bi se spriječilo pražnjenje kondenzatora C za vrijeme trajanja vulnerabilne zone (τ_1) pri prekidu srčanih aritmija ili pri pojavi normalnog srčanog ritma, izveden je uređaj

prikazan u donjem dijelu slike 9.20. Taj uređaj ujedno je i jednokanalni elektrokardiograf za promatranje srčanog ritma nakon fibrilacije i za praćenje uspješnosti za vrijeme ^{de}fibrilacije. Zbog navedenih razloga priključuje se ulaz EKG-pojačala na elektrode tako da se postavljanjem elektroda na prsa pacijenta može prikazati na monitoru odnosno katodnoj cijevi napon srca, ako postoji. Na isti način prati se uspješnost defibrilacije ili prekidanje aritmije. Uz EKG pojačala, koje na ulazu ima tinjalicu ^(plinom punjena cijev) za zaštitu od prenapona, nalazi se i izlazni stupanj s pisačem i osciloskopom kao monitorom za promatranje EKG-a. Zaštitno djelovanje tinjalice od prenapona je u tome da pri određenom naponu (80-90V) ona provede odnosno dođe do tinjavog izbijanja i time vođenja struje te se onemogućuje daljnje povećanje napona na ulazu. EKG pojačalo je plivajuće i izolacijsko [Lit. 7.10], tako da dopušta ^{prisutnost} 7 kV napona između ulaznoga i izlaznoga dijela pojačala bez proboja.

Da bismo se zaštitili od nepoželjnog pražnjenja kondenzatora C u vulnerabilnoj zoni, ^{priključen} je komparator koji dovodi do promjene naponskog stanja na svom izlazu pri pojavi R-zupca. Napon komparacije ^{U_k} postavljen je na vrijednost oko polovice napona R-zupca, ^{prema sl. 9.2} Komparator okida monostabil s trajanjem ^vkazistabilnog stanja u trajanju $\tau_k = 30$ ms i zatim taj monostabil svojim silaznim bridom upravlja drugim monostabilom s kvazistabilnim stanjem τ_i u trajanju od 80 do 100 ms potrebnim da se izbjegne vulnerabilna zona. Za vrijeme trajanja impulsa τ_i teče struja iz monostabila M.M.2 kroz namotaj releja B, koji privlačenjem kotve otvara kontakt b_1 (mirni kontakt) i na taj se način prekida strujni krug releja A bez obzira na to jesu li sklopke K_1 i K_2 zatvorene odnosno pritisnute ili nisu.

Defibrilator mora imati mogućnost primjene u područjima bez priključka na električnu mrežu, kao u kolima hitne pomoći i izvan vozila. U tom se slučaju defibrilator pogoni priključkom na akumulator vozila ili nezavisni akumulator. Niski napon od 12 V pretvara se u visoki napon potreban za defibrilaciju srca istosmjerno-istosmjernim pretvornikom. Taj pretvornik može biti jednotaktni koji radi u zapornom području i koji može ostvariti visoki stupanj djelovanja od približno 80% i koji ne ovisi o opterećenju ili dvotaktni, propusnog tipa, koji ovisi o opterećenju. Frekvenciju prekapčanja obično je nešto veća od 1 000 Hz na koji način se dobivaju manje dimenzije transformatora. Na sl. 9.21. prikazan je pretvornik istosmjernog u istosmjerni napon u jednom prijenosnom defibrilatoru. Pretvornik je dvotaktni propusnog tipa. Uz transformator Tr 1, koji obavlja transformaciju napona, dodan je još

jedan transformator Tr2 s dva primarna namotaja, I. i II., koji su spojeni u seriju s namotajima s kojima je realizirana povratna veza. Kroz sekundar ovog transformatora teče struja potrošača koja povećava napon na bazi preklopnih tranzistora u slučaju većeg opterećenja, što se događa na početku nabijanja visokonaponskih kondenzatora 2C. Na sekundarnom namotaju transformatora Tr 2 priključen je sklop koji udvostručava napon U. Relejom A iskapča se i ukapča pretvornik. Pri iskapčanju pretvornika kondenzatori 2C se prazne preko prigušnice na srčani mišić. Ostali dio sličan je defibrilatoru prikazanom na sl. 9.20.

Danas postoje i defibrilatori koji se mogu implantirati. Oni prije svega moraju biti maleni a za stvaranje strujnog impulsa za prekid fibrilacije ili aritmije potrebna je znatno manja energija jer su elektrode za pražnjenje u samom srcu, ili na njemu, pa je sva energija primjenjena izravno na srce. U ovom slučaju znatno su manji i napon kojim se nabija kondenzator i struja pražnjenja kondenzatora. Ovdje je vrijeme potrebno da se nabije kondenzator duže od 30 s. Implantirani defibrilator osigurava momentanu primjenu bez gubljenja često fatalnog vremena do dolaska liječnika. Većina defibrilatora upravljana je prekoračenjem ili smanjenjem broja otkucaja srca iznad ili ispod postavljene granice u slučaju ventrikulske tahikardije ili bradikardije, odnosno nepravilnim brzim ritmom kod ventrikulske fibrilacije. Danas se nastoji uvesti praćenje protoka krvi kao indikator ^{implantiranog} aktiviranja defibrilatora.

9.6. Pregled ostalih mogućnosti električne stimulacije

9.6.1. Općenito


Električna stimulacija se, osim na srce, s uspjehom primjenjuje i na mnogim drugim organima, poboljšavajući njihovu funkciju ili nadomještajući neke ^{njihove} nedostatke. U poglavlju 9.1. iznesena su opća načela električne stimulacije, a ovdje će biti iznesene primjene na pojedinim organima s osnovnim obilježjima za svaki pojedini slučaj s obzirom na upotrijebljeni napon, struju, valni oblik, frekvenciju i trajanje upotrijebljenih impulsa, dok se izvedba elektroda prilagođava svakome pojedinom organu. Površinske elektrode, pa i one potkožne, spojene sa žicama s izvanjskim stimulatorom upotrebljavaju se za kratkotrajnu ili povremenu kratkotrajnu upotrebu, dok se za stalnu upotrebu upotrebljavaju implantirane elektrode s prijemničkim dijelom elektroničkog uređaja. Naime, u većini se implantiranih

* ^{električna} vrakova ^{stimulacija} koja ^{popunjava} ^{nedostatke} pojedinih organa ^{ovakve se funkcionalne} električne stimulacije (FES).

uređaja odašiljački dio se nalazi izvan tijela i njime se odabiru svi parametri stimulusa koji se zatim elektromagnetskim putem prenose preko kože i unutarnjih dijelova organizma na mjesto koje se podražuje i gdje se nalaze elektrode. Da bi se impulsno modulirani vidokofrekvencijski impulsi pretvorili u impulse za stimulaciju, implantiran je prijemnik koji se sastoji najčešće od paralelnoga ili serijskoga titrajnog kruga s pretvornikom izmjeničnog napona u istosmjerni napon s odzivom na vršnu vrijednost na čijem su izlazu elektrode, kao što je prikazano na sl. 9.3. [Kod implantiranih elektroničkih sklopova posebnu pozornost treba obratiti kapsulizaciji, tj. ugradnji elektroničkog dijela u polimersku masu ili silikonsku gumu, kojoj se, dok je tekuća, daje povoljan oblik. Takav polimerski materijal mora biti što manje propusan za molekule vode, kao i neke druge molekule koje, iako slabo, mogu prodrijeti do ugrađenoga elektroničkoga dijela. Okoliš u organizmu u kojem se implant nalazi agresivan je zbog prisutnosti kemijskih susptancija na povišenoj temperaturi od 37 °C. Potpuno nepropusni materijali su zlato, titan, staklo itd. Elektrode za stimulaciju izvode se najčešće od platine, Pt, ili slitine platina-iridij, Pt-Ir, a rjeđe od nehrđajućeg čelika. Od otpornosti na koroziju ugrađenoga električnog materijala, iako u zaštićenom oblogu, ovisi vrijeme potrebe zamjene implanta i time kirurške intervencije. U sljedećem tekstu prikazane su električne stimulacije različitih organa.

9.6.2. Električna stimulacija skeletnih mišića

Električna stimulacija mišića provodi se u smislu njihove kontrakcije pri vršenju pokreta, odnosno olakšavanju vršenja pokreta. To se primjenjuje kod paraplegičara i hemiplegičara. Tako se može ^{pod izoliranu šaku ruke električno stimulirati} upravljati otvaranjem šake, jer hemiplegični bolesnik u većini slučajeva može svojom voljom i vježbom stisnuti šaku. Otvaranje se provodi paketom naponskih impulsa amplitude 20 V do 50 V i frekvencije od 20 do 50 Hz što se može prilagoditi potrebama bolesnika. Širina impulsa može se također odabrati u trajanju od 0,1 ms do 0,7 ms. Površinske elektrode stavljaju se iznad paraliziranog mišića. Upravljanje serijom impulsa u trajanju od otprilike 3 s ostvaruje bolesnik laganim podizanjem ramena. Zatim, električnom stimulacijom živca peroneusa u području ispod potkoljenice može se znatno popraviti povlačenje noge i podizanje pete. U ovom slučaju jednom sklopkom u peti pacijenta

upravlja se kontrakcijom mišića i ostvaruje pravilno postavljenje noge. U ovom slučaju ^{Tu se} stimulacija se provodi naponima koji se mogu regulirati od 10 do 130 V. Frekvencija impulsa je 25 Hz, uz duljinu trajanja impulsa 0,15 ms. Duljina trajanja paketa impulsa može se prilagoditi između dijelova sekundi i 3 s. Budući da kontrakcija mišića potkoljenice za ispravljanje stopala nastaje neko vrijeme nakon što se dotikom tla nogom na peti uspostavio kontakt, potrebno je vremenski odgoditi stimulaciju mišića od zatvaranja sklopke u peti. To kašnjenje može se individualno prilagoditi prema pacijentu i brzini njegova hoda u vremenu od 50 do 350 ms. Na sl. 9.22. a i b prikazano je trokanalno upravljanje s tri skupine mišića. Na taj način postiže se mnogo skladniji hod. Pri zatvaranju kontakta u peti impuls se bežično odašilje iz odašiljača smještenoga u peti. Taj impuls, primljen i pojačan u prijemu, djeluje s različitim kašnjenjem na tri skupine mišića preko tri para elektroda. Stimulacijom mišića noge može se bitno popraviti hod i pojačati djelovanje često atrofiranih mišića. Da se tetanička kontrakcija mišića ostvari bezbolno, radi se s višim frekvencijama impulsa, od nekoliko kiloherca. Osim toga, može se frekvencija i amplituda impulsa povećavati od početne do krajnje kontrakcije. Radi postizanja kontinuirane i glatke kontrakcije, uz navedeno ^{vrsi se} često provodi i višekanalno stimuliranje, tj. sa stimulacijom na više različitih mjesta na mišiću ili na više mišića istovremeno ili postupnim uključivanjem pojedinih parova elektroda odnosno kanala. ~~Broj kanala može biti i do 8 za jedan pokret noge ili ruke.~~ 

Osim toga, stimulacija mišića može se provoditi radi sprečavanja atrofije mišića nakon traume, ako se očekuje da će se prekinuta živčana veza ponovno uspostaviti. No električna stimulacija može se primijeniti i kod neoštećene živčane veze s mišićem (neoštećene inervacije) u smislu ojačanja mišića, kao što se to radi kod treniranja športaša. Većina uređaja za električnu stimulaciju određene skupine mišića može poslužiti i za njihovo treniranje i terapiju tijekom duljeg vremena, što može jačati mišiće, pogotovo ako nisu često u svrhovitoj upotrebi. Stimulacija mišića smanjuje atrofiju mišića i zbog poboljšanja cirkulacije krvi (hiperemija) što rezultira i povećanjem temperature u mišiću za 1.1 do 2.8 °C za vrijeme dugotrajnije električne stimulacije. Također se može spomenuti i analgetsko djelovanje, odnosno smanjenje boli prilikom stimulacije. U ovom slučaju strujni impulsi mogu biti 10 do 15 mA u trajanju od 10 s sa stankama od 50 s.

Ako još postoji inervacija mišića preko motornih pločica, stimulacija se može provesti

Umetak

Umetak



U uspostavljanju hoda kod paraplegičara značajno pomaže funkcionalna električna stimulacija iako još ne dovoljno zadovoljavajuće. Upravljanje pokretima iz svjesne razine (skupinom mišića pod kontrolom ili ručno), prenosi se posredstvom kontrolera višekanalnom stimulacijom mišića donjih ekstremiteta, što znači, s više parova elektroda. Broj elektroda koje se primjenjuju je od 8 (4 kanala) do 48 (24 kanala). Upravljanje na nižoj razini provodi se kontrolerom po unaprijed utvrđenom programu kako bi se dobio što glatkiji pokret. Povratnom vezom vraća se podatak o pomaku ili zakretu zgloba izmjeren sensorima kao što su goniometri, pretvornici sile ili akcelerometari na ulaz stimulatora gdje se upravlja amplitudom impulsa. Povratnom se vezom na taj način usklađuju pokreti.

Kontroleri se mogu izvesti sa strategijom korak po korak tako, da se korekcija pogreške prema utvrđenoj trajektoriji provodi na temelju prethodnog koraka. Električna stimulacija treba biti dovoljnog intenziteta da može izazvati tetaničku kontrakciju mišića što se postiže s frekvencijama impulsa od 20 do 60 Hz. Niže frekvencije izazivaju drhtavu i slabu kontrakciju mišića. Porastom frekvencije impulsa raste i sila kontrakcije do maksimalne vrijednosti, tako da je kod povećane frekvencije stimulacije, zamor mišića, glavni faktor ograničenja dulje uporabe. Amplituda struje stimulacijskih impulsa kod površinskih elektroda je približno 100 mA, a implantiranih 20 mA, dok je duljina njihovog trajanja od nekoliko dijelova ms do 150 ms.

Postignuti rezultati još su dosta daleko da budu zadovoljavajući: hod je neprirodan, uz pomoć štaka i štapa te velikog broja priključnih žica kod višekanalnog upravljanja, što je kozmetički neprihvatljivo. Paraplegičari za sada mogu ustajati sa stolice i kratkotrajno hodati s pomagalima za održavanje ravnoteže.

stimulacijom živca koji inervira mišić.

9.6.3. Električna stimulacija dišnih organa

Ovdje se stimulira dijafragma ili živac (frenikus) koji inervira dijafragmu. To se može upotrijebiti pri umjetnom disanju kada pluća i mišići dijafragme nisu oštećeni. Stimulacija se provodi ili neposrednim djelovanjem na dijafragmu ili živac frenikus, kod pacijenta s otežanim disanjem, što može biti posljedica poliomielitisa te nakon lumbalne anestezije, otrovanja barbituratima, hemoragičnog šoka itd. Stimulacija se obično primjenjuje na implantirani prijemnik posredstvom visokofrekvencijskog prijenosa. Impulsi kojima se podražuje s implantiranim elektrodama strujni su s amplitudama od 0,5 do 2 mA u trajanju od 0,1 ms, a frekvencija je oko 50 Hz. Elektroda je malena savitljiva vrpca koja se omota oko živca. No to može i prouzročiti poteškoće pri duljoj uporabi radi povećanja praga podražljivosti. Dobro je stimulaciju provoditi putem živčanog para naizmjenično. Stimulacija se može provesti pomoću elektrode koja se upotrebljava pri stimulaciji srca preko vene cave. Električnom stimulacijom disanja povećava se disajni volumen za približno 20 do 30%. Tvrtka "Cordis" [Lit. 9.5] omogućuje regulaciju napona impulsa stimulacije od 6 do 20 V, uz regulaciju sekvencije od 10 do 100 Hz i duljini trajanja impulsa od 0,1 do 1 ms. Postoje izvedbe i s nuklearnim izvorom koji je sličan onom opisanom kod srčanih stimulatora. Povoljnija stimulacija postiže se, ako se stimulacija sinkronizira s prirodnom respiracijom. Prirodna respiracija senzira se preko termistora postavljenoga ispred nosnih otvora i tako se upravlja impulsima. Tako se može povećati volumen respiracije i do 50%. Osim implantiranih elektroda, stimulacija se može provesti i vanjskim elektrodama, što se radi kod bronhijalne astme. Jedna površinska elektroda postavlja se prsno naprijed negdje kod petog rebra (točni položaj dijafragme utvrđuje se rentgenom), a druga elektroda postavlja se otraga paravertebralno na istoj visini kao i prva. U ovom slučaju povećava se frekvencija impulsa do 200 Hz s duljinom trajanja paketa impulsa od 1,2 do 1,5 s i s prekidom od 1,5 do 2 s. Strujna amplituda impulsa je približno 3 do 5 mA, a stimulacija se obavlja u trajanju do 20 min, tijekom 10 do 20 seansi. Nakon stanke od nekoliko mjeseci to se može ponoviti. Radila se i stimulacija izravno na produljenoj moždini s iglastom elektrodom na razini segmenta Th₁ i Th₂. Ovdje se upotrebljavaju niski naponi impulsa od 0,4 do najviše 0,8 V,

kada se može povećati volumen disanja i do tri puta prema normalnome.

9.6.4. Električna stimulacija živca karotidnog sinusa

Električnom stimulacijom živca karotidnog sinusa može se sniziti krvni tlak odnosno utjecati na hipertoniju (povišeni tlak) i stenokardiju kod angine pektoris. Stenokardija je suženje srčanih arterija, zbog čega pri većem opterećenju srca ponestaje krvi odnosno kisika za napajanje srca, a to uzrokuje oštru bol u području srca. Pri povećanju arterijskog tlaka u karotidnom sinusu poraste frekvencija akcijskih potencijala u Heringovu živcu što kroz vazomotorni centar umanjuje arterijski tlak, broj otkucaja srca (bradikardija) i minutni volumen srca. Pri smanjenju krvnog tlaka obrnuto poraste frekvencija u karotidnom sinusu. Ako se na umjetni način električnim impulsima podražuju Heringov živac, smanjit će se arterijski krvni tlak za 2,6 kPa do 10,6 kPa (20 do 80 mm Hg). Taj se način primjenjuje kad liječenje lijekovima nije moguće ili ne daje rezultate. Isto tako smanjuje se i broj otkucaja srca u minuti. Kod stenokardije odnosno napadajuće angine pektoris uzima se nitroglicerina, a ovakva električna stimulacija može ga u određenim slučajevima zamijeniti. Osim toga djeluje znatno brže i nema nuspojava.

Električna stimulacija sinusa karotisa utječe i na supraventrikulsku tahikardiju gdje je može prekinuti tijekom 30 sekundi.

Ti stimulatori se najčešće implantiraju na način kako je to naznačeno na sl.9.23. Visoka frekvencija od 450 kHz modulirana je impulsima (kod tvrtke "Medtronik"). [Lit. 9.5]. Dužina trajanja impulsa je 0,35 ms, frekvencija impulsa može se odabrati od 20 Hz do 80 Hz, a amplituda od 1 V do 6 V. Povećanjem frekvencije impulsa snižava se arterijski tlak. Odašiljački dio je džepne izvedbe (25 g) i napajan je baterijom od 9V, a prijemni dio koji se sastoji od titrajnoga kruga i pretvornika izmjeničnog napona u istosmjerni, prema sl. 9.3, implantiran je ispod ključne kosti u blizini sinusa karotisa. Odašiljački dio nosi bolesnik sa sobom u džepu i može ga upotrijebiti, prema potrebi, prislanjanjem zavojnice odašiljača na mjesto gdje je implantirana prijemnička zavojnica titrajnog kruga. Implantirane elektrode izvedene su od platine ili slitine platina-iridij.

9.6.5. Električna stimulacija urogenitalnog sustava

Električna stimulacija može se uspješno primijeniti u većini slučajeva za liječenje nemogućnosti ispuštanja urina (kontinencija) i nemogućnosti zadržavanja urina (inkontinencija). Poteškoće u ispuštanju urina mogu nastati poslije operacije na urogenitalnom sustavu ili kao posljedica operacije maternice (histerektomija), trauma, adenoma prostate, mielitisa i sl.

Često može biti uspješan ishod stimulacijom mokraćnog mjehura implantiranim elektrodama na donjem dijelu mjehura. Ta stimulacija dovodi do upravljanja odnosno kontrakcije mišića detruzora kojim se steže mokraćni mjehur i tako istiskuje mokraćnu iz mjehura. Može se obavljati postojano implantiranim elektrodama na stijenku mokraćnog mjehura ili kratkotrajno uvođenjem elektroda rektalno, ili vaginalno. Kod ove stimulacije detruzor kontrahira i na taj način istiskuje urin. Obično se detruzor stimulira naponima od 5 do 8 V u trajanju od 3 ms s frekvencijom impulsa od 20 do 25 Hz. Pri neposrednoj stimulaciji detruzora može se povećati tlak urina na 8 kPa (60 mm Hg). U ovom slučaju elektrode su postavljene na mokraćni mjehur. Otpor između elektroda postavljenih na mokraćni mjehur je od 35 do 390 Ω . U ovom slučaju su parametri električnih impulsa slijedeći: napon se može regulirati od 2 do 18 V, frekvencija od 10 do 40 Hz, a duljina trajanja stimulacijskog impulsa od 2,5 do 7 ms. Trajanje primjene impulsa je od 1 do 10 s. Većinom se upotrebljavaju monofazni impulsi, a rjeđe bifazni. Pri prijenosu impulsa visokofrekvencijskim načinom odabrana frekvencija u jednoj izvedbi stimulatora bila je 1,25 MHz. Katkada se za bolju stimulaciju detruzora upotrebljava više kanala sa 4 do 6 elektroda. Elektrode se u nekim slučajevima postavljaju u području ulaza uretera u mjehur, a u drugim se slučajevima smještaju oko detruzorskog mišića ili u području dna mokraćnog mjehura. Na sl. 9.24. pokazano je gdje se elektrode trebaju smjestiti, bilo da su dvije ili da ih je šest. Budući da je kod kontinencije urina (zadržavanja mokraće) potrebno stimulirati mišić detruzor, to smještaj elektroda na dnu mjehura (sl. 9.24.a) u blizini mišića sfinktera, koji sprečava pražnjenje mjehura, nije povoljno (25% djelotvornosti). U području detruzora na sl. 9.24.b. čini se da bi stimulacija bila najpovoljnija (50% djelotvornosti), no nije, jer u tom području ne može izazvati koordiniranu kontrakciju detruzora. Pojavljuje se samo lokalna kontrakcija detruzora pod elektrodama. Zato se kao najefikasnije područje s 88%tnom

efikasnošću preporučuje srednje područje mjehura prema sl. 9.24.c. Elektrode imaju promjere od 0,5 do 1 cm, a izvode se od platine ili slitine, platin-iridija s izoliranom vanjskom stranom elektrode, da ne dolazi do širenja struje u okolni prostor.

Stimulacija mjehura može se provesti stimulacijom živaca koji izlaze iz kralješnice u području 3. i 4. kralješka. U ovom slučaju radi se s malim naponima od 0,5 do 1 V i strujama ne većim od 8 mA. Dužina trajanja impulsa je 15 do 20 ms s frekvencijom od 18 do 20 Hz.

bold Drugi je problem pri stimulaciji mokraćnog mjehura nezadržavanje mokraće tzv. inkontinencija urina. Do toga dolazi zbog narušenog mehanizma djelovanja mišića sfinktera (vanjskoga). Inkontinencija urina prisutnija je u žena starije dobi nego u muškaraca. Ona može biti i posljedica nekih operacijskih zahvata (npr. histerektomije). Elektrode se mogu implantirati u mišić sfinktera ili oko grlića mokraćnog mjehura. Električni impulsi imaju amplitudu obično od 4 do 8 V uz trajanje impulsa od 0,1 do 4 ms i frekvenciju od 20 do 200 Hz. Pri implantaciji elektroda zavojnica prijemnika može biti montirana potkožno na trbušnoj stijenci. U žena se kod inkontinencije može postaviti stimulator transvaginalno, a kod muškaraca na mišić sfinkter s dna zdjelice. Transvaginalni stimulator što ga je izvela tvornica "Gorenje" ima trajanje impulsa od 1 ms i amplitudu napona 8 V uz frekvenciju impulsa od 20 Hz, dok je struja impulsa ovisna o otporu tkiva, ali ograničena na 40 mA. U muškaraca se jedna elektroda može smjestiti rektalno. Električna stimulacija može se provoditi prema potrebi, ali mnogo češće tijekom više seansi u smislu jačanja tonusa sfinktera. Noćna enurija prestaje najčešće već nakon 4-5 seansi, a za učvršćivanje dobivenih rezultata potrebno je 8 do 15 seansi. Električna stimulacija može se primijeniti i u porodiljstvu pri stimulaciji maternice radi izazivanja trudova, a i u terapijske svrhe u smislu jačanja mišića prije prođaja.

9.6.6. Električna stimulacija želučano-crijevnog trakta

Ova se električna stimulacija primjenjuje kad je narušena motorika želuca i crijeva. Primjenjuje se kada druge metode liječenja ne daju pozitivne rezultate. Jedna elektroda se postavlja na pilorus u želucu, a druga se postavlja izvana abdominalno. Električnom

stimulacijom crijeva i želuca može se pospješiti oporavak peristaltike crijeva nakon operacije na probavnom traktu. Tvrtka "Medtronic" izrađuje takve električne stimulatore. Uređaj se napaja iz baterije i daje pravokutne impulse struje od 10 mA u trajanju od 5 do 10 ms frekvencije 50 Hz. Primjena stimulacije traje besprekidno 5 do 10 s, nakon čega se opet može ponoviti. Jedna elektroda za stimulaciju u obliku sonde postavlja se u želudac ili dvanaestopalačno crijevo, a druga s u obliku pločaste površinske elektrode postavlja na prednju stranu tijela. Kako je to izvedeno za stimulaciju želuca, vidi se na sl. 9.25.a. U primjeru na sl. 9.25.b smješta se bipolarna elektroda u dvanaestopalačno crijevo, a u trećem primjeru, na sl. 9.25.c, prikazana je stimulacija cijeloga želučano-crijevnog trakta postavljanjem elektrode negativnog polariteta u želudac i debelo crijevo (rektalno), a pozitivnog preko pločaste elektrode izvana na trbuh. Elektroda u obliku sonde može biti izvedena s nekoliko električki odvojenih metalnih kontakata. Razmak među kontaktima može biti 2 do 3 cm s metalnom površinom kontakta ne manjom od 3 mm². Stimulacija može trajati 30 minuta u slučaju bipolarne stimulacije, a i do 2 sata u slučaju monopolarne stimulacije. Monopolarna stimulacija zahtijeva 1,5 do 1,8 puta veću struju. Za stabiliziranje postignutih rezultata stimulacija može trajati i do 15 sati. Obično stimulacija traje oko 12 sati, da bi se ponovila nakon mjesec dana ili nekoliko mjeseci. Za poboljšanje peristaltike, pogotovo debelog crijeva (kod opstipacije), upotrebljavaju se pravokutni impulsi. Frekvencija impulsa nalazi se obično u području od 20 do 80 Hz i širinom impulsa od 0.2 ms do 5 ms.

9.6.7. Električna stimulacija za ublažavanje bola

Poznato je da se bol prenosi živčanim vlaknima kojima se prenose različiti osjeti, kao što je osjet dodira, osjet za hladnoću, za toplinu itd. Živčana vlakna za osjet dodira, kao i hladnoće i topline, mijelizirana su A-delta vlakna. Osjet boli prenosi se preko mijelinskih živčanih vlakana do neurona leđne moždine (nociceptivni put), ili preko nemijeliziranih vlakana tzv. C-vlakana, koji nisu nociceptivni. Oba ta živčana puta sastaju se preko sinapsi u posebnom neuronu za bol u gornjem dijelu sive tvari leđne moždine. Ako vanjski intenzivni podražaj dopre do neurona za bol, to će se osjetiti kao bol, no ako su oba puta aktivirana (nociceptivni i nenociceptivni) i ako njihovim obostranim djelovanjem dođe do međusobnog poništavanja i ne podraži se živac za bol, bol se neće osjetiti. Takav model za osjet bola dali

su Melzack i Wall. Prema tom modelu, djelujući zajedno, nociceptivni put, koji prenosi bol, može biti inhibiran od nenociceptivnog živčanog puta u sinapsi prije neurona za bol u leđnoj moždini i tako se može bol reducirati ili sasvim poništiti. Aktivirati se može nenociceptivni put i mehaničkim trljanjem kože, ali i električnim impulsima. Na tom načelu zasniva se teorija o potiskivanju boli električnom stimulacijom prema Melzack-Wallovom modelu.

Električna stimulacija može se obaviti na četiri načina: preko kože, koristeći se površinskim elektrodama postavljenima na kožu, zatim stimulacijom implantiranih elektroda kod kronične boli, stimulacijom dubljih slojeva mozga i stimulacijom leđne moždine, gdje se elektrode smještaju ili u subduralni prostor ili izvan dure. Najviše se upotrebljava prva vrsta električne stimulacije, a treća i četvrta upotrebljavaju se u posebnim slučajevima kronične boli s različitim uspjehom u ishodu. Prva metoda stimulacije površinskim elektrodama za potiskivanje boli poznata je pod imenom Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation (TENS). Uspjeh u potiskivanju boli pri uporabi površinskih elektroda kreće se u granicama od 33 do 88%, a upotrebljava se kod periferne neuropatije, kod bolova u amputiranom batrljku, kod fantomske boli u udovima, kod kroničnog lumbalnog sindroma, boli od oštećenja leđne moždine, išijasa itd.

Električna stimulacija za potiskivanje boli postiže se pravokutnim strujnim impulsima s amplitudama struje ne većim od 80 mA sa širinom impulsa od 40 do 250 μ s, dok se frekvencija impulsa kreće u granicama od 80 do 150 Hz, a neki električni stimulatori proizvode frekvencije od 1 do 130 Hz. Osim toga, u stimulacijskom signalu ne smije biti istosmjerne komponente da se izbjegne iontoforeza i draženje tkiva ispod elektroda kroz dulje vrijeme. Električna stimulacija provodi se 30 do 45 minuta i tri do četiri puta u jednom danu. Stimulacija se katkada izvodi s jednim do dva paketa impulsa u sekundi s frekvencijom impulsa od 100 do 150 Hz.

9.6.8. Električna stimulacija za izazivanje sna

San se može izazvati električnom stimulacijom bez posebnih lijekova za spavanje, što se smatra fiziološki zdravijim. Da bi se izazvao san, elektrode se postavljaju najčešće na oči

preko tamnih naočala koje ispod trake imaju postavljene spužvaste elektrode spojene kao jedna elektroda. Druga elektroda se postavlja okcipitalno (na zatiljak) prema sl. 9.26.

Strujni impulsi amplitude od 0,1 do 1 mA imaju duljinu trajanja ne veću od 0,2 do 1 ms uz frekvenciju koja se odabire u području od 5 do 150 Hz, a u nekim slučajevima kod elektroanalgezije i od 50 do 1 000 Hz. Impulsi duljeg trajanja od 1 ms mogu prouzročiti svjetlosne senzacije, kao i amplitude strujnih impulsa veće od 3 mA pri trajanju impulsa od 0.4 s. Odnos između amplitude i vremena trajanja impulsa treba prilagoditi prema intenzitetno-vremenskoj krivulji. Trajanje procedure na početku je približno pola sata, a poslije se produljuje na 2 do 3 sata. Broj procedura može biti od 5 do 20 u jednom postupku.

9.6.9. Električna stimulacija elektrošokom

Terapija elektrošokom često se primjenjuje kod duševnih bolesnika. Stimulacija se provodi jakim strujama kraće vrijeme. Elektrode se prislanjaju na lijevu i desnu temporalnu regiju na glavi pacijenta. Pritiskom elektrode na glavu pacijenta uspostavlja se kontakt koji omogućuje protjecanje struje valnog oblika prikazanoga na sl. 9.27. kroz mozak. Ovakva struja dobiva se iz sinusnog napona mreže, pri čemu se od perioda T sinusnog napona uzima četvrtina. Period napona mreže je 20 ms, jer je frekvencija mreže 50 Hz, pa prema tome, četvrtina tog perioda traje 5 ms, a stanka je 15 ms. Nakon jednog paketa tih impulsa dolazi stanka od 100 ms. Ukupno trajanje jednoga električnog šoka jest približno 0,5 do 1s. Srednja vrijednost struje koja za vrijeme šoka teče je do 400 mA, ali ne više od 900 mA.

Električni šok izaziva konvulzivne napadaje slične epileptičnom napadaju. Nakon električnog šoka nastaje komatozno stanje s određenim nemirom i strahom, a može se pojaviti i izvjesna agresivnost. Za vrijeme elektrošoka i nakon toga može se pojaviti kratkotrajan prestanak disanja (apnea) s gubitkom svijesti u trajanju do 30 s. Za vrijeme elektrošoka snažno se grči muskulatura po cijelom tijelu, pa treba pripaziti da ne dođe do ozljeda. Da se to izbjegne, pacijentu se daje neki narkotik da dođe u stanje omamljenosti, kao i neki spazmolitik koji relaksira mišiće. Nastupi li potpuna opuštenost mišića, nakon četrdesetak sekundi primjenjuje se električni šok. Na taj je način davanje električnog šoka manje dramatično i za bolesnika sigurnije i prihvatljivije, tako da se njegova upotreba proširuje.

Električni šok daje se bolesnicima s endogenom depresijom, s akutnim oblicima shizofrenije te kod nekih epileptičkih sumračnih stanja, kao i nekih tipova neuroze.

Uzroci povoljnoga djelovanja električnog šoka nisu sasvim poznati. Pretpostavlja se da metaboličke promjene, koje nastaju davanjem električnog šoka povoljno utječu na patofiziološke procese u mozgu.

9.6.10. Električna stimulacija za rast biološkog tkiva

bald Djelovanje slabih električnih struja u području prijeloma kosti omogućuje brže sraščivanje odnosno brže stvaranje kalusa. Slabe struje u područje prijeloma mogu se ostvariti izravnim ubadanjem elektrode na mjesto prijeloma, dok se druga elektroda nalazi izvana na koži, kao što je to prikazano na sl. 9.28.a. Zatim se isto tako može stvoriti izmjenično magnetsko polje koje tjera inducirane struje kroz mjesto preloma (sl. 9.28.b). Kapacitivnim načinom, prema sl. 9.28.c, stvara se električno strujno polje. Induktivnim načinom, bald postavljanjem elektroda na kožu i mjesto prijeloma, struja teče neposredno kroz tkivo, pa se tako može i kontrolirati struja koja prolazi kroz mjesto prijeloma. Za zarastanje prijeloma najpovoljnije su struje od 5 do 20 $\mu\text{A}/\text{cm}^2$. Struje manje od 5 $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ ne djeluju, a one veće od 50 $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ mogu prouzročiti nekrozu. Neki autori navode da i niže vrijednosti struje mogu prouzročiti nekrozu.

Induktivni način koji proizvodi magnetsko polje radi u impulsima u trajanju od 5 ms i zatim sa stankom od 15 ms. Rad s magnetskim poljem je povoljniji jer je potpuno neinvazivan i ne zahtijeva nikakav kirurški zahvat. Promjena magnetskog polja može se mijenjati na način kako je to prikazano na sl. 9.28.^b U ovom slučaju impulsi su kraći (2 ms), a njihova frekvencija je niska 10 Hz.

Treći **kapacitivni način** najmanje se primjenjuje. U ovom slučaju upotrebljava se niski sinusoidalni napon od približno 5V od vrha do vrha i frekvencije od 60 kHz.

Prva dva načina danas se komercijalno upotrebljavjau, a treći se još ispituje.

Djelovanje električne struje na mehanizam srašćivanja ^{kostiju} još nije sasvim razjašnjen no to ne sprečava upotrebu ove metode koja je često uspješna. Činjenica je da slabe struje stimuliraju i ubrzavaju srašćivanje kostiju (osteogeneza), i to na negativnoj katodi. Poznato je da se pod opterećenjem na kostima pojavljuje piezoelektrični napon. Osim toga, utvrđeno je da se gustoća kosti povećava opterećenjem, a neopterećenjem (zbog ležanja ili imobilizacije) tijekom duljeg vremena gustoća kosti se smanjuje. To se povezuje s vezom napona i gustoćom struje sa srašćivanjem kostiju. Osim istosmjernog napona, upotrebljavaju se paketi impulsa i izmjenične struje vrlo niskih frekvencija.

Ovdje se može napomenuti da slaba struja ili monofazni impulsi struje primijenjeni na rane pomažu u njihovu **cijeljenju**. To se može mjeriti s površinom rane koja se protjecanjem struje brže smanjuje nego rana kontrolne grupe bez primjene struje. Ubrzano zarašćivanje rana uvjetovano je vjerojatno povećanom cirkulacijom krvi i izmjenom tvari u stanicama, što je izazvano protjecanjem slabe struje kroz tkivo. Električna struja pojačava oslabljene prirodne regenerativne procese. Elektrode se postavljaju u neposrednoj blizini rane, a mogu se postaviti i na samu ranu. U mnogim tim načinima stimuliranja još nije definitivno utvrđeno koja je metoda bolja od druge, tako da je još uvijek prisutna velika raznolikost u načinima stimulacije kako glede vrste signala, frekvencije impulsa, te izvedbe i smještanja elektroda.

9.6.11. Električna stimulacija živčanog i motoričkog sustava

U kliničkoj neurofiziologiji uz mjerenje akcijskih potencijala mišića i somatosenzornih sustava uz elektro miograf nužan je **električni stimulator**, koji će davanjem pravokutnih impulsa različite amplitude, trajanja i frekvencije omogućiti stimulaciju npr. nekoga perifernog živca i promatrati njegov odziv na mišiću. Akcijski potencijali mišića i njihovo mjerenje opisano je u 1. poglavlju. Podraživanjem nekoga perifernoga senzoričkog živca, npr. medijalnog živca izaziva se akcijski potencijal koji se može pratiti na njegovu aferentnom putu do leđne moždine. Pri tome se može odrediti brzina vođenja (conduction velocity) i odziv koji se dobiva na suprotnom kraju od mjesta podražaja. Valni oblik odzivnog akcijskoga potencijala može biti različit vezan za određena oboljenja živčanih

vlakana, što se može utvrditi elektromiografom. Elektrode kojima se mjeri odziv odnosno valni oblik mišićnog akcijskog potencijala mogu biti mikroelektrode, potkožne igličaste elektrode ili površinske elektrode. Te elektrode opisane su u 3. poglavlju. Na taj se način može odrediti potencijal jednog mišićnog vlakna, nekoliko mišićnih vlakana ili mišićne skupine.

Električni podražaj izaziva se najviše pločastim elektrodama, a može i s igličastim elektrodama, što ovisi o tome želi li se stimulirati uže ili šire područje oko živca ili mišića. Za tu svrhu električni stimulator može odašiljati strujne ili naponske impulse u granicama u kojima se mogu regulirati od 0 do 50 mA ili napona od desetak mV do približno 250 V. Kod strujnog izvora unutrašnji otpor izvora je otprilike $1\text{ M}\Omega$, a kod naponskog $3\ \Omega$. Duljina impulsa može se mijenjati od 0,05 ms do 300 ms, a frekvencija impulsa od 0,1 Hz do 2 000 Hz. Sve te vrijednosti odnose se na jednu izvedbu elektrostimulatora, pa prema tome stanovita odstupanja mogu biti od izvedbe do izvedbe. Osim toga, mogu se odašiljati tzv. paketi ili vlakovi (train) impulsa kojih se broj impulsa može kratati od dva (par) impulsa do više stotina impulsa u jednoj grupi. Paketi impulsa daju se najčešće radi izazivanja tetaničke kontrakcije mišića.

Pri promatranju odziva na osciloskopu često se želi izbjeći prikaz velikog napona podražaja, što se može postići i regulacijom vremena kašnjenja između sinkronizacijskog impulsa koji okida vremensku bazu i vremena davanja napona podražaja. To se postiže tako da se vrijeme kašnjenja prema osnovnom davaču takta D.T. može regulirati kao vrijeme τ_{k2} za sinkronizacijski impuls, koji okida (pokreće) pilasti napon vremenske baze. Ako je $\tau_{k1} < \tau_{k2}$, podražajni impuls će se vidjeti i sa svojim početkom prema slikama 9.31. i 9.32. Veličina podražajnog impulsa neće doći do izražaja ako je mjesto podražaja udaljeno od mjesta registracije, no ako to nije ispunjeno, onda se elektrode za registraciju mogu smjestiti na ekvipotencijalnu krivulju izazvanu naponom podražaja, kako je to prikazano na sl. 9.30.

Električni stimulator izveden je prema blok-shemi na sl. 9.31. Sastoji se od davača takta D.T., kojemu se frekvencija impulsa može mijenjati u više područja (npr. od 0,1 do 20 Hz, 1 - 200 Hz, 10 - 2 000 Hz). Te se frekvencije najčešće dobivaju iz jedne frekvencije kremenom stabiliziranog izvora, te se onda dijeljenjem posredstvom brojila impulsa ostvaruju

pojedine ^{niže} frekvencije. Kod manje skupih električkih stimulatora to se može ostvariti astabilnim multifibratorima prema sl. 9.31. Kašnjenje podražajnog impulsa i impulsa sinkronizacije postiže se monostabilnim multivibratorima okidanim iz davača takta prema sl. 9.31. Isto tako, duljine trajanja impulsa τ_0 određuje se monostabilnim multivibratorom M.M2. Amplituda izlaznog signala mijenja se s promjenom pojačanja pojačala kome se regulira napon na ulazu. To se može postići i promjenom napona napajanja tranzistora koji radi kao sklopka. Na sl. 9.32. dani su vremenski dijagrami rada multivibratora za kašnjenje M.M2, za širinu impulsa τ_0 M.M.2, te multivibratora M.M.3 koji služi za kašnjenje sinkronizacijskog impulsa kojim se okida vremenska baza i čime se može ne prikazati na zastoru katodne cijevi stimulacijski impuls.

Priključak na pacijenta mora biti izolirano izveden. To se postiže posebno namotanim transformatorom kod kojeg se mora postići što manja rasipna kapacitivnost između primarnog i sekundarnog namotaja. Osim toga, primarni namotaj i sekundarni namotaj oklopljeni su uzemljenom metalnom folijom. Tome je svrha da se na ispitaniku ne pojave nikakvi drugi naponi osim impulsa napona podražaja. To je prikazano na sl. 9.31. Katkada se može sredina sekundarnog namotaja vezati na masu. Izoliranost se može ostvariti i prijenosom impulsa visokofrekvencijskim signalom moduliranim impulsima na načelu koji je prikazan na sl. 9.3. Visoka frekvencija može se kretati u granicama od 0,5 do 5 MHz. Na sl. 9.33. prikazani su pojedinačni, dvostruki impulsi i paketi impulsa koji mogu davati mnogi električni stimulatori.

Na temelju brzine provođenja živca, kao i obzirom na valni oblik i amplitudu akcijskog potencijala, može se utvrditi oštećenje živca i atrofija mišića. Tako je npr. brzina vođenja živčanog impulsa u zdrava odraslog čovjeka od 40 do 50 m/s (a u djece je niža), dok je u oboljelih perifernih živaca znatno niža. Tako se mogu dijagnosticirati različite mišićne atrofije, denerviranosti mišića, pareze i sl. Za ovu dijagnostiku nužno su potrebni električni stimulatori.

Literatura

- 9.1. Yu.Yu.Bredikis: Assay on Clinical Electronics. Medicina. Moscow. 1974.
- 9.2. R.Millner, R.Richwien: Grundlagen der medizinischen Elektronik. Akademische Verlagsgesellschaft, Leipzig, 1970.

- 9.3. A.P.Livenston: Elektromedicinska aparatura. Medicina. Moskva. 1981.
- 9.4. R.I.Utjemišev, M.Vrana: Elektronaja aparatura dlja stimulaciji organov i tkanej. Energoatomizdat. Moskva, 1983.
- 9.5. Technical or Physician's manuals od slijedećih tvrtki: Intermedics Inc. Freeport Texas; Cordis Co. Miami, Florida; Medtronic Inc. Minneapolis, Minesota; Siemens - Elema, Solna, Sweden.

10. ULTRAZVUČNA DIJAGNOSTIČKA TEHNIKA

10.1. Rasprostiranje ultrazvuka

Zvuk predstavlja titranje čestica zraka ili nekoga drugog medija kroz koji se prostire. To gibanje čestica može se prikazati periodičnom funkcijom različitih frekvencija. Ako su te frekvencije gibanja čestica u području čujnom, tj. od nekih 16 Hz do 16 kHz ili 20 kHz, onda to zovemo zvukom, dok ultrazvuk predstavlja isto mehaničko titranje čestica zraka ili neke druge tvari u području iznad 20 kHz. U medicinskoj dijagnostici primjenjuje se ultrazvuk frekvencije od 1 MHz do 15 MHz. Zvuk u području frekvencija nižih od 16 Hz zove se infrazvuk.

Ultrazvuk se može proizvesti pločicom koja titra na frekvenciji u području ultrazvuka. Mehaničko titranje pločice s frekvencijom f proizvodi pomicanje susjednih čestica zraka što se može opisati jednadžbom

$$s = A \cdot \sin \omega t, \quad (10.1)$$

gdje je $\omega = 2\pi f$, a A amplituda pomaka čestice. To gibanje prenosi se i na susjedne čestice jednom odvođenom brzinom širenja c , tako da se izraz (10.1) može proširiti i prostornom dimenzijom. Ako se promatra takav utjecaj na susjedne čestice u jednoj dimenziji, npr. x osi, može se napisati

$$s = A \cdot \sin \omega \left(t - \frac{x}{c} \right). \quad (10.2)$$

Brzina širenja ultrazvuka, kao i zvuka, za različite tvari, različita je i ovisna o gustoći tvari. Gušće tvari imaju u pravilu veću brzinu širenja zvuka uz nekoliko iznimaka (npr. olovo). U tablici 10.1. to je i pokazano.

Tablica 10.1.

Tvar	Brzina c (m/s)	Tvar	Brzina c (m/s)
voda (20 °C)	1 480	mišići	1 585
zrak (normalni tlak)	331	krv	1 570
pleksistaklo	2 680	kosti lubanje	4 080
aluminij	6 400	mozak	1 541

Relativni položaj s neke čestice prema amplitudi titranja A odgovara nekom kutu α . Ta će se čestica naći u određenom položaju s/A koji odgovara kutu α na putu prostiranja x tek nakon proteklog vremena t , što se prema izrazu (10.2) može napisati kao

$$x = c (t - \alpha/\omega) \quad (10.3)$$

Prema izrazu (10.3) može se odrediti položaj čestice s obzirom na proteklo vrijeme t i na udaljenost x , tako da je pomak s funkcija s dvije varijable. Prikaz titranja sinusoidom ne gubi na svojoj općenitosti, jer se svako titranje bilo kakvog valnog oblika može prikazati Fourierovim redom ili integralom kao zbroj sinusoidalnih titranja različitih amplituda, frekvencije i faze.

Budući da se čestica pomiče određenom promijenljivom brzinom v koja je derivacija pomaka s po vremenu t , proistječe da je

$$v = \frac{ds}{dt} = A \omega \cos \omega t \quad (10.4)$$

Brzina v jest brzina gibanja čestice odnosno njezina titranja i mnogo je manja od brzine prostiranja ultrazvuka u pravcu x . Ovdje opisano titranje čestica jest u smjeru širenja vala, pa se to zove **longitudinalno titranje**, za razliku od titranja okomitog na smjer širenja, koje se zove **transverzalno titranje**. U medicinskoj primjeni ultrazvuka prevladava

longitudinalni način širenja vala.

Gibanjem čestica međusobno se zgušćuju i razrjeđuju čestice sredine u kojoj se ultrazvuk prostire, a to znači da se isto tako mijenja titranjem i gustoća i tlak sredine oko jedne srednje vrijednosti gustoće ρ_0 i tlaka p_0 , pa se u skladu s jednadžbom (10.2) može napisati da je

$$\varrho = \varrho_0 + \Delta \varrho_m \sin \left[\omega \left(t - \frac{x}{c} \right) + \psi \right] \quad (10.5)$$

i za tlak

$$p = p_0 + \Delta P \sin \left[\omega \left(t - \frac{x}{c} \right) + \psi \right] \quad (10.6)$$

Ovdje je p_0 srednji tlak, a ΔP amplituda dodatne promjene tlaka izazvane zvukom, a Δp je momentana vrijednost tlaka čestice, *kako je to prikazano na slici 10.1.*

Pretvaranjem ultrazvuka u napon na prijemnoj strani zasnovana je upravo na promjeni tlaka. Promjena tlaka uzrokuje pomicanje membrane pretvornika ili stiskanje i rastezanje piezoelektričnog kristala, a posljedica je, u posljednjem slučaju stvaranje naboja na pločicama piezoelektričnog kristala, odnosno napona prema izrazu $u = q/C$, gdje je C kapacitivnost između pločica.

Može se isto tako pokazati da je maksimalni tlak ili amplituda tlaka čestice

$$\Delta P = V \rho_0 c, \quad (10.7)$$

gdje je V amplituda brzina čestice, a prema izrazu (10.4) $V = A \cdot \omega$. Veličine ρ_0 i c su *le* gustoća sredine kojom se prostire val brzinom c .

Budući da tlaku ΔP u mehanici postoji analogija u elektrotehnici u naponu u , brzini v , u struji i , to kvocijent njihovih maksimalnih (vršnih) vrijednosti predstavlja impedanciju. Ta impedancija u akustici se zove **akustička impedancija** i u skladu je s jednadžbom (10.7).

$$Z = \frac{\Delta p}{v} = \rho \cdot c \quad (10.8)$$

Budući da je u izrazu (10.8) $\Delta p_m \ll \rho_0$, može se smatrati da je $\rho = \rho_0$. Prema tome, akustička impedancija je produkt gustoće ρ i brzine prostiranja c u nekom mediju. Temeljem jednadžbe (10.8) izlazi da je dimenzija akustičke impedancije

$$Z = \frac{p}{v}, \frac{N}{m^2} \cdot \frac{m}{s} = \frac{Ns}{m^3} \quad (10.9)$$

Akustička impedancija može biti izražena i dimenzijom kg/m^2s , koja se iznosom ne razlikuje od dimenzije dane relacijom (10.9). U tablici 10.2. navedene su vrijednosti akustičkih impedancija za neke materijale.

Tablica 10.2.

Tvar	Z (Ns/m ³)	Tvar	Z (Ns/m ³)	Tvar	Z (Ns/m ³)
zrak (norm. uvjeti)	0.0004	mišići (srednja vr.)	1,70	mast	1,38
voda	1,48	krv	1,61	bubreg	1,62
aluminij	17,4	kosti lubanje	7,80	jetra	1,65
čelik	45,7	mozak	1,58	aorta	1,69

Kad se ultrazvuk širi nekom homogenom sredinom akustičke impedancije Z_1 i na svom putu naiđe na sredinu druge akustičke impedancije Z_2 , na tom će mjestu doći do refleksije, tj. jedan dio I_r nadolazećeg intenziteta I_1 će se na granici dviju sredina reflektirati natrag prema sl. 10.2. i prema izrazu

$$R = \frac{I_r}{I_1} = \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2 \quad (10.10)$$

Ovdje je R koeficijent refleksije. Intenzitet I je definiran kao energija ultrazvuka E koja prođe kroz jedinični presjek S u jedinici vremena, pa je

$$I = \frac{E}{s \cdot t} \left[\frac{W}{m^2} \right]_2 \quad (10.11)$$

Formula za refleksiju ista je kao ona koja se dobiva za slučaj neprilagođenoga električnog voda.

Dio energije I_t koji se nije reflektirao prolazi kroz granični sloj prema izrazu

$$T = \frac{I_t}{I_1} = \frac{4Z_1 Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2} \quad (10.12)$$

gdje je T koeficijent prolaznosti (transformacije). Lako je vidjeti da je zbroj tih dvaju koeficijenata jednak jedinici, što je u skladu s zakonom o očuvanju energije (sl. 10.2), [Lit. 10.1].

Ako ne promatramo energiju, nego npr. tlak, izrazi (10.10) i (10.12) gube drugu potenciju pa je koeficijent refleksije

$$R^* = \frac{\Delta p_r}{\Delta p} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_1 + Z_2} \quad (10.13)$$

a koeficijent prolaznosti T^*

$$T^* = \frac{\Delta p_t}{\Delta p} = \frac{2Z_1}{Z_1 + Z_2} \quad (10.14)$$

No intenzitet ultrazvučne energije prolaskom kroz homogenu tvar smanjuje se za relativno istu vrijednost $\Delta I/I$ za jednaki prevaljeni put dx , pa je

$$\frac{dI}{I} = -\alpha dx \quad (10.15)$$

Rješenje ove diferencijalne jednadžbe, uz početne uvjete da je intenzitet I_0 za $x = 0$,

$$I = I_0 e^{-\alpha x}, \quad (10.16)$$

gdje je I_0 iznos početnog intenziteta, dok je I intenzitet na udaljenosti x . Veličina α ovdje je koeficijent prigušenja. On je funkcija frekvencije f^n . Eksponent n kreće se u granicama od 1 do 2 u ovisnosti o vrsti materijala kroz koji se prostire. Za biološka tkiva vrijednost n se nalazi u granicama od 1 do 1,2. Tako je za srce $n = 1,04$, a $\alpha = 0,028 \cdot f^{1,04}$, dok je za mozak $n = 1,18$, a $\alpha = 0,024 \cdot f^{1,18}$.

Ako je intenzitet ultrazvuka na ulasku u medij bio I_0 i da se granični sloj druge akustičke impedancije nalazi na udaljenosti d , on će se smanjiti do barijere na iznos I_1 . Na mjestu refleksije će se reflektirati iznos I_r koji je $I_r = RI_1$, i ovaj reflektirani iznos energije dalje će se smanjivati po istom zakonu (10.16) dok ne stigne na početno mjesto I_2 , prevalivši tako dvostruku udaljenost d . To je prikazano na sl. 10.3, a može se izraziti izrazom

$$\frac{I_2}{I_0} = R e^{-\alpha 2d} \quad (10.17)$$

Taj je primjer karakterističan, jer se u medicinskom dijagnostičkom ultrazvuku mjeri veličina reflektirane energije obzirom na to da se prijemnik nalazi na istom mjestu gdje i odašiljač, odnosno točnije odašiljač se često upotrebljava kao prijemnik.

U prethodnom tekstu pretpostavljeno da je na početku za $x = 0$ kod odašiljača intenzitet maksimalan I_0 i da zatim eksponencijalno opada prema izrazu (10.16). To u praksi nije tako. U blizini odašiljača intenzitet ultrazvuka je nejednolik, s velikim odstupanjima u intenzitetu energije zbog interferencije. To područje uz sam odašiljač zove se **Fresnelova zona**. U tom području pojavljuje se veći broj maksimuma i minimuma energije prema sl. 10.4. Ako je odašiljač okrugla piezoelektrična ploča promjera R , onda se maksimumi pojavljuju na mjestima x_m prema izrazu

$$x_m = \frac{4R^2 - \lambda^2(2m+1)}{4\lambda(2m+1)} \quad (10.18)$$

gdje je m slijed prirodnih brojeva od $m = 0$ na dalje. Mjesto gdje se pojavljuje najudaljeniji maksimum x_{om} dobiva se iz jednadžbe (10.18) uz $m = 0$

$$x_{om} = \frac{4R^2 - \lambda^2}{4\lambda} \quad (10.19)$$

Budući da je $\lambda \ll R$, izraz (10.19) poprima oblik

$$x_{om} = \frac{R^2}{\lambda} \quad (10.20)$$

To je ujedno i duljina Fresnelove zone koja se zbog fluktuacija energije ne može koristiti. Nakon te zone nastupa područje eksponencijalnog pada energije prema izrazu (10.16). To je područje Fraunhoferove zone. Te promjene energije i kasniji eksponencijalni pad prikazane su na sl. 10.4.a, [Lit. 10.2].

Isto tako, može se reći da snop ultrazvučne energije koja proistječe iz odašiljača divergira i to više što je odnos promjera okrugle pločice $D = 2R$ piezoelektričnog odašiljača bliži valnoj duljini ultrazvučnog vala λ . Kut divergencije θ može se odrediti iz izraza

$$\theta = \arcsin \left(0.61 \frac{\lambda}{D} \right) \quad (10.21)$$

što za $\lambda \ll D$ postaje

$$\theta = 0.61 \frac{\lambda}{D} \quad (10.22)$$

Taj je zahtjev u suprotnosti s duljinom Fresnelove zone prema izrazu (10.20) pa je potrebno naći kompromis. Obično je odnos promjera piezoelektrične pločice odašiljača veći od 10, tj. $D/\lambda > 10$. To je pokazano na sl. 10.4.b.

Mogućnost razlikovanja detalja na ultrazvučnom prikazu ovisi o rezoluciji ili razdvojnoj moći. Rezolucija je definirana kao najmanja udaljenost na kojoj se još mogu vidjeti odvojeno dva susjedna elementa promatrane strukture. Ta moć razdvajanja ovisi o promjeru ultrazvučnog snopa u njegovu žarištu ili o valnoj duljini ultrazvučnog titranja ovisno o tome koji je od njih veći.

Ako su dva susjedna elementa razmaknuta manje od valne duljine λ ultrazvučnog vala, nećemo ih moći razlikovati. Zato se može reći da se mogu razlikovati elementi slike

na većoj međusobnoj udaljenosti elementa strukture d od valne duljine ultrazvučnog vala λ , što znači da možemo razlikovati detalje veće od

$$d \geq \lambda = \frac{c}{f} \quad (10.23)$$

Budući da je $\lambda = c/f$, proizlazi da rezolucija ovisi o frekvenciji f ultrazvučnog titranja. Prema tome će se moći razlikovati samo detalji većeg razmaka od d . Ako je, na primjer brzina prostiranja ultrazvuka u tkivu $1\,500\text{ m/s}$, a frekvencija ultrazvučnog vala $f = 2\text{ MHz}$, onda ćemo moći razlikovati samo detalje veće od $1\,500/2 \cdot 10^6\text{ m}$ odnosno od $0,75\text{ mm}$. Jasno je da to vrijedi samo ako snop zračenja ima manji promjer od d . U protivnom širina snopa određuje razlučivost. Zbog tih se razloga za pretragu manjih organa uzimaju više frekvencije ultrazvuka, a za veće niže frekvencije ultrazvuka. Isto tako treba imati na umu da je prigušenje ultrazvuka na većim frekvencijama veće prema izrazu (10.17) jer koeficijent apsorpcije α raste s frekvencijom, pa za organe u većim dubinama organizma treba uzimati niže frekvencije ultrazvuka da ne bi nastalo preveliko prigušenje signala. U tome je potrebno naći kompromis.

Tako se npr. u porodiljstvu, ginekologiji i pretragama gornjeg abdomena upotrebljavaju frekvencije ultrazvučnih valova od 2 do 5 MHz . Za pregled dojke i štitnjače primjenjuju se frekvencije od 5 do 8 MHz , kao i za pregled mozga novorođenčeta. U oftalmologiji upotrebljavaju se frekvencije od 5 do 10 MHz .

10.2. Ultrazvučni pretvornici

Ako bi neku krutu pločicu pomicali u pravcu okomitom na njezinu površinu, i to s visokom frekvencijom u području ultrazvuka, dobili bismo ultrazvučno titranje odnosno stvaranje ultrazvučnog vala. Takvo titranje može se ostvariti piezoelektričnim ili magnetostriksijskim materijalima. Piezoelektrični materijali povoljniji su za upotrebu u medicinskom području, jer mogu odašiljati vrlo visoke frekvencije ultrazvuka veće od 1 GHz , dok sa magnetostriksijski materijal upotrebljavaju najčešće u području nižih frekvencija od 10 do 100 kHz i ne u medicinske svrhe.

Među piezoelektričnim materijalima mogu se uočiti dvije kategorije materijala s izraženim piezoelektričnim svojstvima. U jednu kategoriju ubrajaju se kristali, kao što je kremen i niobat litija, a u drugu amorfni materijali mikrokristalične strukture, kao što su neki keramički materijali koji se mogu dobiti sintetskim putem.

Piezoelektrični efekt koji nastaje djelovanjem vanjske sile najbolje se može uočiti na kristalima kremenita (kvarc). Na sl. 10.5.a prikazana je kristalna rešetka kremenita u svom normalnom stanju i uz djelovanje tlačne (sl. 10.5.b) i vlačne (sl. 10.5.c) sile. Budući da je atom kisika negativno nabijen, a Si pozitivno nabijen, djelovanjem tlačne sile negativni naboji će se primaknuti bliže površini i time dovesti negativan naboj na gornju površinu odnosno pozitivan na donju površinu kristala. Obrnuta je situacija pri djelovanju vlačne sile. Prema tome, inducirani naboj q na površini kristala je funkcija djelovanja sile F_x u smislu kristalografske osi x tzv. električke osi, što se može izraziti izrazom

$$q = d_x \cdot F_x \quad (10.24)$$

Na gornjoj i donjoj strani kristala nalaze se metalizirane pločice na kojima se skuplja naboj. Osim toga, te dvije pločice s kristalom kao dielektrikom između pločica relativne dielektrične konstante ϵ' imaju kapacitet

$$C = \epsilon_0 \epsilon' \frac{S}{\delta} \quad (10.25)$$

gdje su ϵ_0 i ϵ' dielektričke konstante, S površina pločice i δ razmak među pločicama. Uz dovedeni naboj q na pločice uspostavlja se napon u između njih prema izrazu $q = C \cdot u$, što se nakon uvrštavanja u izraz (10.24) može napisati kao

$$u = \frac{d_x}{C} \cdot F_x \quad (10.26)$$

tako da je sada napon u posljedica djelovanja sile F_x što daljnjim uvrštavanjem jednadžbe (10.25) u jednadžbu (10.26) daje

$$u = \frac{d_x}{\epsilon_0 \epsilon'} \cdot \delta \frac{F_x}{S} \quad (10.27)$$

a jakost električnog polja E_x je

$$E_x = \frac{u}{\delta} = \frac{d_x}{\epsilon_0 \cdot \epsilon'} \frac{F_x}{S} = g \cdot G_x \quad (10.28)$$

Taj izraz daje odnos između jakosti električnog polja E_x i veličine tlaka, a može se izraziti i kao odnos napona u i vanjskog tlaka F_x/S . To je tzv. prijemnička jednadžba, a g prijemnički koeficijent, jer daje veličinu napona u koji se stvara djelovanjem zračnog tlaka na piezoelektrični kristal. Ovdje tlak F_x/S odgovara naprezanju u materijalu σ_x . Osim toga treba naglasiti da se dinamička relativna dielektrična konstanta ϵ'_D razlikuje od statične ϵ' koja vrijedi kad piezoelektrični materijal ne titra. Ako se primijeni Hookeov zakon koji daje linearni odnos između naprezanja σ_x u smislu osi x i relativne deformacije $\Delta\delta/\delta_0$,

$$\frac{\Delta\delta}{\delta_0} = \frac{\sigma_x}{E_m} \quad (10.29)$$

Ovdje je E_m Youngov modul elastičnosti. Uvrštavanjem izraza (10.28) u jednadžbu (10.29) dobiva se

$$\frac{\Delta\delta}{\delta} = \frac{\epsilon_0 \cdot \epsilon'}{d_x \cdot E_m} E_x = \frac{1}{h} E_x \quad (10.30)$$

To je odašiljačka jednadžba jer povezuje relativnu promjenu dimenzije u pravcu x -osi s jakošću električnog polja E_x na pločicama ili napona na pločicama u dovedenog iz izvora.

Kristal kremenja ima mali piezoelektrični modul $d_x = 2,3 \cdot 10^{-8}$ As/N kao i relativno malu dielektričnu konstantu $\epsilon = 4,5$, ali se ističe velikom stabilnošću i može raditi na visokim temperaturama do 550°C i relativnoj vlažnosti do 100%. -12

U medicinskoj ultrazvučnoj tehnici upotrebljavaju se pretežno sintetički keramički i piezoelektrični materijali, kao što su barij-titanat, (BaTiO_3), olovo-cirkonat, (PbZrO_3), i olovo-titanat, (PbTiO_3), kao i olovo-metaniobat, koji imaju znatno više izražena piezoelektrična svojstva, kao što je vidljivo iz tablice 10.3. No sintetički keramički materijali manje su stabilni i imaju znatno niži Q-faktor.

Tabela 10.3.

Piezoelektrički materijal	Brzina zvuka c m/s	ϵ'_s statička	Piezomodul $d \cdot 10^{-12}$ As/N	Mehanički Q_m	$d \cdot 10^{-3}$ V m/N
Kremen	5 470	4,5	2,31	$> 10^4$	58
Barij-titanat	4 200 ÷ 4 600	1 500	45 ÷ 100	400	175
Olovni cirkonat-titanat	3 200 ÷ 3 500	2 300	160-320	350	?
Segnetova sol	3 100	350	275	-	90

Piezoelektrična pločica izvodi se u obliku diska ili pravokutne pločice prema sl. 10.6. U skladu s promjenom napona na pločicama mijenja se i dimenzija piezoelektrične pločice po debljini $\delta \pm \Delta\delta$. Utjecajem sile ili napona mogu se mijenjati i druge dimenzije, jer postoji utjecaj na preostale dvije dimenzije kod djelovanja na jednu dimenziju. Mehanička svojstva pločice piezoelektričnog pretvornika mogu se prikazati električnom nadomjesnom shemom prema sl. 10.7, gdje induktivitet L predstavlja masu pločice, kapacitet C njezinu mehaničku elastičnost, a otpor R gubitke i odaslanu energiju.

Budući da nadomjesna shema ima tri reaktancije, prema Fosterovu teoremu postoje dvije rezonancijske frekvencije koje odgovaraju rezonanciji serijskog f_s i paralelnog f_p titrajnog kruga. Te dvije frekvencije vrlo su blizu jedna drugoj i razlikuju se za otprilike 0,5 do 1%.

Ako se piezoelektrična pločica izvana pobudi naponskim impulsom, ona će se mehanički istirati u kraćem ili duljem vremenu u ovisnosti o mehaničkom prigušenju. To prigušenje može se iznositi prema električnoj nadomjesnoj shemi titrajnim krugom s određenim faktorom kvalitete titrajnog kruga Q . Faktor kvalitete Q je definiran kao

$$Q = \frac{R_p}{\omega L} = \frac{\omega L}{R_s} \quad (10.31)$$

ovisno o tome je li otpor R_p , koji predstavlja gubitke i odaslanu energiju, paralelno ili serijski spojen kao R_s . Što je faktor kvalitete Q titrajnog kruga veći, to će se pobuđeni titrajni krug dulje istitravati, a što je ovaj faktor manji, istitravanje će kraće trajati. U dijagnostičkom ultrazvuku želi se postići samo odašiljanje impulsa s kratkim trajanjem, a ne dugotrajno istitravanje što bi kvarilo rezoluciju dobivenog prikaza, pa se zbog tih razloga faktor kvalitete Q odabire vrijednosti od 2 do 3. Kod primjene Dopplerova efekta u ultrazvučnoj dijagnostici upotrebljava se kontinuirani izmjenični napon frekvencije koja odgovara rezonantnoj frekvenciji piezoelektričnog materijala. Na taj se način postižu maksimalne oscilacije uz najmanji utrošak energije uzbude. To vrijedi s obzirom na osnovni harmonički član i za impulsni rad.

Mehanička rezonancija na kojoj će se istitrati piezoelektrička pločica ovisi o debljini pločice δ , jer najčešće titra u debljinskoj dimenziji i brzini širenja ultrazvuka c kroz materijal pločice. Budući da je frekvencija definirana kao $f = c/\lambda$, a pločica titra na duljini poluvala, to je debljina pločice $\delta = \lambda/2$ pa će pločica imati rezonantnu frekvenciju

$$f_0 = \frac{c}{2\delta} \quad (10.32)$$

Sada je lako odrediti rezonantnu frekvenciju pločice f_0 za kristal kremenata kome je brzina širenja ultrazvuka $c = 5\,470$ m/s, a debljina pločice 1 mm, pa je rezonantna frekvencija $f_0 = 2,735$ MHz, dok će recimo rezonantna frekvencija f_0 pri upotrebi sintetičkog keramičkog materijala barij-titanata (BaTiO_3) uz brzinu prostiranja $c = 4\,400$ m/s kroz materijal biti $f_0 = 2,2$ MHz.

10.3. Ultrazvučna sonda

Ultrazvučni pretvornik upotrebljava se i kao odašiljač i prijemnik ultrazvuka, što znači da se ista piezoelektrička pločica upotrebljava za odašiljanje i zatim nakon refleksije za primanje reflektiranog signala. Ultrazvučni pretvornik sastoji se od okrugle pločice piezoelektričnog materijala u svojem najjednostavnijem obliku za upotrebu u

jednodimenzijskoj ehoencefalografiji, a i u nekim dvodimenzijskim prikazima. Ultrazvučna pločica je okruglog oblika i smještena je u ultrazvučnoj sondi koja je prikazana na sl. 10.8.a. Na elektrode na pločici dovodi se kratkotrajni naponski impuls. Pločica emitira ultrazvuk na obje strane, pri čemu je stražnja strana ispunjena prigušnim materijalom, kao što je sintetička smola izmiješana s metalnom i gumenom prašinom. Na taj način se ultrazvuk apsorbira sa stražnje strane. S prednje strane on se slobodno širi, pri čemu ga je potrebno fokusirati. Za to se upotrebljava leća koja je plankonkavna ili bikonkavna, koja djeluje kao sabirna leća zbog činjenice da se ultrazvuk širi brže kroz leću nego kroz okolni medij, što je slučaj kod većine ultrazvučnih leća. Kod optičkih leća je obrnuto jer se svjetlo sporije širi kroz leću nego kroz zrak, pa su optičke konveksne leće sabirne leće. Isto vrijedi i za ultrazvučne leće; kad se ultrazvuk brže širi kroz leću nego kroz okoliš. Katkada se dodaje još pločica debljine $\delta = \lambda/4$ četvrtine valne duljine koja dobro propušta ultrazvuk, a služi za učvršćenje piezoelektričnog kristala i bolje prilagođenje akustičkih impedancija.

Da bi se proizveo ultrazvučni impuls, upotrebljavaju se sklopovi koji mogu proizvesti naponski impuls od 150 V do 500 V s malim vremenom porasta od samo nekoliko desetaka nanosekundi. Jedan takav odašiljački sklop prikazan je na sl. 10.8.b. Preko otpora R nabija se kondenzator C na napon od 300 V. Kad se želi poslati ultrazvučni impuls, dovede se kratki naponski impuls na upravljajuću elektrodu tiristora koji onda provede struju, što omogućuje dovođenje napona s kondenzatora C na elektrode piezoelektričnog pretvornika, koji zatitra kratko vrijeme i pošalje takav ultrazvučni impuls. Zbog zavojnice L kondenzator C se nabije uvijek na puni napon napajanja (u ovom slučaju + 300 V). Paralelno spojeni promjenljivi otpor R omogućuje brzo prigušenje nastalih oscilacija na rezonantnoj frekvenciji piezoelektričkog pretvornika i tako se mijenja vrijednost Q-faktora. Vrijeme trajanja impulsa odnosno perioda prigušenih oscilacija je obično kraće od jedne mikrosekunde. Potrebno je da se potpuno istitra prije nego se reflektira bilo koji impuls do pretvornika.

Kod uređaja koji rade na Dopplerovu načelu uzbudni signal traje dulje vrijeme i emitira se dvadesetak perioda kako bi se mogla dobro odrediti nastala promjena frekvencije. Dopplerovi uređaji upotrebljavaju pojačala snage u protutaktnom radu za pogon pretvornika. Naponi su sinusnog valnog oblika dobiveni iz sinusnog oscilatora (često je to Calpittsov oscilator).

Sonde složenijih oblika biti će opisane u sljedećim poglavljima iako su sve one sastavljene od pretvornika opisanog u ovom poglavlju [Lit. 10.3].

10.4. A-prikaz. Jednodimenzijski prikaz

Najjednostavniji ehoskopski uređaj je ehocentefalograf koji daje tzv. A-prikaz. U ovom slučaju odašilje se kratkotrajan ultrazvučni impuls koji se sastoji od nekoliko prigušenih titraja u trajanju kraćem od $1 \mu\text{s}$. Kada takav usmjereni val naiđe na strukture različite akustičke impedancije, dolazi do refleksija na tom graničnom sloju i reflektiranje energije natrag do pločice piezoelektričnog pretvornika, gdje će se sada ultrazvučni signal pretvoriti u naponski signal. Taj naponski signal predstavlja odjek i nakon pojačanja prikazuje se na zastoru katodne cijevi kao y-otklon, što se vidi na sl. 10.9.a.

Da bi taj otklon snopa elektrona pozicionirali na pravom mjestu, otklanja se snop u horizontalnom smislu (X-osi) tako da vrijeme potrebno da se snop elektrona otkloni do kraja zastora katodne cijevi odgovara vremenu potrebnom da ultrazvučni val stigne do druge strane glave i reflektira se od kosti lubanje i vrati. Prema tome, ultrazvučni val prevaljuje dvostruki put do mjesta refleksije i natrag, za razliku od snopa elektrona ^{u horizontalnom smjeru} na zastoru katodne cijevi. Sve je to prikazano na sl. 10.9.a, dok je na sl. 10.9.b prikazana snimka jednog ehocentefalograma.

Intenzitet ultrazvučne energije koja će se reflektirana vratiti na piezoelektrični pretvornik smanjuje se eksponencijalno na svom putu, a dio energije se gubi i na mjestu refleksije. To je izraženo izrazom (10.10). Prema tome, reflektirani signal bi jako opao s prijednim putom, te bi na zastoru katodne cijevi prikazani odjek bio vrlo malen, odnosno utonuo bi u šum. Da se to izbjegne, pojačanje pojačala treba povećavati isto tako kako se ultrazvuk širi od svog polazišta. Na samom početku pojačanje treba biti nula, da bi se zatim povećavalo po eksponencijalnom zakonu. Eksponencijalni porast pojačanja najbolje kompenzira eksponencijalni pad ultrazvučne energije na svom putu prema izrazu (10.16). Odašiljački impuls mora završiti prije nego što pojačalo počne pojačavati. Pojačanje pojačala može se mijenjati upravljačkim naponom U_p , pa se može napisati da je

$$A = A_0 \cdot e^{k_1 U_p} \quad (10.33)$$

uvelo slovo

Ako kao upravljački napon U_p dovedeno napon s izvora pilastog napona koji u isto vrijeme dovodimo na horizontalne otklonske pločice katodne cijevi, može se ostvariti povećanje pojačanja pojačala u skladu s horizontalnim otklonom odnosno proteklim vremenom. Ako napon U_p linearno raste (pilasti napon) s vremenom t kao $U_p = k_2 \cdot t$, onda se uvrštavanjem u izraz (10.33) može napisati

$$A = A_0 e^{k_1 k_2 t} \quad (10.34)$$

pa je pojačanje A postalo funkcija vremena.

Da se ostvari da pojačanje A raste isto kao što reflektirana energija I_r pada s vremenom, mora biti ispunjen uvjet da je $A \cdot I_r = \text{konstanta}$. Ako za pojačanje A uvrstimo izraz (10.34), a za reflektiranu energiju I_r izraz (10.16) dobivamo da je

$$A I_r = A_0 e^{k_1 k_2 t} \cdot I_0 \cdot R \cdot e^{-\alpha 2x} \quad (10.35)$$

Prevaljeni put ultrazvučnog vala x uz poznatu brzinu prostiranja c može se napisati kao $x = c \cdot t$, pa se uvrštavanjem u izraz (10.35) može napisati

$$A I_r = A_0 I_0 R e^{(k_1 k_2 - 2\alpha c) t}, \quad (10.36)$$

odnosno da se ispuni uvjet $A \cdot I_r = \text{konst}$ eksponent $k_1 k_2 - 2\alpha c$ mora biti jednak nuli, što je ispunjeno kada je

$$k_1 k_2 = 2\alpha \cdot c, \quad (10.37)$$

pa je

$$A I_r = A_0 I_0 R = \text{konst} \quad (10.38)$$

Kad bi se ta jednadžba mogla i u praksi ostvariti amplitude reflektiranog signala bile bi sve potpuno jednake bez obzira na udaljenost. No u praktičnoj realizaciji moguće je u određenom području ostvariti eksponencijalni porast pojačanja prema jednadžbi (10.33), no prigušenje i koeficijent refleksije opisani jednadžbama (10.10) i (10.16) mogu se samo približno ispuniti, pa razlike u amplitudama reflektiranog signala uvijek postoje. Da bi se i ovako nastale razlike u amplitudama umanjile, uvodi se nakon demodulacije još jedno širokopojasno pojačalo s logaritamskom karakteristikom kod kojega je izlazni napon logaritam ulaznog signala. Na taj se način preostale promjene još više umanjuju.

Budući da je reflektiran signal izmjenična veličina prema sl. 10.8.b, potrebno je dobiti anvelopu tog signala, što se postiže demodulacijom s pretvornikom izmjeničnog signala u istosmjerni s odzivom na vršnu vrijednost. Radi postizanja što bolje anvelope zbog malog broja oscilacija u odzivnom signalu upotrebljava se punovalno ispravljanje odzivnog signala. Pojačalo s eksponencijalnom karakteristikom može se ostvariti upotrebom multiplikatora kod kojeg je izlazni napon u_{iz} jednak umnošku ulaznih napona u_{1u} i u_{2u} prema izrazu

$$u_{iz} = A_0 \cdot u_{1u} \cdot u_{2u}, \quad (10.39)$$

pri čemu je u_{1u} ulazni napon, a u_{2u} eksponencijalno rastući napon prema izrazu

$$u_{2u} = K_0 e^{k_1 u_p}, \quad (10.40)$$

gdje je u_p napon linearno rastući s vremenom tako da je ispunjeno $u_p = k_2 t$. Uvrštavanjem tih izraza u izraz (10.39) proizlazi da je pojačanje pojačala

$$A = \frac{u_{iz}}{u_{1u}} = A_0 K_0 e^{k_1 u_p} = A_0 K_0 e^{k_1 k_2 t} \quad (10.41)$$

tj. eksponencijalna funkcija vremena, što se i htjelo postići.

Eksponencijalna funkcija (10.41) može se postići sintezom karakteristike pomoću dioda prema sl. 10.10.a. U ovom slučaju se pojačanje pojačala

$$A = \frac{u_{p2}}{u_{1u}} = S \cdot R_c \quad (10.42)$$

povećava u odsječcima povećanjem otpora kolektora R_c . To je ostvareno slijednim isključivanjem dioda kod linearno padajućeg napona u_{1u} na ulazu u sklop na sl. 10.10.a, tako da izlazni napon u_{p2} približno eksponencijalno raste u odsječcima prema sl. 10.10.b.

Eksponencijalna karakteristika može se postići i s diodama ili s tranzistorima s eksponencijalnom karakteristikom u proširenom području upravljanja. Takva dioda se postavlja na invertirajući ulaz operacijskog pojačala. Multiplikator je u načelu diferencijalno pojačalo kome se zajednička struja I_0 ^{oba tranzistora} upravlja linearno rastućim (pilotnim) naponom. Detaljniji opisi toga mogu se naći u poglavljima 2.2. i 6.2.4. knjige [Lit. 10.11], kao i poglavlju 3. knjige [Lit. 10.2]. Multiplikatori se izvode kao linearni integrirani krugovi. Na sličan način mogu se upotrijebiti integrirana međufrekvencijska pojačala s kontrolom pojačanja koja se upotrebljavaju u televizijskoj tehnici.

Kao multiplikatori upotrebljavaju se i FET-ovi s dvije upravljajuće elektrode, samo je zbog postizavanja većeg koeficijenta k_u u eksponentu potrebno postaviti dva do tri pojačala u kaskadi. Eksponencijalna karakteristika može se ostvariti u širokom području upravljanja ako se izvede s četiri pojačala koje svako može mijenjati pojačanje za 20 db, i to tako da se kod nižeg napona mijenja pojačanje samo prvog stupnja, a svi ostali stupnjevi imaju pojačanje 1 (0 db). Kada porastom pilotnog napona prvo pojačalo dosegne pojačanje 100 puta (20 db), uključuje se drugi stupanj i povećava pojačanje od 0 do 20 db, i tako se redom uključuju treći i četvrti stupanj, dok se kod najvećeg pilotnog napona ne ostvari pojačanje od 80 db. (Sl. 10.11).

Kako se može izvesti punovalni pretvornik izmjeničnog napona u istosmjerni, vidi se na sl. 10.12. Iza demodulatora dolazi logaritamsko pojačalo. To se može izvesti i sintezom karakteristike pomoću dioda. Ima izvedaba i s tranzistorima s eksponencijalnom karakteristikom u povratnoj vezi pojačala. Logaritamsko pojačalo može pokriti područje i od pet dekada promjena ulaznog signala. O tim pojačalima detaljniji opis dan je u literaturi [Lit. 10.2].

Na temelju opisa pojedinih elemenata do sada može se nacrtati načelna blok-shema

jednog ehoskopa s A-prikazom kao što je ehoencefalograf. Iz blok-sheme na sl. 10.13.a može se uočiti odašiljač upravljani iz davača takta (D.T.), koji okida tiristor prema shemi na sl. 10.8.b. Naponski impuls pobuđuje piezoelektričku pločicu koja odašilje kratkotrajne ($< 1 \mu\text{s}$) jako prigušene oscilacije. Ta ista sonda prihvaća zatim odjeke od različitih mjesta refleksije na granicama različitih tkiva s različitim akustičkim impedancijama. Ti prispjeli odjeci s mjesta refleksije, iako slabi, i to slabiji što su udaljeniji od izvora, pojačavaju se najprije prepojačalom, a zatim pojačalom upravljanim pilastim naponom. Pilasti napon traje toliko dugo koliko je potrebno odjeku s naudaljenijeg mjesta da dođe do sonde s piezoelektričnom pločicom. Pilasti napon povećava pojačanje pojačala po eksponencijalnom zakonu. Na taj se način može pojačanje promijeniti za 50 do 80 db. Nakon toga slijedi pretvornik izmjeničnog napona u istosmjerni ^(sl. 10.12.) zatim logaritmičko pojačalo koje "komprimira" preostale razlike u amplitudama odziva. Posljednji stupanj je pojačalo koje dovodi pojačani napon na vertikalne otklonske pločice.

Davač takta onog trenutka kada je preko odašiljača poslao impuls pokreće i vremensku bazu, koja daje napon za horizontalni otklon katodne cijevi. Taj sklop izveden je s astabilnim multivibratorom i određuje broj horizontalnih otklona u sekundi (scan) koji je obično veći od 50 Hz, a može biti i nekoliko stotina herca, Hz.

Na kraju otklona dobivaju se najudaljeniji odjeci čiji napon je vrlo blizu razine šuma (oko $10 \mu\text{V}$). Tako slabi signal pojačava se prethodno osjetljivim prepojačalom, a zatim se signal dovodi na pojačalo s promjenljivim pojačanjem. Kako bi se izbjeglo preopterećenje i blokiranje ulaznog kruga pojačala, predviđa se zaštita ulaznog kruga s diodama prema sl. 10.13.b.

A-prikaz se pretežno upotrebljava u neurologiji za lokalizaciju hematoma i tumora ^{u glavi} što često dovodi i do pomaka medijalne ravnine mozga sl. 10.9. No do pomaka medijalne ravnine može doći i kod različitih trauma glave. U takvoj primjeni ovaj uređaj se zove i ehoencefalograf. No A-prikaz može se upotrijebiti i u dijagnostici različitih abnormalnosti oka, pa se upotrebljava i u oftalmologiji. U ehoencefalografiji upotrebljavaju se najviše frekvencije odašiljača od 2 do 5 MHz.

10.5. B-prikaz. Dvodimenzijski prikaz

10.5.1. Dvodimenzijski statički prikaz

Mnogo više informacija daje prikaz u dvije dimenzije kada se mogu promatrati oblici pojedinih organa statički i u pokretu. Na taj način dobivaju se transverzalni presjeci kroz tijelo pacijenta. B-skopija se najviše primjenjuje u porodiljstvu (opstetriciji) i ginekologiji i dijagnostici gornjeg abdomena kao za pretrage jetre. Također se ultrazvukom mogu obavljati i pretrage mokraćnog mjehura i bubrega.

Kod B-prikaza odašilju se ultrazvučni impulsi u jednom snopu, kao i kod A-prikaza, i pri tome se odjeci prikazuju duž tog pravca na zastoru katodne cijevi svijetlim točkama, to svjetlijim što je intenzitet odnosno amplituda odjeka ^{dovedena na Wehnelov cilindar} veća. Sada se ultrazvučna sonda pomiče duž promatranog presjeka u x smjeru, odašiljući nove impulse u y smjeru za svaki susjedni položaj. Na taj se način dobiva niz svijetlih točaka koje odgovaraju odjecima prema sl. 10.14. Te svijetle točke svakako treba "pamtiti" ili na zastoru katodne cijevi ili u digitalnoj memoriji, ako je prethodno provedena A/D konverzija. Prema tome, pri svakom odaslanom ultrazvučnom impulsu pilasti napon daje otklon na zastoru katodne cijevi, ali se svijetla točka ne vidi za vrijeme otklona u y smjeru sve dok se ne pojavi odjek. U tom slučaju amplituda napona odjeka pojačanog u pojačalima kao i u A-prikazu, nadvlada negativni napon na Wehnelovu cilindru katodne cijevi i daje za vrijeme trajanja odjeka svijetlu crticu na zastoru katodne cijevi. Sada se sonda minimalno pomakne duž osi x i odašilje se novi ultrazvučni impuls vrlo blizak prethodnome, te se dobiju sada duž susjednog pravca širenja snopa dvije nove svijetle crtice. I tako pomicanjem sonde u smislu osi x dobiva se sve veći broj svijetlih crtica dok se ne dobiju u potpunosti konture promatranog organa. Cjelokupna slika dobije se kada je sonda došla u položaj X_n .

Sonda se u smislu x-osi ne giba po pravcu, nego po konturi abdomena. Zato je potrebno odrediti poziciju sonde u ravnini. U tu svrhu izvodi se mehanička artikulirana ruka koja se sastoji od dvije poluge što se mogu pokretati u ravnini. Na kraju druge poluge nalazi se ultrazvučna sonda koja se može također pomicati pod proizvoljnim kutom α_3 . Te dvije poluge zatvaraju kutove prema horizontali α_1 i α_2 , kako je to prikazano na sl. 10.15. Očito

je da se točka A gdje nastupa refleksija u koordinatnom sustavu može odrediti prema sustavu jednadžbi za koordinatu y i x:

$$y = L_1 \sin \alpha_1 + L_2 \sin \alpha_2 + (L_3 + ct_1) \sin \alpha_3 \quad (10.43)$$

$$x = L_1 \cos \alpha_1 + L_2 \cos \alpha_2 + (L_3 + ct_1) \cos \alpha_3 \quad (10.44)$$

Vrijeme t_1 određuje se kao i u slučaju A-prikaza, dok je c brzina prostiranja ultrazvuka kroz organizam. Kako su duljine L_1 , L_2 i L_3 poznate, točka refleksije određuje se na temelju izmjerenih kutova α_1 , α_2 i α_3 i prevaljenog puta $s = ct_1$ u vremenu t_1 . Kutovi α_1 , α_2 i α_3 mjere se pretvornicima kuta u napon, a pri tome kutovi mogu biti pozitivni i negativni. Na temelju izračunate vrijednosti postavlja se točka A na ekranu katodne cijevi dovodjenjem pripadnih napona u_x na X-pločice i u_y napona na Y-pločice osciloskopa koje odgovaraju x_1 i y_1 koordinatama točke A. Prema sl. 10.16. podaci o kutovima koji se pretvaraju uz poznate duljine u njihove sinuse odnosno kosinuse prema jednadžbama (10.43) i (10.44) dovode se u jedinicu M koja određuje poziciju točke A na zastoru katodne cijevi i mjesto refleksije. Koso upućen snop ultrazvučnog zračenja rastavlja se na y-komponentu i x-komponentu iz poznatog kuta α_3 . Već prema veličini x-komponente odnosno y-komponente određuje se i veličina nagiba pilastog napona koji se provodi X-pločicama odnosno Y-pločicama.

Taj statički način prikaza danas se manje upotrebljava jer se slika gradi presporo ručnim pomicanjem sonde iako se željeni detalji mogu bolje istražiti. Da se uzmognu pratiti pomaci nekih organa, stvaranje slike mora biti znatno brže, odnosno prikaz se mora prikazati u stvarnom vremenu.

10.5.2. Dvodimenzijanski prikaz u stvarnom vremenu (dinamički prikaz)

U ovom slučaju za dobivanje dvodimenzijске slike potrebno je ostvariti brzi pomak sonde, tako da se dobije u sekundi 25 do 30 potpunih slika. To se može ostvariti na dva načina: ili mehaničkim skeniranjem s jednom ili najviše četiri sonde ili s nizom sondi poredanih najčešće u liniju gdje broj elemenata može biti od 50 do više stotina (420).

Mehaničke njišuće i rotirajuće sonde

Mehanički skeneri najviše proizvode sektorsku sliku koja je prikazana na sl. 10.17. a i b. Ultrazvučna sonda s jednim pretvornikom može se njihati kao zvono, pri čemu pretvornik kuta u napon prati svaki položaj sonde prema sl. 10.17.a. Pretvornik pretvara vrijednosti kuta α u njihovu sinusnu i kosinusnu funkciju tako da su pilasti naponi koji se dovode na otklonske x-pločice razmjerne sinusnu, a na y-pločici kosinusnu kuta α . Dovođenjem pilastih napona razmjernih sinusnoj ili kosinusnoj funkciji dobiva se odklon zrake na zastoru katodne cijevi u smislu širenja ultrazvučnog snopa. Kut α je kut što ga ultrazvučni snop zatvara sa simetralom kroz ultrazvučnu glavu. Njišuća sonda prikazana na sl. 10.17.a zbog samo jednog ultrazvučnog pretvornika predstavlja jednostavno i jeftino rješenje. No u ovom slučaju raspodjela emitiranih ultrazvučnih snopova je nejednolična, jer kutna brzina sonde nije konstantna. Na krajnjim položajima kutna brzina je nula, dok je u sredini najveća, što znači, da su ultrazvučni snopovi na krajevima sektora prezbijeni, a u sredini razvučeni, odnosno u sredini sektora je premali broj uzetih uzoraka. Da se ostvari dovoljna brzina pogonski motor mora biti dovoljno snažan. Ultrazvučni pretvornik direktno je spojen s odašiljačem.

Kod postavljanja više pretvornika na rotirajući cilindar ostvaruje se konstantna kutna brzina pa i jednolika raspodjela ultrazvučnih snopova. Na rotirajući cilindar postavljaju se od dvije do najviše četiri ultrazvučna pretvornika, kako je to prikazano na sl. 10.17.b. Broj pretvornika određuje i najveći kut sektora. Kutovi sektora se kreću u granicama od 60° do najviše 115° .

Kod sondi s rotirajućim pretvornicima prijenos energije impulsa teže je ostvariti nego kod njišuće sonde radi rotacije pretvornika. Ovo se može riješiti upotrebom kliznih pretenova ili beskontaktnom posredstvom transformatora. U ovakovim slučajevima energija se uvijek prenosi i aktivira onaj pretvornik koji se nalazi nad otvorom sektora. U sva tri primjera na sl. 10.17. njišući ili rotirajući pretvornici smješteni su u tekućini (ulje ili voda) koja omogućuje prijenos ultrazvučne energije sa što manje refleksija i gubitaka na rubnim područjima. Kod četiri rotirajuća pretvornika broj dobivenih slika u sekundi četiri puta je veći od broja okretaja osovine s pretvornicima. Na sl. 10.17.c predočena je i treća izvedba

s paraboličnim zrcalom. Ovdje rotiraju na osovini dva ultrazvučna odašiljača. Sklopkom se ukopča uvijek pretvornik okrenut prema paraboličnom zrcalu. Parabolično zrcalo koristi se svojstvom parabole da sve zrake koje idu iz žarišta parabole nakon refleksije od paraboličnog zrcala izlaze paralelno. Na taj način dobiva se paralelni pomak ultrazvučnog snopa, a ne sektorski, i slika ima pravokutni oblik.

Sonde s linearnim nizom pretvornika

Da se dobije dvodimenzijska slika, mjesto upotrebe mehaničkih rotirajućih ili njišućih sondi može se upotrijebiti niz od linearno smještenoga većega broja pretvornika. Broj ultrazvučnih pretvornika smještenih u liniju može biti od 64 do najviše 420, no češće do 200. Ti se pretvornici mogu izvesti od jedne keramičke trake s utorima podijeljene u piezoelektrične pločice, kao što je to vidljivo na sl. 10.18. a vidljivo. Pretvornici se mogu uključivati jedan za drugim i tako bez mehaničkog pokretanja ostvariti paralelno kretanje ultrazvučnog mlaza. Na taj se način dobiva pravokutni format slike. Uključivanje pretvornika može ići prvo po neparnim pretvornicima, pa zatim po parnim, pa opet po neparnima, itd. Na taj način postiže se dvostruko veća frekvencija prikazanih slika, što daje manje treperenje slike. Taj način skeniranja postoji i kod TV-slike. No uključivanje pretvornika može ići u grupama po npr. 8 pretvornika, tako da se najprije uključuju pretvornici od prvoga do osmoga, zatim od drugoga do devetoga, pa od trećega do desetoga i tako dalje, dok se ne uključe svi, kada se dobiva potpuna slika. Zatim proces počinje ispočetka, pa se tako dobiva druga slika. Fokusiranje u poprečnom smislu postiže se konkavnom trakom, dok pretvornici svojom užom dimenzijom u uzdužnom smjeru zadovoljavajuću usnopljenost. Uključivanje pojedinih ultrazvučnih pretvornika provodi se **multiplekserom** u odašiljačkom i prijemnom smjeru. Ovo je prikazano na blok shemi ultrazvučnog uređaja na sl. 10.18.b.

Elektroničko fokusiranje i pomicanje snopa

Elektroničkim putem može se poboljšati fokusiranje snopa. To se postiže kašnjenjem uzbudnih impulsa grupe ultrazvučnih pretvornika. Ako se poveća kašnjenje središnje

smještenih pretvornika, a smanji prema krajnje smještenim pretvornicima, može se postići istofaznost zvučnog snopa poslanog iz središnjih pretvornika i onih krajnjih na koji način se postiže veći intenzitet na mjestu njihova podudaranja u fazi. (Sl. 10.19.a i b).

Kod linijski postavljenih pretvornika, fokusiranje se provodi samo duž jedne dimenzije (sl. 10.18.a). Fokusiranje se može provesti u obje dimenzije kod upotrebe **prstenastih ultrazvučnih pretvornika** prema sl. 10.19.c. Prstenastim pretvornicima može se ostvariti najbolje fokusiranje, što se postiže većim vremenskim kašnjenjem vanjskih pretenova prema središnjem. Broj prstenova može biti od 2 do 15. Sektorski prikaz s prstenastim ultrazvučnim pretvornicima se ostvaruje njihanjem. Pri tome broj njihaja u sekundi ne smije biti prevelik kako bi preostalo dovoljno vremena da se ultrazvučni impuls vrati natrag do prstenaste sonde, a da se kroz to vrijeme ona vrlo malo pomakne. Veći pomaci kvare oštrinu slike. [Lit. 10.7].

Elektroničkim putem može se postići i pomicanje snopa, na koji način se dobiva sektorski prikaz. To se postiže linearnim povećanjem kašnjenja veće grupe ultrazvučnih pretvornika. Regulacijom kašnjenja može se postići zračenje u različitim smjerovima. Pri tome, zbog toga, elektroničko upravljanje kašnjenjem snopa omogućuje znatno veće brzine otklona nego u mehaničkim izvedbama. Tako se može raditi sa 100 impulsa u sekundi što omogućuje prikaz s 30 slika s 33 snopa po slici u sekundi. To je prikazano na sl. 10.19. Kašnjenje se može izvesti s diskretnim elementima uz naponski upravljane kapacitivne elemente i s čvrstim odsječcima linija s odabirom odvojaka elektronskim sklopkama, [Lit. 10.4]. Na sl. 10.20.a i b dane su fotografije sektorskog i linearnog B-prikaza glave ploda.

10.6. M-prikaz

M-prikaz pokazuje karakteristične pokrete srčanih struktura. Tako omogućuje određivanje dimenzija ventrikula u raznim fazama pokreta, dimenzije aorte i lijeve pretkljetke te mitralnih zalistaka. Osim toga mogu se identificirati defekti na pregradama između kljetki, tumori i promjene debljine srčanog mišića. U ovom slučaju ultrazvučna sonda postavlja se između trećega i četvrtoga rebra. Ultrazvučni snop pomiče se gore-dolje u y-smislu, dobivajući tako jednu dimenziju prikaza, dok je druga dimenzija vrijeme t. I

ovdje se odjeci bilježe kao svijetle točke na zastoru katodne cijevi. Podaci sa zastora katodne cijevi prenose se na svjetlosno osjetljiv papir koji se pomiče u smislu vremenske x-osi. Na taj način dobivaju se zapisana karakteristična kretanja aortnih zalistaka, srčanog mišića, mitralnog zaliska itd. Budući da taj zapis prati kretanja pojedinih pokretnih srčanih struktura, ovaj je način ultrazvučnog prikaza dobio naziv M-prikaz, što potječe od prvog slova engleske riječi "move", što znači kretati. Na sl. 10.21. prikazana je slika ^{a i b} M-prikaza. Taj način ^{duž M-pravca na sektorskom prikazu.} prikaza daje vrlo korisne informacije o radu srca, pa je poznat i pod nazivom ehokardiografija.

10.7. Uređaji na načelu Dopplerova efekta

U poglavlju 7.2.3. i 7.3.2.b opisani su uređaji na načelu Dopplerova efekta za mjerenje krvnog tlaka i za mjerenje protoka krvi odnosno brzine strujanja krvi. To su uređaji s kontinuiranim ultrazvučnim valom. Jedan od tih uređaja prikazan je na sl.7.15. Prema jednadžbi 7.45. može se iz promjene frekvencije zaključiti o brzini strujanja krvi, a uz poznati presjek krvne žile i protok, tj. količinu krvi koja protekne u minuti. Iz B-prikaza može se odrediti presjek arterije. Tako se mogu dijagnosticirati promjene u krvnim žilama kao što su suženja pa i začepjenost žila, opsrkba mozga krvlju i poremećaji perifernoga krvotoka. Ovakvi uređaji upotrebljavaju se i u porodiljstvu za otkrivanje otkucaja srca 12-tjednog fetusa. Frekvencija oscilatora koji upravlja ultrazvučnim pretvornikom kreće se u granicama od 2 do 20 MHz, dok se promjene frekvencije nastale pokretnošću objekta od koga se reflektiraju nalaze u području do najviše 10 kHz.

Nedostatak Dopplerovih uređaja s kontinuiranim odašiljanjem ultrazvuka jest njihova nemogućnost određivanja mjesta gdje se nalazi objekt koji se kreće, što je u ovom slučaju krv u žili. Poseban problem nastaje ako se na prolazu ultrazvučnog snopa nalazi nekoliko žila. U tu svrhu potrebno je imati mogućnost određivanja vremena odjeka od objekta kako bi se mogla odrediti lokacija odjeka. To se može ostvariti **impulsnim Dopplerovim uređajima** kod kojih se ultrazvuk odašilje u impulsima, ali s dovoljnim brojem oscilacija unutar impulsa da bi se mogla utvrditi promjena njihove frekvencije.

Načelna shema jednog uređaja s impulsnim Dopplerom prikazana je na sl. 10.22. Izvor napona frekvencije f_0 prekidan je sklopom Sk1 tako da odašiljač dobiva impulse koji moduliraju napon frekvencije f_0 . Takav napon se u pretvorniku pretvara u ultrazvuk koji se odašilje sondom. Pošto što je ultrazvučni impuls odaslan, on se nakon nekog vremena t_1 reflektira od arterije i vraća se na isti pretvornik, koji ga sada pretvara u napon, ali s kašnjenjem u vremenu $2t_1$. Mjesto gdje je došlo do refleksije udaljeno je od sonde $x = c \cdot t_1$. Da bi se na izlazu iz mješala pojavila frekvencija razlike $f_m \pm 2f_0 v/c$ sklop za kašnjenje mora otvoriti drugu sklopku Sk2 točno kad se pojavi i odzivni impuls, tj. nakon proteklog vremena $2t_1$. Zato kašnjenje τ_x zatvaranja sklopke Sk2 mora biti jednako $\tau_x = 2t_1$. Na temelju poznatog vremena kašnjenja τ_x može se odrediti udaljenost kod koje je došlo do refleksije iz jednadžbe

$$x = c \frac{\tau_x}{2} \quad (10.45)$$

Uvođenjem niske frekvencije f_m postiže se da frekvencija na izlazu iz mješala ne bude negativna, što se očituje u zakretu faze za 180° , nego je ona uvijek pozitivna, jer je $f_m \pm 2 \cdot f_0 \cdot v/c > 0$. Na kraju se dobiva razlika frekvencije $\Delta f = 2f_0 v/c$ Dopplerovim efektom povećava za frekvenciju f_m i pretvara u napon u_f . Ovaj napon razmjernan je brzini strujanja krvi v tako da je $u_f = k \cdot f$ ili

$$u_f = k \left(f_m \pm 2f_0 \frac{v}{c} \right) \quad (10.46)$$

Kako se napon u_f pojavljuje u impulsima, potreban je još jedan sklop za uzimanje i zadržavanje uzoraka (Sample & Hold) kako bi se napon zadržavao na konstantnoj razini od prethodnog uzorka do sljedećeg uzorka. Za ova mjerenja mora biti poznat i kut nagiba sonde θ prema jednadžbi 7.45.

Budući da impulsni Doppler može odrediti udaljenost odjeka, to se on može izvesti tako da se istovremeno promatra B-prikazom ili sektorskim prikazom lokacija odjeka, a posebnim dijagramom daje se prikaz brzine strujanja krvi kao funkcije vremena. Kako to izgleda, vidljivo je na sl. 10.23. *gdje je vidljiv i pravac duž kojeg je proveden Dopplerov prikaz.* Takav dvostruki prikaz poznat je pod imenom duplexni sustav. Ako se na sektorskom prikazu može odrediti debljina žile odnosno odrediti njezin

presjek uz poznatu brzinu strujanja krvi u toj žili, može se izračunati protok, što znači da se može doznati volumen krvi koji protokne u minuti kroz tu žilu.

Impulsni Doppler može se upotrijebiti kod dvodimenzijskog prikaza (B-prikaz ili sektorski prikaz) koji se izvodi modulacijom svjetline na zastoru katodne cijevi tako da se dijelovi u pokretu odnosno strujanje krvi u žilama prikaže u boji, na koji način se izdvajaju od crno-bijeloga dijela slike. Pri tome je tipičan odabir crvene ili narančaste boje za strujanje krvi u jednom smjeru, a plave boje s nijansama za strujanje krvi u protivnom smjeru. Prijelazi od crvene prema narančastoj i plave prema modroj i ljubičastoj služi za prikaz brzine strujanja. Boja je ovdje oznaka za pokretne čestice krvi ili dijelove u pokretu za razliku od statičke sredine. Promatranje srca uz promatranje strujanja krvi u žilama imaju posebno dijagnostičko značenje. Na taj način sva začepljenja i suženja krvnih žila posebno su lako uočljiva. Kod prikaza srca, na primjer, mogu se lako uočiti strujanja kroz srčane zaliske i uočiti propuštanje krvi u slučaju njihova nedovoljnog zatvaranja. Posebno su uočljive stenoze kao i propusni septum. Na taj način s tzv. Dopplerom u boji mogu se promatrati mnoge promjene u strujanju krvi mnogo lakše, nego na bilo koji drugi način.

Kako se podaci koji se prikazuju na zastoru katodne cijevi uzimaju u vrlo kratkom vremenu, to ih je potrebno zapamtiti na zastoru katodne cijevi do ponovnog uzimanja uzorka. To se može provesti analogno s katodnim cijevima s tzv. pamćenjem na zastoru ili specijalno izvedenoj finoj rešetki ispred zastora katodne cijevi [Lit. 10.10, poglavlje 4.7.4] ili zapisom u digitalnoj memoriji. Postupak uzimanja uzorka iz signala i zapis u memoriji sličan je onom kod osciloskopa s digitalnom memorijom. [Lit. 10.10, poglavlje 7.2.6]. U ovom slučaju se podaci o prevaljenom ultrazvučnom impulsu zajedno s intenzitetom odjeka spremaju u digitalnu memoriju. Da bi se to ostvarilo, potrebno je napon odjeka nakon prethodnog pojačanja dovesti na analogno/digitalne pretvornike (A/D konvertore). A/D pretvornici pretvaraju analognu veličinu u digitalno izražen binarni broj koji predstavlja uzorak analogne veličine. Kako se na zastoru katodne cijevi ne može dobiti velika skala "sivih" tonova (najviše oko 20) dovoljno je kvantizirati uzorak s 4 bita (najviše 6 bita), pa prema tome ovdje zadovoljavaju 4-bitni A/D pretvornici. Pošto što su podaci pohranjeni, oni se mogu kasnije neprekidno ponavljati kako bi se dobila mirna slika prikaza. Da se dobije slika, potrebno je digitalne podatke ponovno, ali sada digitalno-analognom pretvorbom, pretvoriti u analogni

oblik.

Najveći zahtjev kod digitalne obrade slike postavlja se na A/D pretvornik. Vrijeme pretvorbe traje otprilike 10 μ s. Mikroprocesor osigurava potrebno kašnjenje po kanalu (sl. 10.22.), a i na digitalni način upravlja pojačanjem pojačala svakog kanala. Davač takta može biti od 50 do 100 MHz. Za brzi rad digitalni sklopovi su izvedeni u ECL tehnologiji.

Literatura

- 10.1. C.R.Hill: Physical Principles of Medical Ultrasonics. Halsted Press: a division of John Wiley & Sons. New York. Chichester, 1987.
- 10.2. B.Breyer: Medicinski dijagnostički ultrazvuk. Uvod u fiziku i tehniku. II. izdanje. Školska knjiga. Zagreb, 1991.
- 10.3. R.S.Khandpur: Handbook of Medical Instrumentation. Tata. McGraw Hill. Publishing Company Ltd. New Delhi, 1987.
- 10.4. S.Webb (editor): The Physics of Medical Imaging. Institut of Physics Publishing Ltd. Bristol and Philadelphia. 1988. Chapter 7.
- 10.5. K.K.Shung: General Engineering Principles in Diagnostic Ultrasound. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine. Dec. 1987.
- 10.6. Ch.E.Swenberg, J.J.Conklin (editors): Imaging Techniques in Biology and Medicine. Academic Press, Inc. New York, San Diego, 1988.
- 10.7. N.G.Einspruch, R.D.Gold (editors): VLSI in Medicine. VLSI Electronics Microstructure Science. Academic Press. Inc. San Diego. New York, 1989.
- 10.8. J.M.Reid: Doppler Ultrasound. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine. Dec. 1987.
- 10.9. R.D.Melen, A.Mocovski, J.D.Meindl: Application of Integrated electronics to Ultrasonics Medical Instruments. Proc. of the IEEE. Vol. 67. No.9. Sept. 1979.
- 10.10. A.Šantić:Elektronička instrumentacija. III. izdanje. Školska knjiga. Zagreb, 1993. Poglavlje 2.2. i 6.2.3.
- 10.11. Prospektni materijal: Dasonics-Sonotron Zurich; Smith-Kline Instruments Inc.; Briel & Kjaer, Nearum, Denmark; Hitachi Co. Toshiba Co., i Aloka Co. Ltd., Tokyo, Japan; Siemens A.G. Erlangen, Germany

11. RENTGENSKA TEHNIKA

11.1. Općenito

Rentgensko zračenje predstavlja elektromagnetske valove vrlo kratke valne duljine koja se nalazi u području od 0,1 ⁿmm do 1 pm. Zbog tako kratke valne duljine rentgenske zrake su vrlo prodorne tako da mogu proći kroz tijelo, a da pri tome nisu toliko oslabljene da se ne bi mogle lako detektirati. Gušenje rentgenskih zraka kroz tijelo ovisi o gustoći pojedinih organa mekih tkiva, a posebno je izrazito kod kostiju. Rentgensko zračenje može se identificirati na dva načina: fluorescentnim zastorom i filmom. U ovisnosti o prigušenju rentgenskih zraka dobivaju se svjetlija ili tamnija mjesta i područja na fluorescentnom zastoru u ovisnosti o veličini apsorpcije zračenja pojedinih organa. Tako se stvara na fluorescentnom zastoru vidljiva slika različitih gustoća prozračenog objekta (tijela). Fotografski film je još osjetljiviji na rentgensko zračenje te se upotrebljava za dobivanje rentgenskih slika uz kraću ekspoziciju. U ovom slučaju liječnik dijagnostičar nije izložen zračenju. Velika prodornost rentgenskih zraka zasnovana je na njihovim vrlo kratkim valnim duljinama, što im omogućuje prodor kroz relativno veliku debljinu tijela. To proizlazi iz izraza (15) u sljedećem poglavlju. Rentgenske zrake se upotrebljavaju i u drugim područjima izvan područja medicine, kao što je tehnička rentgenska dijaskopija, defektoskopija, strukturna analiza, spektralna analiza različitih tvari i slično. Rentgenske zrake ne upotrebljavaju se samo u dijagnostičke svrhe, nego i u terapiji, najčešće za uništavanje malignih stanica.

Rentgensko zračenje otkrio je 1895. godine njemački fizičar W.C. Röntgen, koje je nazvao X-zrakama, ističući time nepoznavanje njihovih svojstava i zagonetnost. Osnovna svojstva tih zraka istražio je i opisao sam Röntgen već nakon nekoliko mjeseci, ali prirodu ovoga elektromagnetskog zračenja otkrio je tek 1912. godine M. Laue na temelju difrakcije zraka na kristalima. Naziv X-zraka ostao je u angloameričkom govornom području još i danas, dok se u Europi udomaćio naziv rentgenske zrake. Za ovo otkriće dobio je Röntgen prvu Nobelovu nagradu za fiziku.

11.2. Izvori i svojstva rentgenskog zračenja

Rentgensko zračenje se proizvodi umjetnim putem bombardiranjem mete (anode, antikatode) brzim elektronima, ubrzanim u elektronskoj, tzv. rentgenskoj cijevi, ili u akceleratorima čestica (linearni akcelerator, betatron), a prirodno nastaje pri promjenama u atomskom omotaču izazvanim nuklearnim procesima.

Pri bombardiranju mete brzim elektronima nastaju dvije bitno različite komponente rentgenskog zračenja. Naglim kočenjem brzih elektrona u meti (anodi) nastaje tzv. **zakočno zračenje s kontinuiranim spektrom** intenziteta zračenja po valnim duljinama. Izbacivanjem elektrona iz atomskih ljuski nižih energetske razina brzim elektronima koji udaraju u metu te popunjavanjem tih praznih mjesta elektronima iz viših energetske razina nastaje zračenje sa samo nekoliko valnih duljina, karakterističnih za kemijski element od kojeg je anoda. To je tzv. **karakteristično zračenje s diskretnim (linijskim) spektrom**.

Da bi se dobili brzi elektroni kojima se bombardira anoda, upotrebljava se volframova žarna nit kao katoda. Ta se nit žari na temperaturi od 2 300 °C, pa ona emitira elektrone. Zbog električnog polja između anode i katode ti se elektroni ubrzavaju (sl.11.1). Brzina elektrona ovisi o jakosti električnog polja, odnosno o visini napona između anode i katode. Da bi se elektroni mogli slobodno gibati prema anodi, katoda i anoda nalaze se u staklenom balonu iz kojeg je isisan zrak do tlaka $\sim 10^{-4}$ Pa. Prve rentgenske cijevi imale su samo razrijeđen zrak, katoda se nije žarila, a elektroni su se oslobađali ionizacijom plina u električnom polju između katode i anode.

Sila koja djeluje na elektron naboja e između katode i anode na razmaku d , uz napon U_a , jest

$$F = \frac{U_a e}{d} \quad (11.1)$$

Ta sila ubrzava elektron, tako da on nakon prijeđenog puta između katode i anode ima brzinu v_1 , a određena je pretvaranjem potencijalne energije u kinetičku:

$$F_d = \frac{m_e \cdot v_1}{2} \quad (11.2)$$

gdje je m_e masa elektrona. Prema tome, elektron udara u anodu brzinom v_1 koja je prema (1) i (2)

$$v_1 = \sqrt{\frac{2e U_a}{m_e}} \quad (11.3)$$

Udarom elektrona u anodu velik se dio kinetičke energije pretvara u toplinu, a samo se nekoliko postotaka pretvara u rentgensko zračenje (najviše 3-4%).

Zakočno rentgensko zračenje. Prolaskom elektrona u neposrednoj blizini atomske jezgre (sl. 11.2.a) on se naglo usporava i brzina mu se smanjuje od v_1 na v_2 . Posljedica toga jest smanjenje početne energije E_{e1} na vrijednost E_{e2} , a razlika se energije $\Delta E_e = E_{e1} - E_{e2}$ pretvara u foton elektromagnetskog zračenja frekvencije ν prema relaciji

$$E_c = h \cdot \nu \quad (11.4)$$

gdje je h Planckova konstanta. Valna duljina takvog zračenja određena je brzinom prostiranja elektromagnetskog zračenja c , $\lambda = c/\nu$, odnosno

$$\lambda = \frac{h \cdot c}{E_c} \quad (11.5.)$$

Kada bi se sva kinetička energija elektrona pretvorila u elektromagnetsko zračenje, što se događa vrlo malom broju elektrona, onda bi bilo $\Delta E = E_{e1} = eU_a$. Ta najveća moguća energija stvorenog fotona daje najvišu moguću frekvenciju, odnosno najkraću valnu duljinu rentgenskog zračenja nastalog uz anodni napon U_a :

$$\lambda_{min} = \frac{h \cdot c}{e \cdot U_a} = \frac{k}{U_a} \quad (11.6.a)$$

gdje je koeficijent proporcionalnosti $k \approx 12,4 \cdot 10^{-7} \text{ Vm}$.

Prilagođena relacija za napon izražen u kilovoltima i valnu duljinu u nanometrima

glasi

$$\lambda_{\min} = \frac{1.24}{U_a}, \quad \text{nm} \cdot \text{kV} . \quad (11.6.b)$$

Za ostali, mnogo veći broj elektrona energija ΔE_e koja se pretvara u elektromagnetsko zračenje manja je od primarne energije E_{e1} , pa su valne duljine tog zračenja veće. To je vidljivo na sl. 11.2.b a također i to da gustoća energijskog toka (nazivana i intenzitetom zračenja) raste s porastom anodnog napona. Intenzitet zračenja ovisi i o materijalu anode: što je veći atomski broj Z kemijskog elementa od kojeg je anoda, to je veći i intenzitet zračenja. Ukupni intenzitet J snopa kontinuiranog spektra rentgenskog zračenja može se predočiti integralom u granicama λ_{\min} do ∞

$$J = \int_{\lambda_{\min}}^{\infty} J_{\lambda} d\lambda, \quad (11.7)$$

gdje je J_{λ} intenzitet zračenja u području $d\lambda$. Intenzitet zakočnoga rentgenskog zračenja razmjernan je atomskom broju Z kemijskog elementa od kojeg je anoda, anodnom naponu U_a i anodnoj struji I_a (jer je ona pokazatelj broja elektrona koji bombardiraju anodu). Mjerenja su pokazala da je intenzitet zračenja razmjernan kvadratu anodnog napona, pa se taj odnos može napisati

$$J = c_k Z U_a^2 I_a, \quad (11.8)$$

gdje je c_k koeficijent proporcionalnosti. Električna snaga rentgenske cijevi jest

$$P = U_a I_a, \quad (11.9)$$

pa je stupanj djelovanja η rentgenske cijevi omjer (11.8) i (11.9)

$$\eta = c_k Z U_a. \quad (11.10)$$

Tek se uz visok anodni napon oko 400 kV i velik Z može ostvariti stupanj djelovanja oko 3%.

Karakteristično rentgensko zračenje. Neki od elektrona koji bombardiraju anodu izbacuju elektrone iz atomskih ljuski najnižih energetske razina. Popunjavanjem tih praznih mjesta elektronima s viših energetske razina zrači se razlika energija viših i nižih stanja u obliku fotona tzv. karakterističnoga rentgenskog zračenja (sl. 11.3.a). Na taj način nastaje zračenje diskretnih frekvencija, odnosno valnih duljina, karakteristično za kemijski element od kojeg je anoda. Da bi nastalo karakteristično zračenje određene karakteristične frekvencije ν_k , odnosno karakteristične valne duljine λ_k , anodni napon rentgenske cijevi mora biti viši od tzv. kritičnog anodnog napona $U_{a,krit}$:

$$U_{a,krit} = \frac{k}{\lambda_k} \quad (11.11)$$

gdje je k koeficijent iz relacije (11.6.a). Karakteristični spektar prikazan je na sl. 11.3.b, a kritični napon za nekoliko različitih elemenata u tablici 11.1.

Tablica 11.1.

Kritični napon nastajanja karakterističnoga
rentgenskog zračenja nekih elemenata

Elementi	Atomski broj	Napon, kV	
		K-ljuska	L-ljuska
olovo	82	87,6	15,8
platina	78	78,1	13,9
volfram	74	69,3	12,1
molibden	42	20,0	2,9
bakar	29	8,2	-
nikal	28	8,3	-
željezo	26	7,1	-

Intenzitet karakterističnog zračenja statistički je procijenjen:

$$J = c_d I_a (U_a - U_{a,krit})^n, \quad (11.12.)$$

gdje je c_d koeficijent proporcionalnosti, a eksponent $n = 1 \dots 2$. Ta formula vrijedi samo uz anodni napon koji nije viši od $4U_{a,krit}$. Uz karakteristično zračenje uvijek nastaje i zakočno.

Gušenje rentgenskog zračenja u tvarima. Veličine prema izrazima (11.8) i (11.12) opisuju zračenje na mjestu nastanka, dakle uz anodu rentgenske cijevi. Kod rentgenskih cijevi kojih se anoda može smatrati približno točkastim izvorom intenzitet zračenja smanjuje se s kvadratom udaljenosti od izvora. Prolaskom rentgenskog zračenja kroz neku tvar zračenje se guši (njegov intenzitet slabi), ovisno o debljini sloja i koeficijentu gušenja zračenja u toj tvari. Intenzitet rentgenskog zračenja, kao i svih elektromagnetskih zračenja, smanjuje se pri prolasku kroz homogenu tvar po eksponencijalnom zakonu:

$$J_d = J_0 e^{-\mu d}, \quad (11.13)$$

gdje je J_0 intenzitet zračenja na ulazu, J_d intenzitet zračenja na izlazu iz sloja debljine d , a μ je koeficijent gušenja (atenuacijski koeficijent) koji se sastoji od četiri osnovne komponente:

$$\mu = \tau + \sigma_k + \sigma_c + \pi. \quad (11.14)$$

Prva komponenta τ je koeficijent apsorpcije, a druge dvije su koeficijenti raspršenja, dok je četvrta komponenta π koeficijent gušenja zbog stvaranja parova elektron-pozitron, i njezin je utjecaj za rentgensko zračenje vrlo malen. Koeficijent raspršenja u klasičnom smislu je σ_k , a σ_c je koeficijent raspršenja zbog Comptonova efekta. Pri apsorpciji se kvant rentgenskog zračenja dijelom troši na udaljavanje elektrona iz njegove ljuske. Na taj se način rentgensko zračenje pretvara u druge oblike energije, kao što su svjetlosna ili toplinska. Koeficijent apsorpcije τ razmjeran je gustoći tvari ρ kroz koju zračenje prolazi, atomskom broju elementa Z od kojeg je anoda i valnoj duljini λ

$$\tau = a \rho Z^3 \lambda^3, \quad (11.15)$$

gdje je a koeficijent proporcionalnosti. Prema tome, rentgensko zračenje kraćih valnih duljina bit će manje apsorbirano, dakle je prodornije od onoga duljih valnih duljina. Rentgensko

zračenje kratkih valnih duljina zove se **tvrd** zračenje, a ono dugih valnih duljina **meko**.

Prolazom kroz nehomogeno tijelo rentgensko zračenje je prema (11.15) više apsorbirano na mjestima veće gustoće i mjestima koja su načinjena od elemenata većega atomskog broja. Ta se svojstva primjenjuju u rentgenskoj dijaskopiji i dijagnostici.

Kod klasičnog raspršenja foton mijenja smjer, pa dio zračenja napušta osnovni snop. Pri takvom raspršenju ne mijenja se frekvencija raspršenog zračenja. Koeficijent klasičnog raspršenja σ_k prevladava u području kratkih valnih duljina i malih atomskih brojeva Z , gdje je koeficijent apsorpcije τ malen. I taj je koeficijent razmjern atomskom broju i valnoj duljini, a raste s nižom potencijom. Za valne duljine kraće od 0,03 nm koeficijent klasičnog raspršenja σ_k ne ovisi o valnoj duljini.

Kod Comptonova raspršenja, prema sl. 11.4, primarni foton velike energije $h \cdot \nu_1$ oslobađa elektron iz vanjske ljuske (Comptonov elektron), a prostali kvant zračene energije $h \cdot \nu_2$ je manji odnosno frekvencija zračenja ν_2 je niža od primarne ν_1 .

Kao četvrta komponenta π može se spomenuti stvaranje parova elektron- $\bar{\nu}$ pozitron, što također smanjuje intenzitet zračenja. Ta se komponenta iskazuje tek kod velikih energija rentgenskog zračenja \downarrow ; za razliku od prethodne tri, postaje sve veća što je frekvencija rentgenskog zračenja viša. Na taj način koeficijent gušenja μ ima neki minimum kod dosta tvrdog zračenja. Inače sve četiri komponente imaju zajedničku značajku da su razmjerne gustoći tvari i atomskom broju elementa od kojeg je anoda.

Do sada je koeficijent gušenja μ promatran za jednu određenu frekvenciju zračenja. Za kontinuirani spektar mora se uzeti u obzir neki srednji koeficijent gušenja μ_{ef} , zajednički za sve frekvencije, odnosno valne duljine, poopćenjem relacije (11.13) na cijeli spektar od λ_{min} do ∞ :

$$\int_{\lambda_{min}}^{\infty} J_{\lambda} e^{-\mu \lambda^d} d\lambda = e^{-\mu_{ef} d} \int_{\lambda_{min}}^{\infty} J_{\lambda} d\lambda, \quad (11.16)$$

odakle je srednji koeficijent gušenja μ_{ef}

$$\mu_{ef} = \frac{1}{d} \ln \int_{\lambda_{min}}^{\infty} J_{\lambda} d\lambda - \frac{1}{d} \ln \int_{\lambda_{min}}^{\infty} J_{\lambda} e^{-\mu_{\lambda} d} d\lambda \quad (11.17)$$

U rentgenskoj tehnici često se gušenje izražava debljinom sloja tvari u kojoj intenzitet zračenja padne na polovicu, tzv. debljinom poluapsorpcije $d_{0,5}$. Iz uvjeta

$$J_{0,5} = \frac{J_0}{2} \quad (11.18)$$

gdje je $J_{0,5}$ intenzitet zračenja na izlazu iz sloja debljine $d_{0,5}$, slijedi da jest

$$\ln \frac{J_0}{J_{0,5}} = \mu d_{0,5} \quad (11.19)$$

$$d_{0,5} = \frac{\ln 2}{\mu} = \frac{0.693}{\mu} \quad (11.20)$$

Na taj se način može koeficijent gušenja izraziti pomoću debljine sloja poluapsorpcije $d_{0,5}$ na ulazu u taj sloj.

11.3. Indikatori rentgenskog zračenja

Za neposredno promatranje rentgenskog zračenja upotrebljava se **fluorescentni zastor**. Fluorescentni materijal apsorbira zračenje koje na njega pada i jedan dio pretvara u sekundarno zračenje druge valne duljine. Stokesovo pravilo kaže da je valna duljina sekundarnoga emitiranoga fluorescentnog zračenja uvijek veća od valne duljine primarnog zračenja. Na taj se način pri izboru odgovarajućih fluorescentnih materijala rentgensko zračenje pretvara u zračenje u vidljivom dijelu spektra. Kao fluorescentni materijal upotrebljava se cink-sulfid, kadmij-sulfid ili cink-silikat. Da ne bi došlo do fluorescencije, potrebno je u kristalnu strukturu tih fluorescentnih materijala ubaciti mjesta sa određenim defektom strukture, tzv. centre fluorescencije, koji se dodaju kao 0,1% primjesa srebra ili bakra. Fluorescentni zastor sastoji se od podloge koja vrlo slabo apsorbira rentgensko zračenje reflektirajućeg sloja, što je vidljivo na sl. 11.5.a. Usmjeravajuća rešetka onemogućuje pristup zračenja iz drugih smjerova i tako osigurava oštrinu slike. U protivnom bi reflektirana zraka iz drugih smjerova zamaglila sliku. Kao posljednji sloj upotrebljavaju

se prozračno staklo ili plastična folija s primjesom olova koje zaštićuje promatrača i omogućuje upotrebu zračenja većeg intenziteta uz manju opasnost od zračenja za promatrača. Što je manje zrno fluorescentnog materijala i tanji sloj, to je bolja rezolucija dobivene slike, ali je i manja svjetljivost dobivene slike, pa je između rezolucije i intenziteta potrebno naći optimalnu debljinu fluorescentnog sloja.

Upotreba fotografskog materijala omogućuje veliko povećanje osjetljivosti u usporedbi s izravnim promatranjem na fluorescentnom zastoru. Velika osjetljivost fotografske emulzije od srebro-bromida zasnovana je na činjenici da se vrlo slabim kvantima zračenja načne razgradnja srebro-bromida, koja je nevidljiva (latentna slika). Proces redukcije provodi se do kraja upotrebom alkalnog razvijачa (metal-hidrokinon ili fenidon), a na taj način se djelovanje zračenja pojačava više milijuna puta.

Budući da je sloj fotoemulzije vrlo tanak, slaba je apsorpcija rentgenskog zračenja. Povećanje te apsorpcije može pojačati djelovanje rentgenskog zračenja na filmsku emulziju 10...100 puta stavljanjem fluorescentnog sloja ispred fotoemulzije. Taj fluorescentni sloj pri apsorpciji rentgenskog zračenja zrači sekundarno ultraljubičasto zračenje i na taj način pojačava djelovanje rentgenskog zračenja na fotografsku emulziju. Sljedeće povećanje osjetljivosti može se postići stavljanjem fotografske emulzije s obje strane filma. Tada se i fluorescentni materijal nalazi s obje strane filma, kao što je to prikazano na sl. 11.5.b. Kasete u koje se umeće film su aluminijske zbog njegove male apsorpcije rentgenskog zračenja.

Za detekciju rentgenskog zračenja još se upotrebljavaju i ionizacijske komore, brojači zračenja, scintilacijski kristali i poluvodički detektori. Ti se detektori primjenjuju u rentgenskoj dozimetriji, spektrometriji i tomografiji pomoću računala.

11.4. Rentgenske cijevi

Kao izvori rentgenskog zračenja upotrebljavaju se rentgenske cijevi s užarenom katodom, koja je mnogo djelotvornija u emitiranju elektrona od hladne katode u ionskim cijevima. Struja elektrona (anodna struja zasićenja) I_{az} koju neka užarena katoda može emitirati dana je Richardsonovim zakonom

$$I_{az} = C \cdot A \cdot T^2 \exp\left(\frac{eU_a}{kT}\right), \quad (11.21)$$

gdje je A ploština katode, T temperatura katode, k Boltzmanova konstanta, eU_a izlazni rad elektrona (npr. za volfram $eU_{aw} = 4,56$ eV), a C koeficijent proporcionalnosti (npr. za volfram $C_w = 10^6$ Am⁻²K⁻²). Prema tome je lako zaključiti da maksimalna struja elektrona koja može izići iz užarene katode, tzv. struja zasićenja, veoma ovisi o temperaturi. Temperatura se regulira strujom žarenja katode I_H i na taj način se upravlja količinom emitiranih elektrona iz katode, a time i anodnom strujom. Za manje anodne napone može se regulirati struja emitiranih elektrona anodnim naponom. To je tzv. područje prostornog naboja. No kada anodni napon prijeđe određenu vrijednost, kada su svi emitirani elektroni privučeni anodom, tada anodna struja ne može više rasti, jer dolazi u područje struje zasićenja izraženo relacijom (11.21). U području prostornog napona, tj. za manje anodne napone, struja I_a rentgenske cijevi dana je Longmir-Schottkyjevom relacijom

$$I_a = K U_a^{3/2}. \quad (11.22)$$

Koeficijent proporcionalnosti K ovisi o geometrijskoj izvedbi rentgenske cijevi. U tom području je anodna struja ovisna o naponu U_a . Ovisnost krivulja anodne struje o anodnom naponu prema relacijama (11.21) i (11.22) dana je na sl. 11.6. Rentgenske cijevi rade obično u području struje zasićenja, u kojem je ovisnost o anodnom naponu praktično slabo izražena. Struja zasićenja regulira se promjenom struje žarenja katode. Žarna nit rentgenske cijevi izrađuje se od volframa, koji ima visoko talište (3 370 °C), pa ne dolazi do prevelikog isparavanja katode pri radnim temperaturama od 2 500 °C. Obično se radi u području 2 200...2 500 °C, što omogućuje trajanje rentgenske cijevi oko 4 000 sati. Katoda se može izvesti u obliku spirale ili zavojnice (sl. 11.7.a), tako da izvor elektrona ima kružni, odnosno štapićasti oblik, koji se više primjenjuje. Na sl. 11.7.b prikazana je skica na kojoj se vidi kako iz katode u obliku zavojnice elektroni bivaju fokusirani pomoću fokusirajuće elektrode prema anodi, tako da padaju na vrlo usko područje anode koje se naziva fokus. Fokusirajuća elektroda formira električno polje između katode i anode, koje omogućuje usnopljavanje elektrona prema anodi. Razmak između anode i katode nije velik (~ 1 cm), pa se mjesto na anodi zbog toga, a i zbog oštrog usnopljavanja pri višim anodnim naponima i jačim strujama, jako zagrijava (katkada do užarenja). Zato treba da se anoda, pri iole većim snagama,

prisilno hladi. Za sasvim male snage hladi se zrakom, a za veće snage hladi se uljem ili vodom. Osim toga, mjesto gdje elektroni pogađaju anodu izrađeno je od volframa, koji uz visoko talište ima i relativno velik atomski broj, $Z = 74$, što povećava stupanj djelovanja prema izrazu (11.10). Na sl. 11.8. prikazana je izvedba anode hladene uljem. Tuljac oko same anode služi za sprečavanje raspršivanja rentgenskog zračenja izvan užeg područja. Prolaz rentgenskog zračenja kroz tuljac olakšan je prozorčićem od berilija, koji vrlo dobro propušta rentgensko zračenje zbog svog vrlo malog atomskog broja, $Z = 4$. Berilijski prozorčić stavlja se i na vanjsko staklo rentgenske cijevi. Rentgenska cijev s malom površinom fokusa može se smatrati točkastim izvorom zračenja. Kako se samo $\sim 1\%$ uložene energije pretvara u rentgensko zračenje, a ostatak od $\sim 99\%$ u toplinu, to se anoda jako zagrijava. Volframska anoda zagrijava se na temperaturu do $1\ 500\ ^\circ\text{C}$, a bakreni dio anode na temperaturu do $800\ ^\circ\text{C}$. Ako se rentgenskom cijevi žele postići veće energije zračenja, onda s anode treba odvoditi toplinu kako se anoda ne bi rastalila. Anoda se hladi najčešće protokom ulja ili vode u zatvorenom rashladnom sustavu.

Velika se snaga može ostvariti ako se umjesto statičke anode upotrijebi rotirajuća anoda. Na taj se način, zapravo, veoma proširuje površina A na koju udaraju elektroni. Jednak toplinski tok ostvaruje se uz manju razliku temperature ako je odvodna površina veća. Ako je meta statičke anode malih dimenzija $a \times b$ (npr. $2\ \text{mm} \times 2\ \text{mm}$), to će rotirajuće anode imati dimenzije $a \times 2\pi R$, gdje je opseg $2\pi R$ prstena rotirajuće anode dosta veći od dimenzije b (sl. 11.9.a) Na sl. 11.9.b prikazana je kompletna rentgenska cijev s rotirajućom anodom. Na taj način mogu se, uz iste dimenzije ozračene površine, postići desetak puta veći rashladni učinci. bold

Rotacija anode se ostvaruje tako da je ta anoda na istoj osovinu s bakrenim valjkom koji predstavlja kratkospojeni rotor. Stator se postavlja izvan staklenog balona rentgenske cijevi i s rotorom čini asinkroni motor s kratkospojenim rotorom. Stator je sačinjen sa tri para polova napajanih trofazno, tako da je brzina vrtnje oko $2\ 800\ \text{okr./min}$. Radi još učinkovitijeg hlađenja brzina vrtnje može se povećati za približno tri puta, što iznosi $8\ 400\ \text{okr./min}$. uz frekvenciju od $150\ \text{Hz}$. Na sl. 11.10. prikazana je rentgenska cijev sa statičkom anodom koja se hladi uljem. Ulje za hlađenje prisilno cirkulira u zatvorenom krugu. Ta je cijev predviđena za anodne napone do $U_a = 300\ \text{kV}$. Rentgenske cijevi s visokim naponima

(višim od 200 kV) obično se napajaju simetričnim anodnim naponom, što znači u ovom slučaju ± 150 kV, pa su i anoda i katoda na visokom potencijalu prema zemlji, ali za polovicu manjem. U takvim cijevima anoda se hladi uljem. Pri nižim naponima katoda je redovito na visokom potencijalu (asimetrično napajanje), dok je anoda na potencijalu zemlje i može se hladiti vodom.

U medicinskoj dijagnostici upotrebljavaju se anodni naponi rentgenske cijevi od 40 do 150 kV. Rentgenske cijevi za stomatološku dijagnostiku rade na nižim naponima od 10 do 40 kV, a nisu dulje od 5 cm. Za dijagnostiku dijaskopiranjem pogon cijevi traje dulje (nekoliko minuta) pa su snage obično manje od 300 W, a za dijagnostiku snimanjem na film, koje traje vrlo kratko, primjenjuju se snage i od nekoliko kilovata. Dijagnostičke rentgenske cijevi najviše se izvode s rotirajućom anodom. Takve cijevi mogu biti za velike snage, čak i do 25 kW.

U terapijske svrhe cijevi moraju biti predviđene za trajni pogon, pa se izvode za manje snage i sa stacionarnim anodama. Za površinsku terapiju upotrebljava se napon od 80 do 120 kV. Snaga cijevi nije veća od 1,5 kW. Fokus može biti mnogo veći nego u dijagnostičkih cijevi, jer nije potrebna oštrina slike. Za dubinsku terapiju naponi su viši i od 300 kV, dok snage mogu doseći 3 kW. Kod tih viših napona za hlađenje se upotrebljava ulje (sl. 11.10).

11.5. Rentgenski uređaji

Za napajanje rentgenske cijevi s visokim naponom upotrebljava se transformator. U najjednostavnijem slučaju rentgenska se cijev može priključiti izravno na transformator. Tada kroz rentgensku cijev teče poluvalno ispravljena struja, jer je ona istodobno i ispravljačica. Ukoliko je posrijedi veća energija koja se oslobađa na anodi, može doći do užarenja anode i do emisije elektrona iz anode, te tako ispravljačko djelovanje prestaje jer struja teče u oba smjera. Struja elektrona od užarene anode prema katodi uz rentgensko zračenje može uništiti i katodu. Zbog toga je potrebno u strujni krug uključiti visokonaponsku ispravljačicu koja će onemogućiti tijek struje u protivnom smjeru. ^{kad se anoda rentgenske cijevi užari.} Vakuumske ispravljačice s užarenom katodom,

tzv. **kenotroni**, mogu podnijeti zaporne napone do 2 500 kV uz struje od 700 mA. Za napajanje žarne niti potreban je poseban transformator za žarenje. Danas se najviše upotrebljavaju poluvodički ispravljači koji ne trebaju transformator za žarenje katode. Dioda u ispravljaču zbog svog propuštanja struje samo u jednom smjeru djeluje kao ventil, pa je u medicinskoj rentgenskoj tehnici za ispravljačku diodu uobičajen naziv ventil.

Shema poluvalnog napajanja rentgenskog uređaja (sl. 11.11.a) danas se, zbog svojeg slabijeg djelovanja i neravnomjernog opterećenja mreže primjenjuje samo kod uređaja vrlo malih snaga, kao npr. u zubarskoj tehnici i za snimanje na filmu. Sekundarni namotaj visokonaponskog transformatora podijeljen je na dva dijela s uzemljenom sredinom kako bi se smanjio visok napon na polovicu prema masi prema onome koji bi bio da je jedna strana transformatora uzemljena. Mjerilo struje mjeri struju rentgenske cijevi koja je razmjerna izračenoj rentgenskoj energiji prema izrazu (11.8). Žarenje rentgenske cijevi provodi se posebnim transformatorom koji se nalazi na visokom naponu i mora biti izoliran od mase.

Shema punovalnog napajanja daje mnogo veću učinkovitost slika i manje treperi. Punovalno napajanje ostvaruje se s četiri visokonaponske diode odnosno ventila (tzv. Graetzov spoj). To rješenje postavlja manje zahtjeve na izvedbu visokonaponskog transformatora nego s dvije diode, ~~kada je potreban dvostruki visokonaponki transformator.~~ Zbog navedenih razloga najviše se upotrebljava Graetzov spoj visokonaponskih dioda prema sl. 11.11.b. U ovom slučaju valovitost je 100%.

Za veće rentgenske uređaje izvodi se trofazni priključak na mrežu, koja je onda mnogo ravnomjernije opterećena. Sekundar transformatora može se spojiti tako da se na sekundaru dobije dvostruki ili četverostruki broj faza, odnosno shema za šesterofazno ili dvanaesterofazno napajanje. Tada se upotrebljava šest, odnosno dvanaest visokonaponskih dioda (ventila), pa je zato i valovitost mnogo manja. U slučaju šesterofaznog napajanja postiže se valovitost od 13,5%, a u slučaju dvanaesterofaznog napajanja samo 3,5%. Treperenje slike ne postoji, a srednja vrijednost napona praktički se približava vršnoj vrijednosti. Za još veće smanjenje valovitosti napona upotrebljavaju se katkad i visokonaponski kondenzatori. Shema za šesterofazno i dvanaesterofazno napajanje rentgenskog uređaja prikazana je na sl. 11.12.a i b. ~~Veći~~ rentgenski uređaji imaju još jedan

visokonaponskog

transformator s mogućnošću regulacije napona, a smješten je ispred glavnog transformatora. Od šesterofaznog napajanja dobiva se dvanaesterofazno napajanje tako da se upotrijebe dva ista šesterofazna ispravljačka sklopa, samo što se jedan upravlja iz zvjezdastoga sekundarnog namotaja transformatora, a drugi i trokutastoga. Kad bi oba sekundarna namotaja bila zvjezdasto ili trokutasto izvedena, izlaz bi bio šesterofazan. Kod dvanaesterofazne izvedbe razmak između vrhova sinusoida je 30° , kod šesterofaznog napajanja 60° , a kod jednofaznog punovalnog (Graetz) 180° . Osim regulacije napona, čime se može mijenjati intenzitet i valna duljina rentgenskog zračenja, moraju se regulirati i anodne struje. To se postiže regulacijom struje žarenja žarne niti. Izraz (11.8) pokazuje intenzitet rentgenskog zračenja neposredno na izlazu rentgenske cijevi. U slučaju prolaska rentgenskog zračenja kroz filter, odnosno biološko sredstvo u kojemu gušenje ovisi o valnoj duljini (a ona opet o anodnom naponu U_a), izraz za intenzitet rentgenskog zračenja poprima oblik

$$J_a = a_n U_a^n I_a \quad (11.23)$$

$$J_2 = \frac{c_k Z}{T} \int_0^T U_a^n \cdot i_a dt = k_r \cdot c_k \cdot Z \cdot U_{ap}^n \cdot I_{asr}$$

Tu je vrijednost eksponenta $n = 3 \dots 6$, i mnogo je veća od $n = 2$ u izrazu (11.8). Iz toga proizlazi da je apsorbirana doza zračenja koju prima pacijent itekako ovisi o visini anodnog napona. Na sl. 11.13. prikazan je napon U_a na anodi rentgenske cijevi u slučaju jednofaznog poluvalnog i punovalnog napajanja. Na sl. 11.13. vidi se promjena intenziteta zračenja J_1 na izlazu rentgenske cijevi, a na sl. 11.13.c. promjena intenziteta J_2 nakon prolaska kroz organizam. Energija emitiranog zračenja dana je integralom intenziteta zračenja J_1 u zadanom vremenskom intervalu, tj. površinom pod krivuljom intenziteta J_1 . Iz toga proizlazi da je ona puno veća kod šesterofaznog ili dvanaesterofaznog načina napajanja nego kod jednofaznog poluvalnog odnosno punovalnog načina. To je jedan od glavnih razloga uporabe trofaznog napajanja rentgenskih uređaja. Jednofazno se napajanje danas primjenjuje samo za prijenosne zubarske i fluorografske uređaje, dok se stacionarni rentgenski uređaji napajaju trofazno.

Isto tako već prema određenoj primjeni, rentgenski uređaj mora prilagoditi svoje temeljne značajke. Tako npr. duljina kontinuiranog rada kod rentgenskih uređaja s prozračivanjem može trajati od 0,5 min do 5 minuta, dok za smimanje filmom uređaj može biti uključen od 0,001 s do 5 s. Osim toga, uređaj može biti ukapčan u kratkim vremenskim intervalima više puta kad se uzima više uzastopnih snimaka, kao što je to slučaj u koronarnoj

Do sada se je s U_a i I_a označavao stalni istosmjerni napon i struja. No ukoliko je napajanje provedeno ispravljenim izmjeničnim naponom, onda U_a predstavlja vršnu vrijednost napona U_{ap} , a I_a srednju vrijednost struje I_{asr} . Nastale razlike između istosmjernog i ispravljenog izmjeničnog napona odnosno struje uzete su u obzir uvođenjem koeficijenta k_p , koji je uvijek manji od 1.

Videlo su ovisnosti s U_a odnosno I_a

angiografiji i tomografiji. Broj uzetih snimaka može biti i do 200 u sekundi. Već prema području primjene u medicini, određuje se tvrdoća zračenja promjenom anodnog napona rentgenske cijevi. Prema tome, za dobivanje zadovoljavajuće snimke kod rentgenskih uređaja potrebno je regulirati tri osnovna parametra, a to su **anodni napon, struja i vrijeme**. Osim toga, većina uređaja pokazuje i **količinu elektriciteta**, odnosno naboj Q , koji je **produkt struje i vremena** ekspozicije, pa neki imaju provedenu regulaciju količine elektriciteta kao jedne veličine. Količina elektriciteta većinom se naziva **mAs produkt** ili vrijednost, što će se i ovdje primjenjivati u daljnjem tekstu. Jednostavniji uređaji imaju samo regulaciju napona i mAs vrijednosti. Rentgenska tehnika najviše se upotrebljava u dijagnostici dišnih organa, srca i krvotoka, gdje posebno dolazi do izražaja angiografija, zatim organa probavnog trakta, urogenitalnih organa te naročito u dijagnostici cijelokupnog sustava kostiju, kralješnice i lubanje. U posljednjem slučaju posebno za promatranje različitih lomova kostiju i napuklina. Kod kostiju postiže se vrlo dobra kontrastnost s naponima od 80 do 110 kV, a nekada i s 150 kV uz količinu elektriciteta od 40 do 100 mAs, dok je kod kostiju šake dovoljno imati napone od 40 do 50 kV i mAs vrijednosti od 5 do 10 mAs. Za većinu ostalih pretraga, a pogotovo probavnog trakta, srca i krvožilnog sustava potrebno je primijeniti kontrastna sredstva kako bi se pojedini organi mogli uočiti na rentgenskoj snimci. Problemi snimanja takvih organa proizlaze iz činjenice da su vrlo male razlike u gustoći tkiva promatranog organa i okolnog tkiva. Tada se upotrebljava **kontrastno sredstvo** koje ispunja promatrani organ, a ima bitno različit koeficijent apsorpcije od okolnog tkiva. Pri tome kontrastno sredstvo ne smije imati otrovnih sastojaka. Kontrastno sredstvo može biti **pozitivno** ako ima veći koeficijent apsorpcije od okolnog tkiva, ili **negativno**, ako je koeficijent apsorpcije manji od koeficijenta apsorpcije okolnog tkiva. Tako se kao pozitivno kontrastno sredstvo za pregled želuca upotrebljava barij-sulfat, a krvnih žila tvari na jednoj bazi. Kao negativno kontrastno sredstvo upotrebljava se zrak ili neki drugi plin. Za pretrage srčanih šupljina i krvožilnog sustava upotrebljavaju se pozitivna kontrastna sredstva, a postupak se zove **angiografija**. Za snimanje srca u angiografiji primjenjuju se naponi od 80 do 100 kV uz mAs-vrijednost od 20 do 25 mAs. Vremena ekspozicije mogu biti 0,2 do 0,3 s, uz najkraća vremena zbog pomaka organa od 0,01 do 0,02 s ili čak 1 ms u koronarnoj angiografiji. U rentgenografiji probavnog trakta naponi su od 90 do 125 kV uz mAs vrijednosti od 50 mAs i vremena ekspozicije od 0,05 do 0,1 s. Za postizavanje boljeg kontrasta za promatranje uroloških organa upotrebljava se npr. napon od 60 kV i uz veće mAs vrijednosti 200 do 300 mAs, a u ginekologiji su potrebni

naponi od 100 do 110 kV, uz mAs vrijednosti od 300 do 500 mAs. Za promatranje dišnih organa upotrebljavaju se naponi od 70 do 90 kV, uz manje vrijednosti mAs od 10 do 20 mAs i ekspozicije od 0,02 do 0,06 s.

Iz dosad navedenoga vidljiva je nužnost regulacije kod rentgenskih uređaja anodnog napona U_a , struje I_a i vremena ekspozicije t . Pri tome se dvije veličine mogu postaviti prema zahtjevima snimanja, a treća vrijednost je povezana s ostale dvije i podešava se tako da se ne preoptereće rendgenske cijevi. ~~No osim postavljanja triju parametra, mogu se postaviti samo dva, i to anodni napon U_a i produkt mAs tzv. mAs vrijednost.~~ Na sl. 11.14. prikazana je blok shema rentgenskog uređaja s temeljnim elementima regulacije i zaštite. Navedene veličine potanko su dane u tablicama prema vrsti pretrage. Opterećenje rentgenske cijevi dano je izrazom

$$N = \int_0^T u_a \cdot i_a dt = k \cdot U_{ap} \cdot I_{asr} \quad (11.24)$$

$$N = k \cdot U_a \cdot I_a$$

gdje konstanta k ovisi o izvedenom načinu ispravljanja, pa je $k = 1$ za istosmjerno napajanje, $k = 0,95$ za šesterovalno, ~~$k = 0,71$ za punovalno i $k = 0,35$ za poluvalno ispravljanje.~~ Intenzitet zračenja koji uzrokuje optimalno pocrnjenje filma dobiva se iz izraza

$$J = k \cdot U_a^n \cdot I_a \cdot t, \quad (11.25)$$

$$E_2 = J_2 \cdot t = k_r \cdot c_k \cdot Z \cdot U_{ap}^n \cdot I_{asr} \cdot t \quad k_r < k$$

koji proizlazi iz jednadžbe (11.8). ²³ Odatle slijedi da ako odredimo dva ^{promjenljiva} parametra u jednadžbi (11.25), treći je ograničen maksimalno dopuštenim opterećenjem rentgenske cijevi, ili, ako je određena vrijednost $I_a t$ (mAs vrijednost), to ograničuje vrijednost anodnog napona U_a . Pri tome pri kraćim vremenima ekspozicija t , te vrijednosti napona mogu biti veće, kao i opterećenja cijevi N . Isto tako uz čvrstu vrijednost U_a i I_a određeno je vrijeme ekspozicije t . O održavanju tih parametara u dopuštenim granicama brine se postojeća automatika. ~~U mnogih rentgenskih uređaja postoji povezanost između pojedinih parametara s obzirom na zahtjeve dobivanja optimalne slike organa koji se promatra.~~

Osim toga, postojeća automatika brine se o održavanju konstantnim postavljenih parametara. Anodnu struju I_a rentgenske cijevi uz anodni napon U_a određuje struja žarenja

V dok je za punovalno ispravljanje konstanta k od 0,5 do 0,71, a za poluvalno za polovinu manji. Ovi koeficijenti su veći ako je paralelna rentgenskoj cijevi priključen visokonaponski kondenzator. Pocrnjenje filma ovisi o intenzitetu zračenja J_2 i njegovom trajanju t (ekspozicija) pa je

katode I_z , pa se anodna struja postavlja regulacijom struje žarenja I_z katode. Struja žarenja katode također treba biti zadržana u određenim granicama da temperatura katode ne bi prešla dopuštenu granicu.

Trajanje ekspozicije mjeri se **eksponometrom**, koji se sastoji od senzora primljenog rentgenskog zračenja dovoljnog za pocrnjenje rentgenskog filma. Kada rentgensko zračenje djeluje toliko dugo da je film dovoljno eksponiran, rentgensko zračenje se prekida. Prekidanje se provodi relejom A iz jedinice za regulaciju vremena ako je riječ o elektromehaničkom prekidaču, no prekidanje se može provesti i tiristorima. Promjena napona prema sl. 11.14. provodi se u koracima na regulacijskom transformatoru. Za prekidanje struje u vremenima ekspozicije kraćim od 0,1 s danas se upotrebljavaju tiristori kod kojih se upravljanje obavlja naponski. Radi manjeg iskrenja pri većim snagama prekidanje napajanja se obavlja sinkrono s prolaskom napona mreže kroz nulu. ↓ B

Najveća brzina ukapčanja i iskapčanja postiže se ubacivanjem jedne rešetke između katode i anode rentgenske cijevi koja kada je na velikom negativnom naponu potpuno sprječava prolaz elektrona prema anodi. Ta je izvedba analogna triodi. U ovom slučaju mogu se ostvariti ekspozicije u trajanju od svega 1 ms.

Mjerenje ekspozicije provodi se senzorom u obliku šuplje ploče ispunjene razrijeđenim plinom koja služi kao ionizacijska komora. Ta ploča može imati naneseñ fluorescentni sloj koji djelovanjem rentgenskog zračenja emitira svjetlo koje obasjava fotootpornike koji mijenjaju otpor što se pretvara u promjenu napona. Ta promjena napona pojačana pojačalom upravlja preko kontrolne jedinice tiristorom ili sklopkom koja isključuje rentgenski uređaj. Senzor u obliku ploče praktički ne apsorbira rentgensko zračenje.

Rentgenološke pretrage obavljaju se, kao što je već spomenuto, na dva načina: prozračivanjem (dijaskopija) i snimanjem na film (rentgenografija). **Dijaskopija** omogućuje promatranje organa u pokretu, a omogućuje okretanje bolesnika te promatranje iz raznih kutova, tako da se mogu vidjeti i neki iz neke pozicije skriveni dijelovi. Nalaz se može odmah dobiti. Nedostaci diaskopije su slabija oštrina slike, najčešće zbog "mekših" zraka, veća opasnost od ozračivanja bolesnika i liječnika zbog znatno duljeg trajanja pretrage, ali

i to da nema dokumentacije i da nalaz ovisi isključivo o liječniku koji provodi pretragu. Opasnost od ozračivanja liječnika danas se može otkloniti upotrebom TV-lanca.

Snimanjem na film (rentgenografija) mnogi nedostaci neposredne dijaskopije mogu se izbjeći. Znatno je kraće vrijeme snimanja, usprkos često tvrđim zrakama manje se ozračuje bolesnik i liječnik, slika je oštija i kontrastnija. Snimka se može po volji, dugo promatrati uz najpovoljnije osvjetljenje. Danas se nastoji bolesnik najprije slikati, a zatim, po potrebi još i dijaskopirati.

Kakvoća slike može se znatno poboljšati u dijaskopiji upotrebom optičkog pojačala.

11.6. Optičko pojačalo

Rentgenska slika promatana na zastoru slabe je svjetljivosti i mora se promatrati u mraku pošto se oko akomodira. Veća svjetljivost može se dobiti samo većim intenzitetom rentgenskog zračenja, što je za pacijenta i liječnika štetno. Da se ti štetni učinci izbjegnu, upotrebljava se optičko pojačalo (sl. 11.15), koje pojačava svjetljivost slike više tisuća puta, pa nije potrebna veći intenzitet rentgenskog zračenja. Rentgenska slika pada na fluorescentni zastor optičkog pojačala, koji rentgensko zračenje pretvara u svjetlosno. To zračenje preko prozirnog dielektrika djeluje na fotokatodu, koja je napravljena od materijala s malim izlaznim radom elektrona, tako da na osvijetljenim mjestima ta fotokatoda emitira elektrone. Elektroni pod utjecajem elektrostatskog polja između katode i anode optičkog pojačala bivaju ubrzani i usnopljeni prema katodoluminiscentnom zastoru. *Prosjek fluorescentnog zastoira se nalazi u granicama od 150 mm do 350 mm dok katodoluminescentni zastor ima samo promjer od 20 do 30 mm.*

Usnopljavanje elektrona provodi se anodama u obliku prstena priključenim na postupeno rastućim potencijalima koje predstavljaju elektronske leće. To je prikazano na sl. 11.15. Zbog elektronsko-optičkog smanjenja slike i velikoga naknadnog ubrzanja elektrona naponom od 25 kV ostvaruje se njihova velika kintetička energija, čime se postiže više tisuća puta svjetlija slika na zastoru optičkog pojačala od izravno promatrane slike. Slika je svjetlija ili tamnija na pojedinim mjestima u ovisnosti o gustoći elektrona na tim mjestima.

Tako dobivena slika ^{na zastoru} povećava se sustavom optičkih leća i može se promatrati izravno, snimiti na film ili posredstvom televizijske kamere (vidikon, ortikon) prenijeti na jedan televizijski monitor ili više. Na taj je način liječnik potpuno zaštićen od rentgenskog zračenja, svjetljivost slike je velika, pa se slika može promatrati u svijetlom prostoru i omogućeno je promatranje dobivene snimke na više mjesta istodobno.

11.7. Tomografija

Tomografija (grč. τόμος, režanj; isto i laminografija, planigrafija) je metoda rentgenske pretrage u kojoj se nizom snimanja prikazuje samo jedan sloj (presjek) snimanog tijela.

Kod rentgenskog prikaza na filmu ^{ili} na fluorescentnom zastoru neki dijelovi organizma pokriveni su drugim dijelovima koji više apsorbiraju rentgensko zračenje, pa se na taj način ne vide. Da bi se omogućio prikaz presjeka, odnosno sloja male debljine ljudskog organizma, upotrebljava se rentgenska tomografija. Ta metoda rentgenskog snimanja omogućuje snimanje tankog sloja i zasnovana je na načelu prikazanom na sl. 11.16. Rentgenska cijev giba se u jednom smjeru praveći niz podeksponiranih snimaka na rentgenskom filmu smještenom ispod pacijenta. Film se giba sinkrono u protivnom smjeru. Podeksponirane snimke snimaju se jedna preko druge, tako da su dovoljno osvijetljene i ističu se samo dijelovi u sjecištu rentgenskih zraka u točkama P_1 i P_2 . Ostali dijelovi slike, gdje se djelovanje zraka ne zbraja, bivaju **razmazani** i ne primjećuju se dobro. Tako se izdvaja samo prikaz sloja debljine h , kao što je prikazano na sl. 11.16. 11

11.8. Angiografija

Angiografija potječe od grčke riječi aggeion, što znači posuda, a predstavlja rentgenološku metodu koja omogućuje promatranje srca i cjelokupnoga kardiovaskularnog sustava pomoću ubrizgavanja kontrastnog sredstva. Tako se mogu promatrati cerebralne žile i njihova oboljenja nastala arteriosklerozom i trombozom, aneurizme i druge malformacije.

To je tzv. cerebralna angiografija. Angiokardiografija prikazuje cirkulaciju krvi u šupljinama srca i pripadnim velikim krvnim žilama, te se tako mogu istražiti mnoge prirodene i kasnije nastale srčane mane. Koronarografija omogućuje prikaz koronarnih arterija, a aortografija prikazuje općenito prsni i trbušni dio aorte. Angiografijom se mogu prikazati još i vene (flebografija), kao i limfne žile (limfografija).

Angiografija omogućuje promatranje žila u različitim područjima tijela ubrizgavanjem kontrastnog sredstva. Pronalazjenje odgovarajućega **kontrastnog sredstva** dosta je zadržavalo brži razvoj angiografije. Danas se kao kontrastno sredstvo najviše upotrebljavaju vodene otopine trijodnih organskih spojeva natrijeve i metilglutaminske soli, trijod-benzojeve kiseline i različite druge jodne otopine poznate pod različitim tvorničkim imenima. Kontrastno sredstvo se na pogodnom mjestu mora ubrizgati u žile koje se žele promatrati u vrlo kratkom vremenu od 2 do 3 sekunde da ne dođe do razrjeđenja s krvlju, što se postiže uređajima za automatsko ubrizgavanje, a zatim slijedi serija rentgenskih snimaka u vremenu od jedne sekunde do nekoliko sekundi. Broj slika u sekundi je 3 do 6 na filmu formata 100x100 mm, dok na formatu kino filma od 35 mm broj snimaka može biti i do 200 u sekundi. Pri davanju kontrastnog sredstva treba paziti da ne nastanu neželjene nuspojave zbog kontrakcije krvne žile za vrijeme ubrizgavanja kontrasta (grč, vrtoglavica, mučnina, osjećaj vrućine i slično). Mogu se pojaviti i različite alergijske pojave. Smrtni slučajevi kao posljedice uštrcavanja kontrastnog sredstva vrlo su rijetki, ali mogući. Količina kontrastnog sredstva je samo 5 cm³ kod promatranja neke žile, do 100 cm³ u angiokardiografiji. Koncentracija kontrastnog sredstva obično je 30 do 85%. Ubrizgavanje kontrastnog sredstva vrši se punkcijom glavne žile koje opskrbljuju krvlju područje krvnih žila koje se žele promatrati. U angiokardiografiji kontrastno sredstvo ubrizgava se u srčanu šupljinu kroz kateter uveden u srce kroz femoralnu venu. Uvlačenje katetera dijaskopira se rentgenskim uređajem. Kako se angiografija provodi u kratkim vremenskim razmacima, snaga rentgenskog uređaja mora biti velika jer je anodni napon obično od 100 do 150 kV i uz anodne struje od 1 500 - 2 000 mA u trajanju od 0,01 s.

Snimanje se često sinkronizira s R-zupcem elektrokardiograma, kako bi se znalo kojoj fazi rada srca odgovara pojedina snimka.

11.9. Digitalna radiografija

Digitalna radiografija jest tehnika koja omogućuje obradu rentgenske slike digitalnim putem. Ta tehnika danas je u velikom razvojnem zamahu, a omogućuje znatno poboljšanje i dobivanje novih informacija iz rentgenske slike. Rentgenska slika, koja se najčešće dobiva putem pojačala slike, digitalizira se, što znači da se svakom elementu rentgenske slike dodijeli jedna numerička vrijednost izražena binarnim brojem koja odgovara intenzitetu svjetla na tom mjestu rentgenske slike. Tako dobivene vrijednosti pojedinih elemenata slike obrađuju se različitim postupcima digitalne obrade poznatim i u drugim područjima digitalne obrade slike. Posebno se mogu navesti postupci slikovne suptrakcije (odbijanja), zbrajanja i usrednjavanja u smislu pojačavanja kontrasta, zatim različite digitalne filtracije i primjena različitih prozora. Pošto je obrada provedena, pristupa se obrnutoj pretvorbi digitalne vrijednosti u analognu, gdje se svakoj poziciji na slici dodjeljuje odgovarajuća analogna vrijednost ^{razmjerna intenzitetu svjetla} prikazuje na zastoru katodne cijevi monitora. Katkada se te vrijednosti snimaju i na film.

U digitalnoj radiografiji zahtijeva se velika brzina u prikupljanju podataka kako bi se svi podaci jedne snimke prikupili prije nego što nastanu neke veće promjene, odnosno pomak organa koji se promatra. Uobičajena brzina prikupljanja slika je 1 do 3 slika/s, ali ima izvedaba koje omogućuju prikupljanje i do 30 sl./s. Broj slikovnih elemenata obično je od 256^2 do 1024^2 , dok se digitalizacija provodi s 6 do 10 bita (dužina riječi). Digitalizacija se može provesti točku po točku jednim sensorom od NaI s fotomultiplikatorom, ili nizom senzora poredanih u jednu liniju koja odgovara horizontalnom redu slike ili pak cijela površina slike predstavlja detektor rentgenskog zračenja, dok se očitavanja obavljaju ili točku po točku ili linijskim detektorima.

U digitalnoj radiografiji posebno mjesto ima **digitalna suptraktivna angiografija**, koja daje mnogo bolje kontraste od onih što se mogu ostvariti klasičnom angiografijom s filmom. Kod digitalne suptraktivne angiografije najprije se napravi snimka i digitalizira se nekoliko slika područja sa žilama koje se žele prikazati bez ikakvoga kontrastnog sredstva, a zatim se ubrizga kontrastno sredstvo, pa se ponovno isto područje snimi i digitalizira, ali uz ubrizgano sredstvo. Sada se od te druge snimke, odnosno njezinih digitaliziranih podataka,

odbiju (suptrahiraju) podaci dobiveni prvom slikom bez kontrastnog sredstva (sl. 11.17). Na taj način izbrišu se svi podaci sa slike u kojima nema kontrastnog sredstva, a ostanu samo žile ispunjene kontrastnim sredstvom, što znatno poboljšava kontrast i daje mnogo bolje dijagnostičke mogućnosti. Ovakvo snimanje stavlja velike zahtjeve na memorije (RAM) računala i brzinu rada s njima zbog velikih brzina uzorkovanja od 40 do 240 Mbit/s. Isto tako, potrebni su i brzi analogno-digitalni pretvornici. U ovom slučaju, da se mogu odrediti točna mjesta u vremenskom području gdje se neka slika nalazi, uzima se i napon srca kada se od R zupca nadalje određuju vremenski intervali. Takav uređaj prikazan je na sl. 11.18. Navedeno posebno dolazi do izražaja u **angiokardiografiji**, gdje se, mjesto žila, srce ispunjava kontrastnim sredstvom kako bi se promatrale srčane šupljine u svim fazama rada srca. Ovdje se također primjenjuje suptraktivna metoda gdje se mogu dobiti jasni obrisi srčane klijetke, pa i cijelokupni izgled klijetke za vrijeme sistole i dijastole, i to zahvaljujući sinkronizmu sa snimljenim naponom srca. Daljnjom suptrakcijom dijastoličke (veća) slike srca od sistoličke (manja) dobiva se slika razlike, tzv. e젝cijska lјuska, koja daje informaciju o veličini srčanoga volumskog kapaciteta.

Osim suptrakcije ostvarene na opisan način (suptrakcija pomoću maske), postoji i suptrakcija temeljena na razlikama amplituda u vremenskim razmacima. U ovom slučaju pravi se niz snimaka koje se odbijaju od prethodnih uz neprekidno prisutno kontrastno sredstvo. No budući da kontrastno sredstvo mijenja svoju koncentraciju od početka ubrizgavanja do konačnog razrjeđenja, dobiva se niz snimaka za vrijeme cijele kontrakcije ili dilatacije ventrikula, tako da se vide promjene oblika ventrikula u svim fazama rada.

Samo digitalizirana slika omogućuje lako provođenje suptrakcije, odnosno odbijanja vrijednosti elemenata slike od slike. Svakako je razumljivo da se pri procesu suptrakcije odbijaju vrijednosti sa na istim mjestima lociranim elementima jedne i druge slike.

Na sl. 11.19. prikazana je fotografija desne karotidne arterije koja je dobivena metodom digitalne suptraktivne angiografije. Vidi se vrlo oštro velika razgranatost karotidne arterije s mnogo malih arterija. Digitalna suptraktivna angiografija omogućuje promatranje samo arterija ispunjenih kontrastnim sredstvom, dok se okolno tkivo (isto u oba slučaja) zbog odbijanja (suptrakcije) uopće ne vidi. Na sl. 11. 20. prikazana je rentgenska snimka arterija dlana.

Literatura

- 11.1. J.Urlaub: Röntgenanalyse. Band 1. Siemens A.G. Berlin - München, 1974.
- 11.2. E.A.Hoxter: Röntgen-aufnahmetechnik. Grundlagen und Anwendungen. Siemens a.G. Berlin, München, 1982.
- 11.3. A.Kralj (urednik): Osnove medicinske elektrotehnike. *Dopinska* delavska Univerza - Univerzum, Ljubljana, 1983. *LN*
- 11.4. I.A.Pereslagin: Tehničeskie sredstva rentgeno-diagnostiki. Moskva Medicina. 1981.
- 11.5. N.N.Blinov (urednik): Rentgeno-dijagnostičeskiye apparati. Medicina. Moskva, 1976.
- 11.6. J.G.Kereiakes, S.R.Thomas, C.G.Orton (editors): Digital Radiography. Selected Topics. Plenum Press. New York, 1986.
- 11.7. *A.Šantič: Rentgenska tehnika. Tehnička enciklopedija. Svezak 11. Leksikografski zavod.*

12. RENTGENSKA KOMPJUTERIZIRANA TOMOGRAFIJA (CT)

12.1. Opća načela

U poglavlju 11.7. opisana je rentgenska tomografija kojoj je svrha prikazati jedan tanak presjek tijela. U tom slučaju dobivaju se frontalni presjeci simultanim pomicanjem rentgenske cijevi i kasete s filmom smještenim ispod pacijenta, kao što je to prikazano na sl.11.16. Ta tehnika je jednostavna i poznata još od tridesetih godina ovog stoljeća, ali daje dosta debele i ne oštre snimke u frontalnoj ravnini.

Znatno bolje prikaze određenih presjeka omogućila je upotreba elektroničkog računala, pa se zbog toga takva tomografija zove kompjuterizirana tomografija (Computerized Tomography, CT). Ova tomografija daje snimke neusporedivo bolje i s mnogo boljim razlučivanjem nijansa, i to za cijeli red veličine bolji nego obična tomografija. Ovdje se mogu razlikovati gustoće koje se razlikuju samo 0,2%, dok se kod obične tomografije ne može ostvariti bolje razlikovanje gustoća od 2%. Tome je razlog i znatno veća osjetljivost detektora zračenja od filma, a pogotovo od fluorescentnog zastora. Kompjuteriziranom tomografijom otvoreno je jedno novo područje u rentgenskoj dijagnostici s mogućnošću promatranja dijelova tijela, koji se prije ni jednom rentgenskom tehnikom nisu mogle vidjeti, s mnogo više detalja i bez zaklanjanja nekih dijelova prikaza iza objekata veće gustoće kao (kosti), što je to slučaj s promatranjem s prosijavanjem, kada su neki dijelovi ostajali u "sjeni" gušćih dijelova. Ovdje je to isključeno jer se prosijavanje vrši sa svih strana presjeka koji se promatra. Načela tomografskog snimanja pomoću računala prvi je postavio inženjer G.N. Hounsfield 1972. god., a prvi uređaj takve vrste proizvela je britanska tvrtka EMI (EMI-scanneri). Za taj izum su G.N.Hounsfield i A.M. Cormack dobili 1979. god. Nobelovu nagradu za medicinu.

Prvi uređaji koji su bili proizvedeni bili su namijenjeni promatranju glave odnosno mozga, a poslije se prešlo na promatranje transverzalnog presjeka cijelog tijela.

Temeljna značajka kompjuterizirane tomografije jest računanje gustoće pojedinih elemenata slike na koje je slika podijeljena. Tomograf u svojoj prvoj izvedbi imao je uz

rentgensku cijev kao izvor rentgenskog zračenja na protivnoj strani detektor rentgenskog zračenja koji pretvara u napon više ili manje apsorbirano rentgensko zračenje primljenog detektorom. Tanki snop rentgenskog zračenja prolazi kroz tijelo po duljini presjeka, kako je to prikazano na sl. 12.1. Na sl. 12.2. vidi se da se paralelno s rentgenskom cijevi pomiče i detektor zračenja. Svaki snop rentgenskog zračenja dobiva podatak o intenzitetu zračenja J prolaskom kroz tijelo prema izrazu (11.13) pa proizlazi da je

$$J = J_0 \exp\left(-\sum_{j=1}^n \mu_{ji} \Delta \ell\right), \quad (12.1)$$

gdje je J_0 intenzitet zračenja na izlasku rentgenske cijevi, a J na detektoru zračenja. Cijelokupni presjek kroz pacijenta može se podijeliti na gustu mrežu malih kvadratića slikovnih elemenata (pixel, picture element) j , i od kojih svaki ima određeni koeficijent gušenja μ_{ji} . Uzdužna stranica tog elementa jest $\Delta \ell$ (sl. 12.3). Ako je odabran broj tih elemenata uzduž jedne zrake $n = 160$, onda se nakon logaritmiranja jednadžbe (12.1) i izlučivanja zajedničkog faktora $\Delta \ell$ dobiva

$$\frac{1}{\Delta \ell} \ln \frac{J_0}{J_{ni}} = \mu_{1i} + \mu_{2i} + \mu_{3i} + \dots + \mu_{ni} = k_i \quad (12.2)$$

To je linearna jednadžba u kojoj su μ_{ij} nepoznanice koje treba izračunati. Poznata je samo konstanta k_i na temelju izmjerenog podatka J_{ni} o intenzitetu zračenja, jer su veličine J_0 i $\Delta \ell$ konstante prije određene. Paralelnom translacijom rentgenske cijevi i detektora rentgenskog zračenja dobiva se još $m = 200$ paralelnih putova, što je ukupno $160 \times 200 = 32\,000$ nepoznanica koje treba odrediti iz sustava od 200 jednadžbi.

$$\begin{array}{cccccccc} \mu_{11} + \mu_{21} + \dots + \mu_{j1} + \dots + \mu_{n1} & = & k_1 \\ \mu_{12} + \mu_{22} + \dots + \mu_{j2} + \dots + \mu_{n2} & = & k_2 \\ \vdots & & \vdots \\ \mu_{1i} + \mu_{2i} + \dots + \mu_{ji} + \dots + \mu_{ni} & = & k_i \\ \vdots & & \vdots \\ \mu_{1m} + \mu_{2m} + \dots + \mu_{jm} + \dots + \mu_{nm} & = & k_m \end{array} \quad (12.3.)$$

Tih 200 jednadžbi nije dovoljno da se odredi vrijednost $n \cdot m$ elemenata, pa se za dobivanje novih podataka po kružnici zakrene izvor zračenja i detektor za 1° , te se ponovno mjeri intenzitet detektorom za svih 200 paralelnih putova, ali pomaknutih za jedan stupanj.

Za obilazak pola kružnice napravi se 180 koraka, pa je sada $200 \times 180 = 36\,000$ jednadžbi. Neke izvedbe imaju korak od $0,5^\circ$, a neke 1° ili 2° . Broj paralelnih putova može biti 256, pa i 512 (sl. 12.3.). Kako kvadratična slika ima $160 \times 200 = 32\,000$ slikovnih elemenata, broj jednadžbi je veći od nepoznanica, tj. slikovnih elemenata, pa bi se mogle odrediti vrijednosti kvadratića. No to nije tako, jer sve jednadžbe nisu međusobno nezavisne, pa se, prema tome, njihov stvarni broj smanjuje. Za izračunavanje pojedinih elemenata slike danas postoji veći broj različitih metoda.

Svaka izračunana vrijednost koeficijenta gušenja μ_{ij} koji je razmjernan gustoći tkiva ρ na tom mjestu pretvara se digitalno-analognim pretvornikom u analognu veličinu, tj. napon kojim se upravlja Wehnelov cilindar katodne cijevi monitora. Tako dobivene različite svjetline pridjeljuju se točno odgovarajućim elementima slike na zastoru katodne cijevi monitora ^{posredstvom rastera}. Svaki element slike ima dimenziju otprilike 1×1 mm ili čak i manje ($0,75 \times 0,75$ mm). Razmjernost između koeficijenata gušenja μ_{ij} i gustoće tkiva ρ dana je izrazima (11.14) i (11.15). Na koeficijent gušenja μ_{ij} uz atomsku težinu tvari Z , ima utjecaj i valna duljina λ ^{što je za jedan snimak konstanta.} Tomografima rentgenskog zračenja, koja opet ovisi o anodnom naponu rentgenske cijevi, pomoću računala mogu se razlikovati tvari kojima je omjer gustoća 1,005, pa čak i 1,002. Na taj način tomografija pomoću računala omogućuje razlikovanje do 1 000 razina gustoće. Da se to može prikazati na zastoru katodne cijevi koja dopušta razlikovanje samo 20 nijansi u svjetljivosti, potrebno je dovesti na zastor samo uže područje, zanimljivo s obzirom na promatrani objekt. Tako se pomiče tzv. **prozor fine rezolucije**, već prema gustoćama tkiva na promatranom objektu.

Fina rezolucija gustoće tkiva u rentgenskoj kompjuteriziranoj tomografiji izražava se nestandardiziranom jedinicom hounsfield (znak H) ili, kako se još zove, CT brojem, koja je definirana koeficijentom gušenja μ rentgenskog zračenja u tkivu prema relaciji

$$H = k_0 \frac{\mu - \mu_w}{\mu_w} \quad (12.4)$$

gdje je μ_w koeficijent gušenja vode. Koeficijent k_0 se danas većinom odabire 1 000 tako da gustoća kostiju, koja je najveća u organizmu, bude za svoju najveću gustoću 1 000 H (CT broj). Za vodu koja je odabrana kao referentna razina prema izrazu (12.4), Hounsfieldov ili

CT broj je 0 H, a za zrak ($\mu_{zr} = 0$) je onda - 1 000 H. Koeficijent gušenja odnosno gustoća većine organa u organizmu blizu je koeficijentu gušenja vode odnosno Hounsfieldova broja 0, kako se to može vidjeti iz priložene skale na sl. 12.4. Tako se Hounsfieldovi brojevi tzv. mekog tkiva nalaze u području od 20 do 80 H, kao npr. krv (od 43 do 65 H), mozak (30 do 40 H), srce (27 do 45 H), jetra (47 do 73 H) itd. S negativne strane CT skale nalazi se masno tkivo (-7 do -100 H) i pluća s (-750 do -900 H). Lako je primijetiti da se cijela ta skala ne treba prikazati na zastoru katodne cijevi, nego samo neki njezini dijelovi u ovisnosti o pretrazi koja se obavlja gdje se onda odabere prozor fine rezolucije.

12.2. Izvedba uređaja kompjuterizirane tomografije

Prvi CT uređaj bio je instaliran 1971. godine u jednoj engleskoj bolnici za snimanja glave. Nakon dobivanja vrlo dobrih rezultata počelo se s proizvodnjom ovih uređaja tako da je 1976. više od 20 proizvođača proizvodilo ove uređaje. Nakon 1980. godine CT uređaji prodrli su u veliki broj bolnica, a zbog oštire konkurencije broj proizvođača je danas sveden na samo nekoliko najvećih.

Uređaj kompjuterizirane tomografije sastoji se od dva glavna elementa: rentgenske cijevi kao izvora zračenja rentgenskih zraka i detektora ili danas isključivo više detektora za pretvorbu intenziteta zračenja u električnu veličinu najčešće napon. ^(sl. 12.5.a) Prednost ovog uređaja ^{s pojačalom} od onog snimanja na filmu je i za red veličine veća osjetljivost detektora zračenja od filma, što omogućuje dobivanje veće rezolucije.

Rentgenska cijev i detektor postavljeni su po unutrašnjem obodu velikog prstena u čijem se središtu smješta pacijent. Točnost u postavljanju i pomacima rentgenskog izvora i detektora mora biti velika kako se ne bi izazvale pogreške u mjerenju. Zazor među mehaničkim dijelovima ne smije biti veći od 0,1 mm.

Izvedba do sada opisana, s jednim detektorom, bila je ^{generacija} prva i zahtijevala je dugotrajno mjerenje od oko 300 s (5 min), što je izvirgavalo pacijenta dugom rentgenskom zračenju. Nakon te prve generacije CT-uređaja došla je **druga generacija** s više paralelno smještenih

detektora ~~smještenih~~ u nizu i po pravcu. Broj detektora bio je od 18 do 24, no sada se istodobno koristilo i više pravaca zračenja lepezasto raširenih od izvora. To je iziskivalo isto tolik broj pojačala i A/D pretvornika. Na taj način se vrijeme snimanja bitno skratilo na samo 20 s (sl.12.5. b). No i dalje je zadržan način rada s translacijom (paralelno) i rotacijom za razne kutove izvora i detektora. To skraćnje vremena imalo je veliko značenje, jer se za vrijeme snimanja već moglo zaustaviti disanje pacijenta, što je pri nekadašnjim snimanjima s prvom generacijom uređaja izazivalo artefakte "zamagljivanja" detalja slike zbog pomicanja snimanih organa bolesnika za vrijeme dugotrajnog snimanja. U **trećoj generaciji** broj detektora zračenja i dalje se povećava (i do 360), a i ne smještaju se više po pravcu, nego polukružno po obodu kružnice s izvorom zračenja na suprotnom kraju. ^(sl.12.5.c) Ovdje je važna jedna značajka: da se translatorno gibanje posve isključuje, a ostaje samo rotacijsko gibanje, što pojednostavnjuje mehaničku izvedbu, a i brzina pregleda se još povećava. S obzirom na povećani broj detektora zračenja, sada jedno snimanje traje 5 do 10 sekundi.

Četvrta generacija CT-uređaja postavlja detektore zračenja oko cijelog oboda prstena koji se više ne pokreće i ne okreće, nego je stabilan, a okreće se za 180° samo rentgenska cijev. Broj detektora zračenja veći je od 2500, a vrijeme snimanja se skraćuje na 2 do 3 sekunde. Danas su u upotrebi najviše treća i četvrta generacija CT-uređaja (sl.12.5.c i d).

Najkraće vrijeme za jednu snimku daje danas **peta generacija** CT-uređaja, kod koje više nema pomičnih dijelova. Pomak izvora rentgenskog zračenja ostvaruje se magnetskim otklonom mlaza elektrona koji izlaze iz elektronskog topa, kako je prikazano na sl. 12.5.e. Na slici je vidljivo da se snop elektrona nakon fokusiranja provodi kroz magnetsko polje i otklanja na anodu u obliku prstena. Elektroni velike kinetičke energije kočeni na anodi emitiraju rentgensko zračenje koje prolazi kroz tijelo do detektora zračenja dijametralno smještenih. Izvor rentgenskog zračenja jest mjesto gdje udaraju elektroni u anodni prsten, pa kako se snop elektrona može pomicati vrlo brzo duž prstena magnetskim otklonom, to proizlazi ^{kao} da se izvor rentgenskog zračenja pomiče isto tako brzo po obodu kružne anode. Budući da se rentgenska cijev ne pokreće i nema mehaničkih pokretnih dijelova, ta izvedba CT-uređaja omogućuje najveću brzinu u dobivanju slika.

Na taj način mogu se prikupiti svi podaci za jednu snimku za samo 0,1 sekundu. To

omogućuje snimanje srca i drugih organa koji su pokretljivi u jednom trenutku bez artefakata "zamagljivanja". Snop elektrona na taj način prolazi luk od 210° na prstenu za samo nekoliko ms, što se nikako ne bi moglo ostvariti mehaničkim pomicanjem rentgenske cijevi zbog njezine inercije. Ova izvedba usprkos izrazitim prednostima još do sada nema veću primjenu, iako je već realizirana ^{od tvrtke Siemens} kao uređaj pod imenom Imatron CT-100.

Kao **izvor zračenja** kod CT uređaja bila je isprva rentgenska cijev hladena uljem, da bi poslije, u trećoj i četvrtoj generaciji, bila zamijenjena s cijevi s rotirajućom anodom koja radi u pulzirajućem režimu. Anodni napon iznosi 100 do 160 kV, a u impulsnom radu impulsi traju od 2 do 3 ms uz struje od 600 do 650 mA. Omjer impuls-pauza jest 0,2. Snaga disipacije ne prelazi 5 kW, a u impulsu može biti veća od 60 kW. Žarišna pjega ima u promjeru 0,6 do 1,2 mm s kutovima zračenja obično od 15° do 30° . Posebna se pozornost pridaje ograničavanju zračenja na zadano područje, da ne bi pacijent bio nepotrebno ozračen.

Detektori rentgenskog zračenja pripadaju najvažnijem dijelu CT-uređaja. Otvor detektora definira putanju rentgenske zrake i prostornu rezoluciju, a osjetljivost detektora određuje kontrast i rezoluciju. Danas se u CT-uređajima najviše upotrebljavaju scintilacijski, plinski i poluvodički detektori.

Scintilacijski detektori apsorbiraju fotone rentgenskog zračenja i emitiraju svjetlo razmjerno količini apsorbirane energije. Ti detektori mnogo osjetljiviji od rentgenskog filma, pogotovo kad se spoje s fotomultiplikatorima [Lit. 12.8] i sl. 12.6.a, što bitno povećava osjetljivost razlučivanja detalja slike kod malih razlika u gustoćama. Znatno pojačane struje elektrona kod fotomultiplikatora prolaskom kroz otpor stvaraju padove napona razmjerne ozračivanju. Ti se naponi zatim pojačavaju i dovode analogno-digitalnim pretvornicima (A/D). Scintilacijski detektori izvode se iz natrij-jodida, NaI, cezij-jodida, CsI, ili bizmut-germanata, BiGeO. Ti detektori imaju malu vremensku konstantu i veliko dinamičko područje ($1:10^4$).

Plinski detektori djeluju na načelu ionizacije plina prolaskom rentgenske zrake kroz njih. Oni se lako izvode u velikim nizovima, kako je prikazano na sl. 12.6.b. Svaka osnovna jedinica sastoji se od dvije elektrode: kućišta i središnje elektrode. Kućišta su od volframa.

U ovim je detektorima razrijeđen plin. Plin ne smije biti previše razrijeđen jer se onda smanjuje osjetljivost detektora. Najčešće je to plin ksenon (Xe) ili mješavina ksenona i kriptonu (Xe + Kr). Ti detektori lako se izvode s potpuno jednakim ćelijama pa su im i značajke potpuno jednake, što je velika prednost, ako im je broj velik. No tim je detektorima manje dinamičko područje i manja osjetljivost uz veću vremensku konstantu.

Poluvodički detektori su malih dimenzija i vrlo pogodni za slaganje niza detektora. Njihova osjetljivost nije lošija od scintilacijskih, a bolja je od plinskih detektora. Imaju vrlo dobru stabilnost i pouzdanost. Najviše se upotrebljavaju u kombinaciji cezij-jodid (CsI) s foto diodom. Tu kombinaciju upotrebljava tvornica "Siemens".

Svi podaci o apsorpciji prolaskom zrake kroz tijelo bolesnika pretvaraju se preko detektora (pretvornika) u napon koji se zatim pojačava do veličine potrebne za analogno-digitalnu (A/D) pretvorbu. Analogno-digitalni (A/D) pretvornici moraju biti brzi. Oni rade paralelno sa svim detektorima koji su u danom trenutku ozračeni. Dobiveni podaci čuvaju se u kratkotrajnim memorijama priključenim iza A/D pretvornika. Podaci se čuvaju sve do uzimanja novih podataka. Osim toga postoji jedan kontrolni detektor ili više njih koji mjere intenzitet zračenja J_0 same rentgenske cijevi kako bi se u izrazu (12.2) mogao odrediti omjer J_0/J_m . Ako i nastanu neke promjene J_0 , to ništa neće utjecati na omjer. Zračenje izvora mjeri se izravno kroz zrak gdje je apsorpcija minimalna.

Rentgenska cijev mora biti upravljana impulsima, a osim toga mora biti i točno poznata njezina orijentacija. Podaci o položaju rentgenske cijevi preko enkodera i ozračenih detektora mora biti u svakom trenutku poznata, kako bi se mogla znati točna pozicija slikovnih elemenata i njima pridjeliti odgovarajuće vrijednosti svjetline, obrnuto razmjerne apsorpciji rentgenskog zračenja u tim elementima. Svakako, računalo mora provesti račune potrebne da se odrede nepoznanice o gustoćama na svakom slikovnom elementu. Cjelokupan program obrade smješten je u ROM memoriji.

Slikovni podaci pamte se na tvrdom disku koji može imati kapacitet od 500 MB, iako se slikovni podaci za nekoliko slika mogu memorirati i na gipkom disku, pa se onda mogu promatrati i na drugom kompatibilnom računalu.

12.3. Metode rekonstrukcije slike

12.3.1. Algebarske metode

U poglavlju 12.1. pokazan je način kako bi se mogli izračunati elementi gustoće tkiva na temelju kojih se može rekonstruirati slika. Određivanje vrijednosti pojedinih elemenata ne može se izračunati iz dobivenih jednadžbi jer je broj nepoznanica veći od broja jednadžbi.

Određivanje elemenata slike polazi od izmjerenih podataka koji se dobivaju iz izmjerenog gušenja svake pojedine zrake što ide od izvora rentgenskog zračenja do detektora zračenja prolaskom kroz tijelo odnosno presjek u kojem se žele odrediti pojedini elementi. Osnovni izmjereni podatak dobiva se iz jednadžbe gušenja zraka (12.2)

$$k_i = \frac{1}{\ell_i} \ln \frac{J_0}{J_i} \quad (12.5)$$

Ovdje koeficijent k_i određuje prigušenje rentgenskog zračenja duž puta jedne zrake. Ti su koeficijenti jedini podaci iz kojih se mogu izračunavati elementi slike. Najjednostavnija metoda koja se je primjenjivala u prvoj generaciji CT-uređaja davala je skromne rezultate u pogledu točnosti, a sastojala se je na načelu **određivanja srednje vrijednosti** svih zraka koje prolaze kroz element kojemu je potrebno odrediti koeficijent gušenja μ_e :

$$\mu_{ei} = \frac{1}{m_e} \sum_{i=1}^{m_e} \frac{k_i}{n_i} \quad (12.6)$$

gdje su k_i cjelokupni koeficijenti gušenja rentgenskih zraka koji prolaze kroz te elemente presjeka tijela, a n_i je broj elemenata na duljini prolaska zrake $\ell_i = n_i \cdot \Delta \ell$. Broj m_e je broj zraka koje prolaze kroz neki element e presjeka. Koeficijent k_i dobiva se mjerenjem intenziteta rentgenskog zračenja J_i na detektoru prema intenzitetu rentgenskog zračenja na rentgenskoj cijevi u duljini puta koji zraka prijeđe kroz tijelo, kako je to prikazano na sl. 12.7.a, a može se izračunati prema izrazu (12.5). Koeficijent k_i zbroj je gušenja svih pojedinih elemenata μ_{ei} na duljini ℓ_i . Gušenja svih pojedinih elemenata μ_{ei} treba izračunati prema formuli (12.6) kako bi se tim gušenjima na zastoru katodne cijevi dodijelile proporcionalne svjetline. Postupak se provodi tako da se dobiveni podatak za k_i podijeli brojem elemenata n_i kroz koje zraka prolazi, pa se tako dobije srednja vrijednost $k_{is} = k_i/n_i$

na tom putu, a zatim se zbroje sve srednje vrijednosti zraka k_{is} koje prolaze kroz taj element presjeka. Ako je broj zraka koje prolaze kroz taj element m_e , onda se taj zbroj podijeli s m_e da bi se dobila srednja vrijednost gušenja μ_{ei} tog elementa. Ta najjednostavnija metoda zove se **metoda zbrajanja** (Summation Method). Ova metoda kao i ostale algebarske metode sada se rijetko upotrebljavaju u rentgenskoj kompjuteriziranoj tomografiji, ali se još uvijek upotrebljavaju u emisijskoj kompjuteriziranoj tomografiji i gdje god su podaci nepotpuni ili prekriveni šumom.

To se najbolje može prikazati primjerom. Neka je presjek koji promatramo podijeljen na devet elemenata, od kojih svaki element ima neko gušenje zračenja koje smo proizvoljno odabrali i označili vrijednostima gušenja od 1 do 5 da bi se samo utvrdili međusobni odnosi, kako je to na slici 12.7.b naznačeno. Vrijednosti k_i za svaku zraku mogu se prema prolasku kroz elemente odrediti zbrajanjem vrijednosti gušenja pojedinih elemenata. Tako je vidljivo npr. za zraku k_2 da ona prolazi kroz elemente A, E, I pa kad se uvrste njihove vrijednosti, izlazi da je

$$k_2 = A + E + I = 3 + 4 + 1 = 8$$

Srednja vrijednost se dobiva ako se k_2 podijeli brojem elemenata kroz koje zraka prolazi, a to je u ovom slučaju $n = 3$ odnosno

$$k_{2s} = \frac{k_2}{n_2} = \frac{8}{3} = 2.66$$

Tako se mogu odrediti vrijednosti k_i za svaku zraku i njima pripadne srednje vrijednosti k_{is} što je prikazano na tablici 12.2. U stvarnosti su vrijednosti k_i izmjerene vrijednosti.

Mi ne znamo vrijednosti za pojedine elemente A, B, C, D itd., nego vrijednosti omjera gušenja koje mjerimo, a to su $k_1, k_2, k_3, \dots, k_{12}$, odnosno srednje vrijednosti dobivene dijeljenjem s brojem elemenata kroz koje prolaze što se poznavajući put zrake može lako odrediti. Vrijednosti elemenata A, B, C... treba izračunati na temelju

poznatih vrijednosti k_i . Tako je npr. izračunana vrijednost gušenja u elementu B_i srednja — *brlof* — vrijednost dobivena dijeljenjem s $m_B = 4$, jer kroz element B prolaze četiri zrake pa je

$$B_i = \frac{1}{m_B} \sum_{i=1}^{m_B} k_{is} = \frac{1}{m_B} (k_{3s} + k_{5s} + k_{7s} + k_{10s}) = \frac{1}{4} (3,5 + 3,66 + 4,5 + 3) = 3,66$$

↓ i

Kako je stvarna vrijednost $B = 4$, to je ovdje napravljena pogreška od 8.4% dobivanjem vrijednosti 3.666 umjesto 4. Slučajno je postignuta vrlo dobra točnost određivanjem vrijednosti gušenja za element A gdje je

$$A_i = \frac{1}{m_A} (k_{2s} + k_{4s} + k_{10s}) = \frac{1}{3} (2,66 + 3,33 + 3) = 2,99$$

umjesto $A = 3$. U tablici 12.1. u prvoj koloni označenoj s X_i prikazane su sve izračunate vrijednosti za svih devet elemenata. Promatanjem rezultata vidljivo je da su dobiveni rezultati s prilično velikom pogreškom. Pogreška posebno dolazi do izražaja kad su dva susjedna elementa velikog kontrasta, tj. razlike u vrijednostima.

Točnost dobivenih rezultata može se znatno povećati primjenom metode **algebarske rekonstrukcije** (Algebraic Reconstruction). Ta metoda zahtijeva računanje rezultata u nekoliko navrata, dok se ne postigne zadovoljavajuća točnost. ^{Ova} Metoda nastavlja račun na rezultatima koje smo do sada dobili, pa je, prema tome metoda zbrajanja prvi korak u računanju pomoću metode algebarske rekonstrukcije. Drugi korak je u određivanju razlike Δk_i između izmjerene vrijednosti gušenja zrake k_i i vrijednosti K_i koja se dobiva kad se izračuna K_i obilježeno velikim slovom ^{su} iz ^e izračunatih vrijednosti pojedinih elemenata $A_i, B_i, C_i, \dots, I_i$ u prvom koraku ^{zbrajanje} ~~metodom zbrajanja~~ ^{metode}. Ovdje je K_{is} srednja vrijednost od K_i koja se dobiva dijeljenjem brojem elemenata slike n kroz koje prolazi zraka pa je $K_{is} = K_i/n_i$, kao što je to bilo definirano i za izmjerene vrijednosti k_{is} . ^{pa} Vrijednosti su izračunane u koracima približavanja. Tako je ^{općenito} $\Delta k_i = k_{is} - K_{is} = \frac{k_i}{n} - \frac{K_i}{n}$ ^{zbrajanje} ~~metodom zbrajanja~~ ^{metode}.

$$\Delta k_1 = k_{1s} - K_{1s} = \frac{k_1}{n_1} - \frac{K_1}{n_1} = 4 - 3,56 = + 0,44$$

Tablica 12.1.

Element X	m_e	X_i	Δ'_x	$X_i + \Delta'_x$	$p\%$	Δ''_x	$X_i + \Delta'_x + \Delta''_x$	$p\%$
A 3	3	A_i 2,99	Δ'_A -0,03	$A_i + \Delta'_A$ 2,96	1,3	Δ''_A -0,022	$A_i + \Delta'_A + \Delta''_A$ 2,94	2
B 4	4	B_i 3,67	Δ'_B 0,26	$B_i + \Delta'_B$ 3,925	1,8	Δ''_B 0,126	$B_i + \Delta'_B + \Delta''_B$ 4,057	1,27
C 2	3	C_i 2,55	Δ'_C -0,286	$C_i + \Delta'_C$ 2,26	13	Δ''_C -0,382	$C_i + \Delta'_C + \Delta''_C$ 1,88	6
D 5	4	D_i 3,95	Δ'_D 0,46	$D_i + \Delta'_D$ 4,41	11,8	Δ''_D 0,255	$D_i + \Delta'_D + \Delta''_D$ 4,665	6,7
E 4	4	E_i 3,24	Δ'_E 0,14	$E_i + \Delta'_E$ 3,38	15,5	Δ''_E 0,115	$E_i + \Delta'_E + \Delta''_E$ 3,495	12,6
F 3	4	F_i 3,125	Δ'_F -0,029	$F_i + \Delta'_F$ 3,096	3,2	Δ''_F -0,074	$F_i + \Delta'_F + \Delta''_F$ 3,022	0,7
G 2	3	G_i 2,66	Δ'_G -0,236	$G_i + \Delta'_G$ 2,424	21	Δ''_G -0,124	$G_i + \Delta'_G + \Delta''_G$ 2,3	15
H 3	4	H_i 3,165	Δ'_H -0,075	$H_i + \Delta'_H$ 3,09	3	Δ''_H -0,015	$H_i + \Delta'_H + \Delta''_H$ 3,075	2,5
I 1	3	I_i 2,2	Δ'_I -0,49	$I_i + \Delta'_I$ 1,73	73	Δ''_I -0,289	$I_i + \Delta'_I + \Delta''_I$ 1,315	31

$\checkmark X_{ui} =$
 $i \times$ (kurzir verzija)

umjesto $A = 3$. U tablici 12.1. u prvoj koloni označenoj s X_i prikazane su sve izračunate vrijednosti za svih devet elemenata. Promatranjem rezultata vidljivo je da su dobiveni rezultati s prilično velikom pogreškom. Pogreška posebno dolazi do izražaja kad su dva susjedna elementa velikog kontrasta, tj. razlike u vrijednostima.

Točnost dobivenih rezultata može se znatno povećati primjenom **metode algebarske rekonstrukcije** (Algebraic Reconstruction). Ta metoda zahtijeva računanje rezultata u nekoliko navrata, dok se ne postigne zadovoljavajuća točnost. Ova metoda nastavlja račun na rezultatima koje smo do sada dobili, pa je, prema tome metoda zbrajanja prvi korak u računanju pomoću metode algebarske rekonstrukcije. Drugi korak je u određivanju razlike Δk_i između izmjerene vrijednosti gušenja zrake k_i i vrijednosti K_i koja se dobiva kad se zbroje sve izračunate vrijednosti pojedinih elemenata $A_i, B_i, C_i, \dots, I_i$ kroz koje prolazi zraka K_i . Ovdje je K_{is} srednja vrijednost od K_i koja se dobiva dijeljenjem brojem elemenata slike n kroz koje prolazi zraka pa je $K_{is} = K_i/n_i$, kao što je

\checkmark LO (verz.)
 \downarrow n (kurzir)

Tablica 12.2.

k_i	n_i	k_{is}	K_i	K_{is}	$\Delta k_i = k_i - K_{is}$	K'_{is}	$\Delta' k_i = k_i - K'_{is}$	
k_1	8	2	4,00	K_1 7,00	3,560	Δk_1 +0,440	K'_{1s} 3,750	$\Delta' k_1$ +0,250
k_2	8	3	2,66	K_2 8,45	2,816	Δk_2 -0,156	K'_{2s} 2,690	$\Delta' k_2$ -0,090
k_3	7	2	3,35	K_3 6,79	3,395	Δk_3 +0,105	K'_{3s} 3,510	$\Delta' k_3$ +0,010
k_4	10	3	3,33	K_4 9,60	3,200	Δk_4 +0,130	K'_{4s} 3,265	$\Delta' k_4$ +0,065
k_5	11	3	3,65	K_5 10,06	3,350	Δk_5 +0,310	K'_{5s} 3,465	$\Delta' k_5$ +0,200
k_6	6	3	2,00	K_6 7,89	2,630	Δk_6 -0,630	K'_{6s} 2,362	$\Delta' k_6$ -0,362
k_7	9	2	4,50	K_7 7,61	3,810	Δk_7 +0,690	K'_{7s} 4,167	$\Delta' k_7$ +0,333
k_8	8	3	2,66	K_8 8,45	2,817	Δk_8 -0,157	K'_{8s} 2,688	$\Delta' k_8$ -0,022
k_9	6	2	3,00	K_9 6,29	3,145	Δk_9 -0,145	K'_{9s} 3,093	$\Delta' k_9$ -0,093
k_{10}	9	3	3,00	K_{10} 9,20	3,070	Δk_{10} -0,070	K'_{10s} 3,040	$\Delta' k_{10}$ -0,040
k_{11}	12	3	4,00	K_{11} 10,30	3,440	Δk_{11} +0,560	K'_{11s} 3,629	$\Delta' k_{11}$ +0,371
k_{12}	6	3	2,00	K_{12} 8,04	2,680	Δk_{12} -0,680	K'_{12s} 2,415	$\Delta' k_{12}$ -0,415

TT (veći minus)

28. 11. 1995

TABLICA 12.1.

Element X	m_e	X_i	Δ'_{k-x}	$X_i + \Delta'_{k-x}$	p%	Δ''_x	$X_{i,c} = X_i + \Delta'_x + \Delta''_x$	p%
A	3	A_i 2,99	Δ'_A -0,03	$A_i + \Delta'_A$ 2,96	1,3%	Δ''_A -0,022	$A_i + \Delta'_A + \Delta''_A$ 2,94	2%
B	4	B_i 3,67	Δ'_B 0,26	$B_i + \Delta'_B$ 3,925	1,8%	Δ''_B 0,126	$B_i + \Delta'_B + \Delta''_B$ 4,057	1,27%
C	3	C_i 2,55	Δ'_C -0,286	$C_i + \Delta'_C$ 2,26	13%	Δ''_C -0,382	$C_i + \Delta'_C + \Delta''_C$ 1,88	6%
D	4	D_i 3,95	Δ'_D 0,46	$D_i + \Delta'_D$ 4,41	11,8%	Δ''_D 0,255	$D_i + \Delta'_D + \Delta''_D$ 4,665	6,7%
E	4	E_i 3,24	Δ'_E 0,14	$E_i + \Delta'_E$ 3,38	15,5%	Δ''_E 0,115	$E_i + \Delta'_E + \Delta''_E$ 3,495	12,6%
F	3	F_i 3,125	Δ'_F -0,029	$F_i + \Delta'_F$ 3,096	3,2%	Δ''_F -0,074	$F_i + \Delta'_F + \Delta''_F$ 3,022	0,7%
G	2	G_i 2,66	Δ'_G -0,236	$G_i + \Delta'_G$ 2,424	21%	Δ''_G -0,124	$G_i + \Delta'_G + \Delta''_G$ 2,3	15%
H	3	H_i 3,165	Δ'_H -0,075	$H_i + \Delta'_H$ 3,09	3%	Δ''_H -0,015	$H_i + \Delta'_H + \Delta''_H$ 3,075	2,5%
I	1	I_i 2,2	Δ'_I -0,49	$I_i + \Delta'_I$ 1,73	73%	Δ''_I -0,289	$I_i + \Delta'_I + \Delta''_I$ 1,315	31%

TABLICA 12.2.

k_i	n_i	k_{is}	K_i	K_{is}	$\Delta k_i = k_{is} - K_{is}$	K'_{is}	$\Delta k_i = k'_{is} - K'_{is}$
k_1	2	4	K_1 7	3.56	$\Delta k_1 + 0.44$	K'_{1s} 3.75	$\Delta k_1 + 0.25$
k_2	3	2.66	K_2 8.45	2.816	$\Delta k_2 - 0.156$	K'_{2s} 2.69	$\Delta k_2 - 0.09$
k_3	2	3.35	K_3 6.79	3.395	$\Delta k_3 + 0.105$	K'_{3s} 3.51	$\Delta k_3 + 0.01$
k_4	3	3.33	K_4 9.6	3.2	$\Delta k_4 + 0.13$	K'_{4s} 3.265	$\Delta k_4 + 0.065$
k_5	3	3.6 4 6	K_5 10.06	3.35	$\Delta k_5 + 0.31$	K'_{5s} 3.465	$\Delta k_5 + 0.20$
k_6	3	2	K_6 7.89	2.63	$\Delta k_6 - 0.63$	K'_{6s} 2.362	$\Delta k_6 - 0.362$
k_7	2	4.5	K_7 7.61	3.81	$\Delta k_7 + 0.69$	K'_{7s} 4.167	$\Delta k_7 + 0.333$
k_8	3	2.66	K_8 8.45	2.817	$\Delta k_8 - 0.157$	K'_{8s} 2.688	$\Delta k_8 - 0.022$
k_9	2	3	K_9 6.29	3.145	$\Delta k_9 - 0.145$	K'_{9s} 3.093	$\Delta k_9 - 0.093$
k_{10}	3	3	K_{10} 9.2	3.07	$\Delta k_{10} - 0.07$	K'_{10s} 3.04	$\Delta k_{10} - 0.04$
k_{11}	3	4	K_{11} 10.3	3.44	$\Delta k_{11} + 0.56$	K'_{11s} 3.629	$\Delta k_{11} + 0.371$
k_{12}	3	2	K_{12} 8.04	2.68	$\Delta k_{12} - 0.68$	K'_{12s} 2.415	$\Delta k_{12} - 0.415$

~~i daje~~

$$\Delta k_2 = k_{2s} - K_{2s} = 2,66 - 2,816 = - 0,156$$

$$\Delta k_3 = k_{3s} - K_{3s} = 3,50 - 3,395 = + 0,105$$

Sada se na istom načelu zbrajaju sve vrijednosti razlike gušenja Δk_i , kao što su $\Delta k_1, \Delta k_2, \Delta k_3, \dots, \Delta k_{12}$, koje prolaze kroz element kojemu se želi odrediti određena vrijednost što je treba dodati izračunanoj vrijednosti za taj element u prvom koraku. Tako je za element A sada dodatna vrijednost Δ_A :

$$\Delta'_A = \frac{1}{m_A} (\Delta k_2 + \Delta k_4 + \Delta k_{10}) = \frac{1}{3} (- 0,156 + 0,13 - 0,07) = - 0,03$$

$$\Delta'_B = \frac{1}{m_B} (\Delta k_3 + \Delta k_5 + \Delta k_7 + \Delta k_{10}) = \frac{1}{4} (0,105 + 0,31 + 0,69 - 0,07) = 0,26$$

$$\Delta'_C = \frac{1}{m_C} (\Delta k_6 + \Delta k_8 + \Delta k_{10}) = \frac{1}{3} (- 0,63 - 0,157 - 0,07) = - 0,286$$

ili općenito

$$\Delta_x = \frac{1}{m_x} \sum_{i=1}^m \Delta k_{is} = \frac{1}{m_x} \sum_{i=1}^m \left(\frac{k_i}{n} - \frac{K_i}{n} \right)$$

Nova vrijednost za elemente A, B i C sada je općenito $X_{ui} = X_i + \Delta_x^I + \Delta_x^{II} + \Delta_x^{III} + \dots$

$$A_i + \Delta'_A = 2,99 - 0,03 = 2,96 \quad A = 3$$

$$B_i + \Delta'_B = 3,665 + 0,26 = 3,925 \quad B = 4$$

$$C_i + \Delta'_C = 2,55 - 0,286 = 2,26 \quad C = 2$$

Ovdje je slučajno vrijednost A_i već u prvom koraku bila točno izračunana, pa ostali dodaci ne poboljšavaju rezultat, dok je za B_i vrijednost i sve ostale vrijednosti u drugom koraku postignuta veća točnost, kao što se dobro vidi iz tablici 12.1. Za treći korak izračunavaju

se sada vrijednosti $\Delta^I k_1, \Delta^I k_2, \Delta^I k_3, \dots, \Delta^I k_{12}$, a dodatne razlike za elemente A_i, B_i, \dots, I_i sada su:

$$\Delta^II_A = \frac{1}{m_A} (\Delta^I k_2 + \Delta^I k_4 + \Delta^I k_{10}) = \frac{1}{3} (0,09 + 0,065 - 0,04) = -0,022$$

$$\Delta^II_B = \frac{1}{m_B} (\Delta^I k_3 + \Delta^I k_5 + \Delta^I k_7 + \Delta^I k_{10}) = \frac{1}{4} (0,01 + 0,2 + 0,333 - 0,04) = 0,126$$

$$\Delta^II_C = \frac{1}{m_C} (\Delta^I k_6 + \Delta^I k_8 + \Delta^I k_{10}) = \frac{1}{3} (0,362 - 0,022 - 0,04) = -0,382.$$

Dodavanjem tih vrijednosti već dobivenim za $A_i + \Delta^I_A, B_i + \Delta^I_B$ i $C_i + \Delta^I_C$ još se više približavamo točnim vrijednostima, pa je tako *općenito $\lambda_{ui} = X_i + \Delta^I_X + \Delta^II_X + \Delta^III_X + \dots$ ili pojedinačno*

$$A_i + \Delta^I_A + \Delta^II_A = 2,96 - 0,022 = 2,94$$

$$B_i + \Delta^I_B + \Delta^II_B = 3,925 + 0,126 = 4,051$$

$$C_i + \Delta^I_C + \Delta^II_C = 2,26 - 0,382 = 1,88.$$

Jedino se to ne može reći za vrijednost za element A, *koji je priključivanje odstupa* jer je tu već u prvom koraku, slučajno, postignuta najveća točnost, pa se ostali koraci malo udaljuju od te vrijednosti.

Pogledom na tablicu 12.1. može se ustanoviti još veće približenje točnoj vrijednosti, što bi se daljnjim povećanjem koraka moglo još više poboljšati. Velike razlike u vrijednostima gušenja pojedinih elemenata dale su i najveće pogreške, što se može reći za elemente G i I koji su okruženi najvećim razlikama vrijednosti.

U tablici 12.2. dane su izračunane međuvrijednosti potrebne za dobivanje podataka u tablici 12.1.

12.3.2. Metoda povratne projekcije (Back Projection Method)

Metoda povratne projekcije najviše je upotrebljavana metoda u kompjuteriziranoj tomografiji. Kod ove metode, kao i kod prethodnih ^{metoda} rekonstrukcija slike se obavlja na temelju izmjerenih podataka o apsorpciji rentgenske zrake duž nekog puta ℓ kroz presjek tijela. Apsorpcija se određuje na temelju intenziteta zračenja J_0 rentgenske cijevi prije ulaska u tijelo i izmjerenog zračenja J na izlasku iz tijela detektorom zračenja prema izrazu (12.5) nakon prevaljenog puta ℓ_i . Logaritam omjera intenziteta zračenja J_0/J izražava se kao umnožak srednjeg gušenja k_s duž pravca ℓ_i (linearni koeficijent gušenja) i napisati da je

$$k_s \cdot \ell_i = \ln \frac{J_0}{J_i} \quad (12.7)$$

Ovdje su J_0 i J_i izmjereni podaci na jednom detektoru. Intenzitet zračenja J_0 iz rentgenske cijevi mjeri se prolaskom rentgenske zrake kroz zrak do detektora kada je gušenje zrake zanemarivo, pa detektorom zračenja izmjerena vrijednost odgovara praktički intenzitetu zračenja J_0 na izlasku iz rentgenske cijevi. Budući da su koeficijenti gušenja zrake μ_i promjenljivi duž duljine $\ell_i = \ell_1 - \ell_2$ mogu se izraziti i krivoljnim (linijskim) integralom

$$\int_{\ell_i}^{\mu} k(x, y) d\ell_i = \ln \frac{J_0}{J_i}, \quad (12.8)$$

gdje $k(x, y)$ definira gušenje na elementima slike s koordinatama x, y duž duljine ℓ_i . Kako je opet svaka zraka određena udaljenošću r_i od središnje zrake $r_0 = 0$ koja prolazi ishodištem i kutom θ prema x, y koordinatnom sustavu, to će se za različite udaljenosti r od graničnih vrijednosti $-r_m + r_m$ dobiti različite vrijednosti gušenja zrake koje su predstavljene ordinatama funkcije P od r za određeni kut θ prema sl. 12.8, a što se može napisati kao

$$P(r, \theta) = \int_{\ell_i}^{\mu} k(x, y) d\ell_i \quad \text{za } \theta_i, r_i \quad (12.9)$$

Na taj se je način dobio profil projekcije gušenja $P(r)$ ^{sastavljen od ordinata gušenja k_i} za određeni kut θ_i i udaljenosti r_i . Taj profil gušenja $P(r, \theta)$ dobiven je paralelnim pomicanjem (translacijom) rentgenske cijevi od $-r_m$ do $+r_m$ za određeni kut θ . Ovaj je način najjednostavniji i poznat je kao metoda **paralelne projekcije**, koja se danas gotovo ne upotrebljava, ali je odabrana ^{ovdje} zbog svoje jednostavnosti.

Nakon tako projiciranih svih veličina gušenja ^{ki} između $-r_m$ i $+r_m$ dobiva se profil gušenja $P(r, \theta)$ za taj kut θ . Sada se rentgenska cijev zakrene za određeni mali kut $\Delta\theta$ (inkrement) (npr. 1°), pa se onda dobije novi profil gušenja za taj drugi kut θ_1 .

Veza između x, y koordinatnog sustava koji predstavlja koordinatni sustav područja rekonstrukcije slike i područja projekcije profila (objekt) definiran koordinatama r i θ može se izraziti relacijom

$$r_i = x_i \cos \theta + y_i \sin \theta. \quad (12.10)$$

$$R_i = \sqrt{x_i^2 + y_i^2} \quad R_i = \sqrt{r_i^2 + \ell_z^2} \quad \varphi = \arctg \ell_z / r_i \quad (12.10.a,b,c)$$

Do ove relacije lako se dolazi na temelju slike 12.8.b. Ta relacija definira odnose između x i y koordinata za određeni r_i i θ . Ako su poznate koordinate r_i i θ , onda se može temeljem relacije (12.10) za svaki x_i odrediti pripadajući y_i koji se nalazi na pravcu ℓ što zatvara kut θ s ordinatom y prema sl. 12.8. i udaljen je za udaljenost R od ishodišta koordinatnog sustava.

Rekonstrukcija slike obavlja se tako da se za svaku zraku duljine ℓ_i na udaljenosti r_i pridijeli određena izmjerena vrijednost ordinate ^{ki} profila gušenja $P(r, \theta)$. Potrebno je odrediti vrijednosti elemenata slike s koordinatama x_i i y_i gdje prolazi zraka ℓ_i prema relaciji (12.10), tako da se može napisati

$$k_i = P_{r, \theta}(x_i \cos \theta + y_i \sin \theta, \theta). \quad (12.11)$$

Zbrajanjem tako dobivenih gušenja na lokacijama elemenata x_i i y_i za svaki kut θ od 0 do π mogu se prikazati ukupne vrijednosti gušenja za svaki element slike na svim lokacijama x_i, y_i . To je pretvorba iz područja profila gušenja u ^{objekta} polarnom koordinatnom sustavu r, θ u koordinatni sustav x, y u području rekonstrukcije slike. Ovo se zbrajanje u elementu slike x_i, y_i može izraziti integralom

$$\mu(x, y) = \int_{-r}^{+r} \int_0^\pi P_{r, \theta}(x \cos \theta + y \sin \theta, \theta) d\theta, dr. \quad (12.12)$$

No pri ovakvom zbrajanju svih pojedinačnih projekcija pojavljuje se artefakt u obliku mnogokračne zvijezde prema sl. 12.9. Dva okrugla objekta veće gustoće iz svakog kuta povratne projekcije predstavljeni su projekcijama prigušenja a, b, a', b' i a'', b'' itd. koja zbrajanjem rekonstruiraju sliku objekta. Tako se zbrajanjem projekcija objekta $a, s a', a'', a''', \dots$ i $b, s b', b'', b''', \dots$, dobiva slika objekta prema sl. 12.9.a. Pri tome se pri rekonstrukciji slike mjesto okruglog oblika dobiva zvjezdasti oblik objekta s brojem krakova razmjernom broju povratnih projekcija iz različitih kutova θ . Taj zvjezdasti oblik "zamagljuje" konture promatranoga objekta, pa prijelaz na granici objekta nije oštar, već se smanjuje po zakonu $1/r$, gdje je r udaljenost od središta okruglog objekta maksimalne vrijednosti. To se najbolje može vidjeti ako tijelo velikog gušenja (apsorpcije) ima oblik valjka, gdje je uočljiva mnogokračna zvijezda na rubnim konturama. Da se to izbjegne, provodi se konvolucija. Konvolucija djeluje kao digitalni filter, gdje funkcija $g(r_i)$ određuje filtarsku funkciju, a oznaka $*$ predstavlja konvolucijski operator. Prema tome, prije povratnog projiciranja dobivenog profila gušenja $P(r, \theta)$ provodi se proces konvolucije filtarskom funkcijom (konvolucijska jezgra) $g(r_i)$ koja isključuje $1/r$ artefakt, na način da se negativne vrijednosti funkcije $g(r_i)$ zbrajaju s pozitivnim od $1/r$ artefakta, što dovodi do bitnog smanjenja odnosno "brisanja" nejasnoća na konturama objekta u prikazu. Kako se to provodi prikazano je na sl. 12.9.b. Tako se sada izraz (12.12) uz primjenu konvolucije može napisati

$$\mu(x, y) = \int_{-r}^{+r} \int_0^{\pi} g(r_i) * P_{r, \theta}(x \cos \theta + y \sin \theta, \theta) d\theta, dr. \quad (12.13)$$

Funkcija konvolucije $g(r_i)$ u diskretnom obliku može biti dana i kao tzv. digitalni Shepp-Loganov filter, (sl. 12.9.c).

$$g(r_i) = \frac{2}{\pi s (4r_i^2 - 1)} \quad \text{za } r_i = 0, \pm 1, \pm 2 \quad (12.13.a)$$

U ovom slučaju, za razliku od onog na sl. 12.9.b, središnji dio se još više izdiže prema sl. 12.9.c. Ishodište funkcije $g(r_i)$ za $r_i = 0$ prolazi kroz element slike s najvećom vrijednosti μ_{\max} , a područje između $r_i = 0$ i $r_i = \pm 1$ nije definirano. Vrijednost s određuje gustoću raspodjele uzoraka. Tek primjenom konvolucije i povratne projekcije dobivaju se zadovoljavajući prikazi s oštrim konturama.

Paralelno rotacijski pomak rentgenske cijevi i detektora poznat kao **paralelna projekcija** prikazan je ovdje radi veće preglednosti. Praktički se više radi s lepezastim širenjem rentgenskih zraka tzv. **divergentna projekcija** kada više detektora prima zrake iz

jednog izvora, što je slučaj kod treće i četvrte generacije kompjuteriziranih tomografa. Divergentna projekcija sa svim označenim veličinama prikazana je na sl. 12.10. U tom slučaju relacije koje vežu područje rekonstrukcija slike x, y i područje projekcije profila koje je dano koordinatama θ i $n_i \lambda$ jesu

$$r_i = \rho_0 \sin n_i \lambda \quad \beta = n_i \lambda + \theta \quad (12.14.a,b)$$

$$x_i = R_i \cos \psi \quad y_i = R_i \sin \psi \quad \psi = \varphi + \beta \quad (12.15.a,b,c)$$

Tu treba uzeti u obzir i jednadžbe (12.10.) i ~~12.10. a, b, c~~.

Kod tomografskog uređaja uvijek su poznati kutovi θ i korak $n_i \lambda$, položaj rentgenske zrake koja prolazi kroz presjek tijela od rentgenske cijevi do detektora zračenja, kao i koordinate rentgenske cijevi y_0 i x_0 . Poznavanjem položaja mjernoga detektora n_i koji mjeri intenzitet zračenja J_i i izvora J_0 određena je i pozicija rentgenske zrake i pojedinih elemenata slike s koordinatama y_i i x_i . Svi detektori zračenja kruto su vezani s izvorom rentgenskog zračenja, tako da se pokretanjem izvora zračenja (rentgenske cijevi) u koracima za određeni kut θ jednako tako pomiču i detektori oko okretišta O , koje je ujedno i središte koordinatnog sustava x, y . Položaj rentgenskog izvora određen je koordinatama

$$x_0 = \rho_0 \sin \theta \quad i \quad y_0 = \rho_0 \cos \theta. \quad (12.16.a,b)$$

Za vrijeme dok rentgenska cijev miruje, istodobno uključivanjem detektora od $-n_m$ do $+n_m$ dobiju se podaci s $2n_m$ detektora odnosno rentgenskih zraka s razmakom koraka λ između susjednih detektora. Izmjereni intenzitet zračenja J iz svakog detektora u omjeru s intenzitetom zračenja iz rentgenskog izvora J_0 omogućuje određivanje koeficijenata k_i prema jednadžbi (12.5) čime je određen profil gušenja $P_{n,\theta}$, na temelju kojeg se inverznim postupkom, zbrajanjem projekcija, može dobiti prikaz gustoća odnosno koeficijenata gušenja $\mu(x,y)$ svakoga pojedinog elementa slike na način opisan kod paralelne projekcije, što se može prikazati i u diskretnom obliku

$$\mu(x,y) = \sum_{\theta=0}^{\pi} \sum_{n=-n_m}^{+n_m} g(r_i) * P_{n,\theta} \left(x \cos \frac{n\pi}{m} + y \sin \frac{n\pi}{m}, \theta \right) \frac{\pi}{m} \quad (12.17)$$

gdje je m broj projekcija profila u zakretu od 180° .

$$\mu_i(x,y) = \sum_{\theta=1}^m \sum_{n=-n_m}^{+n_m} g(r_0) * P_{n,\theta} \left[x \cos(n\lambda + \theta) + y \sin(n\lambda + \theta), \theta \right] \lambda, \theta, \quad \theta_i = \frac{\pi}{m}$$

Divergentna (lepezasta) projekcija danas se gotovo isključivo primjenjuje. Kod divergentne projekcije svi se detektori ozračuju istovremeno, tako da se podaci sa svih $2n_m$ detektora dobiju odjednom, što znatno skraćuje duljinu trajanja snimanja.

Na sl. 12.11.a prikazan je ^{snimak}transverzalnog presjeka glave u ravnini očiju, gdje se uz oči u oštrim obrisima vide i dijelovi mozga. Na sl. 12.11.b prikazan je presjek abdomena u ravnini prvoga lumbalnoga kralješka nakon odstranjenja desnoga bubrega. Također se vide jasno još uz bubreg, kralješnica, rebra, aorta i ostale strukture.

Literatura

- 12.1. S.Deutsch, W.Welkowitz: Biomedical Instruments. Theory and Design. Academic Press. New York, 1976.
- 12.2. R.A.Robb (editor): Three-Dimensional Biomedical Imaging. Vol.2. CRC Press. Inc. Boca Raton. Florida, 1985.
- 12.3. Richard Skalak, Shu Chein (editors): Handbook of Bioengineering. McGraw-Hill. Book Company New York, 1987.
- 12.4. R.A.Lens van Riju: General Principles of CT Scanning. Journal Belge de Radiologie. 1976.
- 12.5. R.S.Khandpur: Handbook of Medical Instrumentation. Tata. McGraw Hill. Publishing Co. Ltd. New Delhi, 1987.
- 12.6. G.T.Herman: Image Reconstruction from Projections. The Fundamentals of Computerized Tomography. Academic Press. New York. London, 1980.
- 12.7. J.A.Concepcion, J.D.Carpinelli, G.Kuo-Petravic, S.Reisman: CT Fan Beam Reconstruction with a Nonstationary Axis of Rotation. IEEE Transaction on Medical Imaging. Vol. 11. No.1. March 1992.
- 12.8. A.Šantić: Elektronička instrumentacija. III. izdanje. Školska knjiga. Zagreb. 1993. Poglavlje 7.6.3.
- 12.9. Prospekti materijal: EMI Medical Ltd. England; Siemens A.G. Erlangen, Germany; Hitachi Co. i Toshiba Co., Tokyo, Japan.

13. EMISIJSKA KOMPJUTERIZIRANA TOMOGRAFIJA I TOPOGRAFIJA

13.1. Općenito

Emisijska kompjuterizirana tomografija omogućuje dobivanje tomografskih prikaza na temelju emisije fotona odnosno gama zračenja iz radionuklida koje pacijent dobiva injekcijom, inhalacijom ili oralno u posebnoj otopini. Gama-zračenje svojom fizikalnom prirodom pripada rentgenskom zračenju. Radioaktivni izotopi emitiraju fotone kao gama zračenje ili pozitrone kao posljedice nuklearnog raspada. U ovom slučaju određuju se koncentracije izotopa u pojedinim organima. Kako te koncentracije nisu konstantne, nego se s vremenom smanjuju, to se mogu pratiti promjene koncentracije izotopa u vremenu i metabolički procesi u organizmu. Podatke pojedinog presjeka treba prikupiti dovoljno brzo prije nego se promijeni koncentracija radioizotopa. S druge strane, promatranje istog presjeka u različitim vremenskim intervalima kada je nastala veća promjena koncentracije izotopa posebno je značajna u medicinskoj dijagnostici, jer se promjenama koncentracije u vremenu može utvrditi funkcionalno stanje pojedinih organa.

Postoje dvije vrste emisijske tomografije: jednofotonska i dvofotonska. Dvofotonska emisijska tomografija poznatija kao pozitronska emisijska tomografija (PET) zbog emisije pozitrona. Tek nakon interakcije pozitrona s elektronom njihove se mase anihiliraju, što znači ponište, rezultat čega je **nastanak dvaju fotona**. Zato se pozitronska emisijska tomografija zove i dvofotonska.

13.2. Pozitronska emisijska tomografija (PET)

Kao što je prethodno rečeno, pozitronska emisijska tomografija (PET) temelji se na emisiji pozitrona iz radioaktivne smjese koju je pacijent primio. Najčešće je to izotop fluorodeoksiglukoze (^{18}F - FDG), koji se upotrebljava u prikazivanju mozga i srca. Posebno je taj izotop pogodan za istraživanje metabolizma zbog dobre prostorne rezolucije koja se može postići jedino pozitronskom tomografijom. Pozitronska tomografija omogućuje dobivanje čak kvantitativnih informacija o metaboličkoj aktivnosti zbog točnijih mjerenja koja

ta metoda pruža. Osim toga, ovaj izotop se dobro apsorbira od cijelog organa koji se promatra, tako da se može točnije utvrditi njegov oblik i na njemu nastale anomalije.

Izotop ^{18}F emitira pozitrone koji pri sudaru s elektronima nakon vrlo kratke udaljenosti od nekoliko mm od izvora dovode do njihove **anihilacije** (poništenja) i emisije dvaju fotona velike energije od 511 keV, koji se, što je vrlo važno, **emitiraju dijametralno** pod međusobnim kutom od 180° , tako da se fotoni gibaju po istom pravcu, samo u suprotnom smjeru. Ta dva fotona registriraju detektori zračenja koji su smješteni također dijametralno jedan nasuprot drugome na istom pravcu kako je prikazano na sl. 13.1.a. Ti fotoni zbog svoje velike energije pripadaju područje γ -zračenja.

Strujni impulsi s detektora zračenja što ih uzrokuju fotoni upravljaju koincidentnim elektroničkim sklopovima koji broje samo one fotone odnosno impulse koji se pojavljuju praktički u isto vrijeme s najvećim vremenskim odstupanjem od 10 ns kao u slučaju A na sl. 13.1.a. Međutim, samo oni fotoni koji potječu iz središta između dva detektora nemaju nikakve vremenske razlike Δt kod koincidencije, dok ostali kod kojih je anihilacija nastupila dalje od središta, a bliže jednom ili drugom koincidentnom sklopu, pokazuju veću vremensku razliku, no ne veću od 10 ns. Na taj se način provodi filtracija i isključenje utjecaja svih ostalih fotona koji se pojavljuju prije ili kasnije (više od 10 ns) na jednom od ta dva detektora poslije anihilacije i onih kojih se anihilacije nalaze izvan zamišljenog cilindra između detektora D_1 i D_2 , kao što su anihilacije B i C, jer njihova oba fotona ne dopijevaju na detektore. Udaljenost Δx anihilacije A na pravcu između dva detektora D_1 i D_2 od središta može se odrediti na osnovi razlike u kašnjenju Δt_x koja je u području djelova nanosekundi i nanosekundi, dok se anihilacije B i C ne mogu registrirati detektorima D_1 i D_2 .

Ako je do anihilacije došlo na udaljenosti Δx od središta koje je udaljeno x_0 od oba detektora, onda će jedan foton trebati prijeći put od $x_0 - \Delta x$, a drugi $x_0 + \Delta x$ da dođe do detektora, kako je to na sl. 13.1.b. prikazano. Za to treba vrijeme prvom fotonu

$$t_1 = \frac{x_0 - \Delta x}{c} \quad , \quad (13.1)$$

a drugom

$$t_2 = \frac{x_0 + \Delta x}{c} \quad (13.2)$$

Razlika vremena između prispjeća jednog i drugog fotona jest, prema tome

$$\Delta t = t_2 - t_1 = \frac{2\Delta x}{c} \quad (13.3)$$

iz čega proizlazi da je vrijeme Δt između impulsa razmjerno odstupanju detektirane anihilacije od središta x_0 . Na temelju vremena Δt može se tako odrediti koliko je udaljeno mjesto anihilacije Δx od središta x_0 prema izrazu

$$\Delta x = 0,5 \cdot c \cdot \Delta t_x \quad (13.4)$$

gdje je c brzina fotona odnosno svjetlosti.

Na taj način može se utvrditi svaka točka koja je na pravcu između dva detektora i prikazati na monitoru. Intenzitet svjetline prikazanih elemenata na monitoru ovisi o broju koincidencija na tom području (na jedinici površine). No da dobijemo cjelokupnu sliku kao i kod CT-a, potrebno je par detektora zakretati.

Na sl. 13.2^{a i b} prikazane su dvije izvedbe. U prvoj^{izvedbi} su svi detektori smješteni unutar kruga s detektorima, a koincidencije fotona prate se između jednoga detektora i njemu nasuprotnih detektora. U drugoj pak verziji, prikazanoj na sl. 13.2.b, smještaju se detektori u 6 grupa sa po osam detektora. I ovdje se koincidencija promatra redom s grupom od osam detektora, i to tako da se prsten s detektorima pomiče za 60° u koracima od 3° . Osim toga, provodi se i translacija grupe od 8 detektora za 5 cm u koracima od 1 cm. Na taj način dobiva se podatak o broju koincidencija na mjestima duž navedenih pravaca. Pri tome pravac određuje smjer, a koincidencije se stvarno odigravaju unutar volumena zamišljenog uskog cilindra kojem je pravac simetrala prema sl. 13.1.b.

Iz podataka o položaju pravca i točke na njemu kao izvorištu zračenja fotona (umjesto anihilacije) dobiva se dvodimenzionalni prikaz nastalih zračenja u jednoj ravnini odnosno

presjeku tijela pacijenta. Debljina presjeka ovisi o promjeru prstena s detektorima i može biti od 2 do 6 mm. Od mjesta nastajanja pozitrona do anihilacije proton prolazi put od dijela do nekoliko milimetra, što ovisi o izotopu.

U nekim izvedbama može biti i 8 grupa s više od osam detektora. Kao detektor upotrebljavaju se scintilacijski kristali bizmut-germanata (BGO) koji zbog svoje veće gustoće (7g/cm^3) i s manjom svojom debljinom sprečava prolaz fotona od 511 keV. Da bi se detektirala i zračenja slabijeg intenziteta, upotrebljavaju se fotomultiplikatori. Zbog malih dimenzija kristala bizmut-germanata a većih dimenzija otvora fotomultiplikatora upotrebljava se veza pomoću optičkih vlakana, a ima i izvedaba gdje nekoliko detektora poslužuje jedan fotomultiplikator uz uporabu posebno izvedenih kristala natrij-jodida, ^{aktiviranog talijem} NaI(Tl), zbog svoje veće emisije svjetla od kristala bizmut-germanata (BGO). No NaI(Tl) zahtijeva veću debljinu kristala zbog svoje manje gustoće i veće propustljivosti fotona velike energije od 511 keV. To znači i nešto slabiju rezoluciju (4 mm). Nakon fotomultiplikatora nadovezuje se u jednoj jedinici i pojačalo. Izlazni napon iz pojačala dovodi se na komparatore i koincidencejske sklopove koji određuju proteklo vrijeme Δt između prispjeća fotona na nasuprotno smještene detektore. Vrijeme rezolucije (najkraće vrijeme koje se još može razlučiti) jest kod BGO kristala 2.5 ns, dok se s kristalima od cezij-florida, CsF, i barij-florida, BaF₂, može ostvariti kraće vrijeme rezolucije od samo 1 ns.

Kao izvori pozitrona upotrebljavaju se različiti radionuklidi. Neki od njih prikazani su u priloženoj tablici 13.1. s pripadnim vremenima poluraspada. Ovdje je vidljivo relativno kratko vrijeme poluraspada.

U pozitronskoj emisijskoj tomografiji najviše se upotrebljava izotop fluora-18, ¹⁸F, uz izotope ugljika, ¹¹C, dušika, ¹³N i kisika, ¹⁵O.

Tablica 13.1.

PET radionuklidi

Radionuklid	Vrijeme poluraspada	Radionuklid	Vrijeme poluraspada
^{18}F	110 min	^{11}C	20,5 min
^{82}Rb	75 s	^{13}N	10 min
^{68}Ga	68 min	^{15}O	122 s

Izotop fluora, ^{18}F , poznat pod imenom deoksi-glukoza, omogućuje mjerenja metabolizma glukoze, što omogućuje promatranje regionalnog metabolizma glukoze u mozgu, i to daje vrlo korisnu informaciju za praćenje tijeka bolesti nekih duševnih oboljenja (shizofrenija, depresija). Osim toga, pozitronska emisijska tomografija daje neke važne informacije koje nije moguće dobiti na drugi način kod epilepsije, demencije i tumora, te ocjenu funkcije i patoloških procesa u nekim organima. Izotop ^{18}F unosi se u tijelo intravenoznom injekcijom.

(od 10 do 30 puta)

Mora se istaknuti da se bolja i oštrija slika može dobiti s PET uređajima nego s ostalim tomografskim uređajima s upotrebom izotopa (SPECT). No uza sve te prednosti upotreba PET-uređaja danas je ograničena zbog njegove velike cijene koja proizlazi iz nužnosti prisutnosti ciklotrona u neposrednoj blizini PET-uređaja, kao i odgovarajućega kemijskog laboratorija. To je potrebno zbog relativno kratkog vremena poluraspada radionuklida, koji se kod pozitronske emisijske tomografije upotrebljavaju, što je vidljivo iz tablici 13.1. Osim toga, uz PET uređaj potreban je i poseban prostor, kao i zaštitne mjere od zračenja ciklotrona. Da bi se dobila slika o vrijednosti ovakvog postrojenja, može se navesti da se njihova cijena danas kreće od 3,5 do 5,7 milijuna dolara.

13.3. Jednofotonska emisijska tomografija (SPECT)

*komputerizirana je.

Jednofotonska emisijska tomografija, poznata inače po akronimu SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography), registrira fotone koje emitira izotop takve vrste^{*}. Pritom se pomoću kolimatora određuje smjer odakle zračenje dolazi. Na kolimator se nastavlja detektor zračenja^{**}. Kolimator se giba po kružnici oko pacijenta, prikupljajući ^{Ik}

^{**} kod poprečne (transaksijalne) jednofotonske tomografije

bold

* Ovdje postoji i mogućnost istodobnog snimanja sa dva nasuprotna detektora, što se danas manje koristi

300
312

(sl. 13. 3.)
informacije pod svim kutovima od 0° do 360° . Korak može biti 1° ili 2° . Češće se upotrebljavaju izvedbe s čvrsto smještenim velikim brojem kolimatora i detektora zračenja po obodu kružnice. Njihov broj može biti i veći od 1 000. Promjer kružnice za promatranje glave iznosi približno 60 cm, a za promatranje cjelokupnog tijela i do 100 cm. Uzimanjem podataka sa svakog detektora zračenja dobivaju se mjerni podaci sa svih smjerova unutar 360° . To je ujedno i bitna razlika prema gama-kamerama kod kojih se fotoni prihvaćaju nepomičnim velikim kristalom natrij-jodida, NaI, u obliku ploče na kojem su postavljeni fotomultiplikatori. (Vidjeti poglavlje 13.4.2.). U slučaju gama-kamere prihvaćaju se sva zračenja odnosno fotoni koji zahvaljujući kolimatorima padaju okomito na nepomični kristal NaI, a to su fotoni s područja gdje su se zadržali izotopi.

Na sl. 13.3.a prikazan je kolimator u obliku uskog cilindra na čijem kraju je scintilirajući kristal, najčešće NaI^{aktiviran talijem TL}. O veličini otvora kolimatora ovisi dobivena prostorna rezolucija: što je otvor kolimatora manjeg promjera, to će prostorna rezolucija biti bolja, ali ujedno i slabiji signal na detektoru zračenja. Na sl. 13.3.b i c prikazane su dvije izvedbe SPECT-a. U izvedbi na sl. 13.3.b kolimatori s detektorima poredani su linearno sa stranicama koje čine četverokut ili na obodu kružnice ^(sl. 13.3. c) koji se za vrijeme snimanja zakrenu za 360° , dok su na sl. 13.3.d ^{gama kamera kružno rotira za 360°} detektori zračenja raspoređeni na široj okrugloj površini slično gama-kameri. ~~Ta se kamera giba kružno oko pacijenta za 360° .~~ Na taj način s rotirajućom gama-kamerom mogu se dobiti i trodimenzionalne slike ili sa više istovremeno prikupljenih poprečnih presjeka. Zbog velike težine gama-kamere mehanički dio mora biti vrlo brzo izveden.

Za vrijeme jednoga punog okretaja prstena s detektorima prikupi se dovoljno podataka odnosno projekcija da se mogu rekonstruirati područne koncentracije radioizotopa unutar tijela pacijenta. Izotopi se koncentriraju unutar određenih organa, više ili manje.

^{Osim poprečnog upotrebljava se i uzdužni (longitudinalni) način snimanja s jednim ili dva detektora koji se giba uzduž pacijenta pravci snimke u frontalnoj ravnini.}

Detektori SPECT-a najčešće su scintilacijski kristali NaI(Tl). U jednofotonskoj emisijskoj tomografiji upotrebljavaju se konvencionalni radionuklidi, kao tehnecij-99 i talij-201, koji se inače rutinski upotrebljavaju na odjelima nuklearne medicine. Ti radionuklidi imaju znatno dulje vrijeme poluraspada, pa zato uz SPECT uređaje nisu potrebni ciklotroni u neposrednoj blizini, što bitno pojeftinjuje cijenu uređaja. Jedan SPECT sustav za dvodimenzijски prikaz znatno je niže cijene (oko 300 000 \$) od PET-sustava. U tablici 13.2. prikazana su vremena poluraspada i energije fotona kod radionuklida primjenjivanih

⊕
✓ Za rekonstrukciju slike i ovdje se primjenjuju metode povratne projekcije kao i algebarske iteracijske metode kako je to opisano u poglavlju 12.3.1 i 12.3.2. Kod jednofotonske tomografije više se upotrebljavaju iteracijske metode. 301
313

kod SPECT uređaja.

✓

Tablica 13.2.

SPECT radionuklidi

Radionuklid	Vrijeme poluraspada	Energija fotona (keV)
^{99}Tc	6,02 sata	140
^{201}Tl	73 sata	71,80
^{123}I	13 sati	159
^{111}In	2,83 dana	171,245
^{133}Xe	5,25 dana	81

Danas se SPECT najviše upotrebljavaju za otkrivanje tumora i drugih oštećenja, kao za vrednovanje i promatranje rada srca uz uporabu radionuklida talija-201. Izotopi kao što su jod-123 i tehnecij-99 omogućuju dobivanje informacija o prokrvljenosti mozga i srca. No za sada ne postoji izotop kao što je ^{18}F (deoksi-glukoza) koja omogućuju promatranje metabolizma glukoze. To se može ostvariti samo PET uređajem. Zbog znatno niže cijene i široko upotrebljanih radionuklida SPECT se mnogo više primjenjuje.

13.4. Emisijska topografija

13.4.1. Scintigraf (skener)

Scintigrafi su prvi uređaji koji su omogućavali dvodimenzijski prikaz u nuklearnoj medicini. Scintigrafi (lat. scintilla-iskra) su se pojavili početkom pedesetih godina i omogućuju prikaz γ -zračenja ili β -zračenja iz pojedinih organa koje potiče od odgovarajućeg radionuklida što ga je pacijent prethodno uzeo ili oralno ili posredstvom injekcije kao što je to opisano u poglavlju 13.1. Ti radionuklidi vežu se za tkiva nekih bioaktivnih organa. Na taj način mogu se promatrati jetra, bubrezi, žlijezda štitnjača, koštana srž, a gama-kamera i srce. Kao radionuklid najčešće se upotrebljava izotop tehnecija-99, a mogu se upotrebljavati i drugi, kao npr. jod-131, kobalt-57 i sl. Vrijeme poluraspada tehnecija-99 je 6 sati, pa ne

mora imati ciklotron u neposrednoj blizini. Radionuklidi ugljika, kisika i dušika koji imaju vrlo kratko vrijeme poluraspada zahtijevaju ciklotron u neposrednoj blizini. Nakon uzimanja radionuklida treba pričekati 10 do 30 minuta da se oni nakupe u organu koji se promatra.

Scintilograf je elektronički jednostavan uređaj koji se sastoji od kolimatora (sl. 13.4.a), detektora γ -zračenja, fotomultiplikatora i pretpojačala koji se gibaju linearno preko organa koji emitira γ -zračenje. Pošto je kolimator s ostalim navedenim dijelovima prešao jednu liniju, npr. u x-smjeru, spušta se kolimator za debljinu te linije niže u y-smjeru i tako oblikuje sliku koja se sastoji od 50 do 100 horizontalnih linija. Informacija koja se na tim linijama nanosi može biti tamnija ili svjetlija već prema intenzitetu zračenja koje je kolimator na tim mjestima prikupio. Veći intenzitet zračenja prikazuje se kao veći broj vertikalnih kratkih crtica na jedinici duljine jedne linije. To se može vidjeti na sl. 13.4.b. Te crtice upisuje štampač, a njihov je broj razmjernan broju svjetlucanja u jedinici vremena, odnosno intenzivnosti γ -zračenja na tom mjestu. ~~Intenzitet zračenja određen je brojem vertikalnih crtica na jedinici duljine.~~ Indikacija zračenja može se provesti brojčanim prikazom na svakom mjestu skeniranja. Treći je mogući način da broj impulsa zračenja upravlja intenzitetom svjetla svjetleće diode, a da se zapis bilježi na fotografskom materijalu gdje je zatamnjenje razmjerno intenzitetu zračenja. Zbog kretanja kolimatora po horizontalnim linijama, što je poznato pod imenom skeniranja (engl. riječ scanning), scintigraf je poznat i pod imenom **skener**.

Kolimator odabire zračenje samo iz jednog smjera odnosno kada se nalazi točno iznad tog izvora. On bi mogao zbog što bolje rezolucije imati samo jedan otvor (provrt), kako je to na sl. 13.3.a prikazano. No u takvom slučaju osjetljivost je preslaba, pa se danas kolimatori izvode s većim brojem otvora, kojih može biti i do 100. Razmak među otvorima je otprilike 0.5 mm, a duljina provrta otvora je nekoliko centimetara. Samo zrake koje idu gotovo paralelno s duljinom kanala provrta mogu dosegnuti detektor γ -zračenja, a to su one koji izlaze iz izvora zračenja smještenog točno ispod kolimatora. Taj kolimator prikazan je na sl. 13.4.a. Detektor γ -zračenja izvodi se od kristala natrij-jodida (NaI) s primjesom talija (Tl). Kristal NaI može imati promjer oko 7 cm, a debljina mu je obično 4 - 5 cm. Kada taj kristal pogodi γ -zračenje, emitira fotone u vidljivom području pa kristal svjetluca (scintilira). Kako je to svjetlucanje slabo, može se znatno pojačati fotomultiplikatorom, koji na svom

izlazu daje promjene struje u ovisnosti intenziteta ovog svjetlucanja. Te struje mjere se na otporu R kao napon i pojačavaju se pojačalom prema sl. 13.4.a. Da se izbjegne utjecaj zračenja sa strane, detektor zračenja, fotomultiplikator i pretpojačalo smješteni su u olovni oklop koji može biti debeo i do 20 mm zbog prodornijih γ -zračenja. Na izlazu iz pojačala ti naponi iznose od 0,1 do 10 V. Oni se sada mogu dovesti na analogno digitalni pretvornik i daljnja obrada može se provesti digitalnim putem ili se mogu dovesti na amplitudni analizator koji može odabrati samo impulse kojima se amplituda napona nalazi u određenim granicama U_1 i U_2 koje predstavljaju energetske "prozor". Razumljivo je da je ta amplituda napona razmjerna energiji emitiranoga kvanta gama-zračenja. Na taj način mogu se izdvojiti različite energije zračenja promjenom graničnih napona U_1 i U_2 , a da pritom njihova razlika $\Delta U = U_2 - U_1$ ostane ista. Ta razlika napona ΔU predstavlja "prozor" kroz koji se "promatra" samo odgovarajuća energetska razina. Jasno je da se širina prozora može odabrati promjenom razlike napona U_1 i U_2 . Da bi se odredila energija zračenja, treba odabrati vrh naponskog impulsa koji odgovara toj energiji. Prema tome, amplitude napona impulsa $U_{u\ell}$ koje odgovaraju određenoj energiji zračenja moraju biti sve manje od U_2 i sve veće od U_1 , odnosno $U_1 < U_{u\ell} < U_2$ da bi pripadale određenom prozoru. Različite energije zračenja mogu se prikazati i istovremeno s više ovakvih analizatora paralelno spojenih. Na sl. 13.5. prikazana je načelna shema ovakvog analizatora amplitude napona. Na temelju dosad rečenoga komparator K_1 će promijeniti stanje ako je $U_{u\ell} > U_1$ a ako je $U_{u\ell}$ veći od napona U_2 , komparator K_2 će promijeniti stanje što će na izlazu iz invertora invertirati visoku razinu napona u nisku i time onemogućiti izlaz iz I-sklopa koji za davanje izlaza zahtijeva visoku razinu napona svih triju svojih ulaza. Na taj način onemogućeno je pojavljivanje izlaza U_{iz} , ako je napon ulaznog impulsa $U_{u\ell}$ veći od napona U_2 ($U_{u\ell} > U_2$). Da bi se pojavio izlazni napon U_{iz} u trajanju τ_0 , potrebna je visoka razina napona na komparatorima K_1 i K_0 , kao i monostabilima M_1 i M_0 , jer ona na izlazu invertora uvijek postoji kada je $U_{u\ell} < U_2$. Monostabilima se promjena stanja komparatora pretvara u pravokutne impulse istog trajanja τ_0 . Prema tome, impuls koji se pojavljuje na izlazu logičkog sklopa I označuje situaciju kada su komparatori K_1 i K_0 promijenili stanje, a komparator K_2 nije.

Impuls iz "I" sklopa odlučuje hoće li se označiti crtica na slici odnosno prikazu. Intenzitet zračenja prikazan brojem impulsa u jedinici vremena može se prikazati analognom veličinom napona, ako se izlaz iz "I" logičkog sklopa dovede na frekvencijsko-naponski

pretvornik koji to onda može pretvoriti u različitu svjetlinu na monitoru ili tamniji ili svjetliji zapis na fotoosjetljivu papiru.

Između pomicanja kolimatora i pisaljke koja piše na papiru crtice mora biti čvrsta veza odnosno proporcionalnost. Isto to vrijedi i za odklon snopa elektrona na monitoru, što se lako postiže na uobičajeni način pretvornicima kuta u napon. [Lit. 13.4. poglavlje 4.4.]. Pomicanje kolimatora obavlja se elektromotorima. Pri svakom dostizanju kolimatora krajnjih položaja u horizontalnom smjeru (x-os) pomoću kontakata mijenja se smjer okretanja motora i ostvaruje se povratak na početak, gdje se također nalazi kontakt za promjenu smjera. U isto vrijeme pri svakoj promjeni smjera u horizontalnom smjeru koračni motor za pokretanje kolimatora u y-smjeru daje mali pomak u y-smjeru. Na taj način skenira se cijela slika i ostvaruje se raster. Brzina kretanja kolimatora relativno je malena i kreće se u granicama od 1 cm/s do 5 cm/s. To je uzrok da snimanje skenerom (scintigrafom) traje dugo, tj. nekoliko desetaka minuta. Vrijeme trajanja skeniranja ovisi svakako o površini slike. Osim toga, skenerom nije moguće snimati ni jedan organ koji je u pokretu, odnosno nemoguće je snimati dinamičke procese u organizmu. To omogućuje gama-kamera, koja prihvaća sve relevantne parametre u vrlo kratkom vremenu od 100 ns do 1 μ s. Ti parametri određuju lokaciju zbijanja i energetske razinu.

13.4.2. Gama - kamera

Za razliku od scintigrafa (skenera), gama-kamera upotrebljava kristal detektora zračenja velikih dimenzija kako bi se odjednom obuhvatilo cijelokupno polje zračenja koja se želi prikazati na slici, tako da je detektor zračenja nepomičan. Kako se slike odjednom određuju bez skeniranja, gama-kamera može napraviti i do 100 slika u sekundi. Slika je načinjena od vrlo mnogo pojedinačnih događaja. Prvu gama-kameru izveo je Anger još 1958. godine, a otada je do danas ona doživjela mnoge promjene i usavršavanja. Kao kristal detektora zračenja upotrebljava se najviše natrij-jodid, NaI, s primjesom talija, Tl. Dimenzije tog kristala mogu biti ^{*} 37x51 cm, a debljina im je obično 1.27 cm. Između kristala NaI(Tl) i većeg broja fotomultiplikatora koji pokrivaju površinu multiplikatora nalazi se svjetlovod od prozirnoga plastičnog materijala. Broj fotomultiplikatora ovisi kako o veličini kristala, tako i o promjeru otvora fotomultiplikatora. Broj fotomultiplikatora koji se smještaju heksagonalno

^{*} u promjeru od 25 do 40 cm, a ako su pravokutnog oblika, onda mogu biti

može varirati od 19 do 90 fotomultiplikatora. Polumjer otvora fotomultiplikatora može biti 5 do 8 cm. Neki fotomultiplikatori imaju šesterokutni otvor. Slika 13.6. prikazuje veliki kristal NaI(Tl) s fotomultiplikatorima, a ispod kristala nalazi se kolimator s velikim brojem provrta. Njihov broj može biti i nekoliko tisuća. Iza svakog je fotomultiplikatora pretpojačalo. Iza pretpojačala dolaze pojačala s matricom otpora. Na sl. 13.7. vidljivo je kako je smješteno 19 fotomultiplikatora FM od kojih je na slici 5 u smjeru osi x. Pojačanja pojačala su različita, a veća su što su dalje od središta. Ako razmatramo samo pet pojačala smještenih duž osi-x, njihova su pojačanja odabrana tako da im se pojačanje povećava redom od 1-og do 5-og fotomultiplikatora, pa je najveće pojačanje 5-og pojačala. To je vidljivo na sl. 13.7. Zbroj pojačanja tih pojačala imamo na izlazu iz otporničke matrice kao napon u_x^+ . S obrnutom kombinacijom pojačanja imamo napon na izlazu matrice u_x^- . Ovdje je napon na izlazu 1-og fotomultiplikatora najveći, a 5-og multiplikatora najmanji. Ako se uzme razlika tih napona Δu_x izlaza u_x^+ i u_x^- , dobiva se da je

$$\Delta u_x = u_x^+ - u_x^- \quad (13.5)$$

koja pokazuje najveći napon pri mikrobljesku što je nastao ispod fotomultiplikatora na rubu kristala, odnosno fotomultiplikatora na mjestu najudaljenijem od središnjeg fotomultiplikatora FM3 i to tako da je pozitivna vrijednost razlike napona Δu_x na pozitivnom dijelu apscise, a negativna rastuća prema negativnom kraju apscise. Na taj način dobiva se **lokacijski napon** u smislu osi x. Isto tako se mijenja lokacijski napon u smislu osi y. Ako nema impulsa iz fotomultiplikatora, onda nema ni razlike napona, ako se pak pojavi bljesak ispod fotomultiplikatora 5, pojavit će se najveći pozitivan napon na x-pločicama katodne cijevi i zraka će biti otklonjena maksimalno udesno. Ako se opet pojavi bljesak ispod fotomultiplikatora 1, pojavljuje se najveći negativni napon na x-pločicama. U slučaju da se bljesak pojavio ispod fotomultiplikatora 3, Δu_x napon bi bio nula, a zraka elektrona u sredini katodne cijevi. Tako se isto pojavljuju naponi u y smislu i u bilo kojem drugom smislu između y-osi i x-osi već prema veličini lokacijskih napona Δu_x , odnosno Δu_y , koji se dovode na x-pločice i y-pločice katodne cijevi. Ako se zračenje pojavi na fotomultiplikatorima smještenim bliže središtu kristala razlike napona Δu_x i Δu_y bilo na x-pločicama ili y-pločicama, ili objema, bit će manji, a u središtu kristala gdje je smješten fotomultiplikator 3 napon Δu_x i Δu_y je nula.

Ti se naponi pojavljuju tek kad su vrednovani u smislu odabrane energije impulsa (energetski signal) analizatorom razine koji je opisan u prethodnom poglavlju 13.4.1. Ako se amplituda impulsa nastaloga bljeskom nalazi u ^{energetskom} "prozoru", navedeni lokacijski naponi pojavit će se preko linearne sklopke i diferencijalnih pojačala na otklonskim pločicama katodne cijevi. Amplituda impulsa koju je odabrao diskriminator pojavit će se kao svijetla točka baš na mjestu koje su odredili lokacijski naponi Δu_x i Δu_y . Svaki bljesak kao posljedica kvanta zračenja, ako se nalazi u zadanom energetskom prozoru, proizvodi svijetlu točku na zastoru katodne cijevi upravljanjem Wehneltova cilindra, a u isto vrijeme omogućuju zatvaranjem linearne sklopke pojavu lokacijskog napona Δu_x i Δu_y na otklonskim pločicama katodne cijevi. To se ponavlja pri svakom bljesku dok tako dobivene svijetle točke na zastoru katodne cijevi ne obilježe konture promatranog organa, kako je to vidljivo na sl. 13.8.

To nije jedini način izvedbe gama kamere, kao ni lokacije izvora zračenja. Kao detektor zračenja može se upotrijebiti plinski luminescentni detektor. Na taj način ionizacijom inertnog plina u zatvorenom prostoru mogu se dobiti i više od stotinu puta veće svjetline bljeska nego kod kristala natrij-jodida. Kao plinovi upotrebljavaju se ksenon, Xe, i kripton, Kr. Kvant zračenja pri apsorpciji stvara oblak elektrona koji pod djelovanjem električnog polja između tri prstena (500 V/cm) ulaze u snažno električno polje od 10 kV/cm među elektrodama a i b, koje izaziva svjetljenje u vidljivom području. To svjetlo pada na fotokatodu fotomultiplikatora kada se proces nastavlja odvijati kao i u prethodnom slučaju. Kamera s plinom prikazana je na sl. 13.9.

Umjesto kompaktnog kristala od natrij-jodida NaI postoje izvedbe od kristala čistoga germanija, Ge, ^{i rijede} ili silicija, Si, kojima su do blizu polovice debljine urezani utori poprečno s jedne strane i po duljini s druge strane, kako je to prikazano na sl. 13.10. Na taj način dobivene su trake široke oko 2 do 3 mm s utorom od 1 mm širine. Te su trake zatim difuzijskim postupkom do određene dubine pretvorene u p-vodljivo odnosno n-vodljivo područje, a na samom vrhu su metalizirane, ali prozirne da budu elektrode sa kojima se može uspostaviti kontakt. Na taj način formiraju se p-n spojevi i diode koje su posebnim prednaponom reverzno polarizirane. Na mjestima na kojima gama zračenje pogađa kristal doći će do stvaranja naboja i vođenja struje, što će se odraziti kao napon na otporu R i pojačati priključenim pretpojačalima na svaku traku. Iza pretpojačala priključeni su

amplitudni diskriminatori. Izlazi iz svih horizontalnih i vertikalnih traka priključuje se na mrežu logičkih krugova koji omogućuju točno određivanje presjecišta horizontalnih i vertikalnih traka koja je pogodilo zračenje u tom trenutku. Izlaz logičkih sklopova daje veličinu napona u y- i x - smislu koji se priključuju na vertikalne odnosno horizontalne pločice katodne cijevi, na koji način svakom presjecištu traka kristala odgovara određena točka na zastoru katodne cijevi. Amplitudni diskriminator osigurava da samo impulsi proporcionalni točno određenoj energetskej razini budu prikazani kao svijetle točke na zastoru katodne cijevi. To određivanje presjecišta i energetske razine traje vrlo kratko, tako da se slika slaže u ritmu dolaska kvanta zračenja određene energetske razine. U stvarnosti mogu se registrirati sva zračenja koja nisu nastala u vremenskom slijedu kraćem od 100 ns, kada se zbog kratkoće vremena ne može provesti diskriminacija impulsa.

Literatura

- 13.1. S. Webb (editor): The Physics of Medical Imaging. Institut of Physics Publishing Ltd. Bristol and Philadelphia. 1988. Chapter 6.
- 13.2. V.L. Newhouse (editor): Progress in Medical Imaging. Springer-Verlag. New York. Berlin. London. Paris. Tokyo. 1988.
- 13.3. V.A. Kostylev, S.D. Kalašnikov, L.Ja. Fišman: Emissionnaja gama-topografija. Energoatomizdat. Moskva. 1988.
- 13.4. A. Šantić: Elektronička instrumentacija. III. izdanje. Školska knjiga. Zagreb, 1993. Poglavlje 4.4. i 7.6.2.
- 13.5. J.G. Webster (editor): Medical instrumentation. Application and design. Houghton Mifflin Co. Boston, 1978.

14. PRIKAZI TEMELJEM NUKLEARNE MAGNETSKE REZONACIJE (MRI)

14.1. Fizikalni temelji

Prikazi na temelju magnetske rezonancije također su tomografski, ali su zasnovani na sasvim drugim načelima. Akronim MRI danas se gotovo isključivo upotrebljava u medicinskoj tehnici, a potječe od engleskog naziva Magnetic Resonance Imaging, što u slobodnom prijevodu znači prikaz magnetske rezonancije. Ovdje se promatra ponašanje atoma vodika u jakom magnetskom polju i prema okolišu koji ih okružuje. To omogućuju svojstva **atoma vodika koji posjeduju spin i s tim u vezi** magnetska svojstva i magnetsku rezonanciju njegove jezgre. Prikazi tomografskih presjeka dobiveni nuklearnom magnetskom rezonancijom (NMR) izvanredne su kvalitete i rezolucije, a omogućuju razlikovanje mekih tkiva u organizmu prema količini vode odnosno vodikovih atoma u njima, što nije moguće ostvariti kompjuteriziranom tomografijom. Osim toga, snimanje na temelju nuklearne magnetske rezonancije posve je **neopasno**, jer nije zasnovano na rentgenskom ili γ -zračenju. Ipak, u nekim slučajevima kompjuterizirana tomografija ima prednost, pa se ove dvije metode međusobno i dopunjavaju. Treba spomenuti i da su uređaji za prikaz s magnetskom rezonancijom od četiri do šest puta skuplji od kompjuterizirane tomografije. U daljnjem izlaganju proizaći će svojstva koja posjeduje prikaz temeljen na magnetskoj rezonanciji (MRI, magnetic resonance imaging). Izraz MRI danas se preferira za dobivene prikaze pred izrazom NMR, koji se je upotrebljavao na početku primjene ove metode u medicini.

Nuklearna magnetska rezonancija temeljena je na onim elementima koji posjeduju spin, što se može predstaviti kao rotacija atomske jezgre oko svoje osi. Kao primjer može se uzeti atom vodika kome proton rotira oko svoje osi ^{i tako} stvarajući magnetsko polje. Tako se ^{elementarnim} ovakve jezgre sa spinom trebaju smatrati nuklearnim magnetima. ~~Formiranju magnetskog polja pridonosi i elektron koji rotira oko atomske jezgre.~~ Takva svojstva pokazuju atomske jezgre onih elemenata koje imaju neparan broj neutrona. Sve atomske jezgre onih elemenata koji imaju paran broj protona i neutrona ne pokazuju magnetska svojstva ni magnetsku rezonanciju. Takvi su npr. elementi ugljik, ^{12}C , s atomskom masom 12 i kisik, ^{16}O , s atomskom masom 16. No njihovi izotopi ^{13}C i ^{17}O s neparnim brojem neutrona pokazuju nuklearnu magnetsku rezonanciju. Oni se ipak ne upotrebljavaju u MRI zbog vrlo male ^{njihove}

količine u organizmu. Pokušaji su rađeni i fosforom, ^{31}P , ali je količina i njegovih atoma u organizmu znatno manja od vodikovih, pa je dobiveni signal manji za 10^3 puta. Prema tome, danas se za tomografske presjeke tijela gotovo isključivo primjenjuju magnetska svojstva vodikovih atoma kojih u organizmu ima u izobilju (99%).

Nuklearni magneti vodikovih protona mogu se prikazati vektorima koji predočuju smjer magnetskog polja stvorenog vodikovim spinom. Oni su međusobno raspoređeni kaotično, kao što je to vidljivo na sl. 14.1.a. Ako se ~~bez prisutnosti magnetskog polja~~ ^{sada} uvede jako magnetsko polje izvana u njihovu sredinu, nuklearni magneti će se orijentirati u smjeru djelovanja vanjskog magnetskog polja magnetske indukcije B_0 . No neki od tih nuklearnih magneta orijentirat će se u smjeru polja, što je tzv. **paralelna orijentacija**, a drugi će se orijentirati u protivnom smjeru, tj. **antiparalelna**. ^(sl. 14.1. b i c) Paralelna orijentacija nuklearnih magneta na nižoj je energetske razine E_1 , dok je antiparalelna orijentacija na višoj energetske razine E_2 . Svaki prijelaz iz više energetske razine E_2 u nižu E_1 , odnosno rotacija nuklearnog magneta iz antiparalelnog položaja u paralelni emitira jedan kvant energije $\Delta E = \int E_2 - E_1$. Ti prijelazi su normalno malobrojni, pa ih je nemoguće registrirati no mogu se znatno pojačati, ako se izvanjskim elektromagnetskim impulsom prebace iz paralelnog položaja u antiparalelni, odnosno dovođenjem energije izvana prebace iz niže energetske razine E_1 u višu energetske razine E_2 . Sada će zbog nastale energetske neravnoteže doći do prijelaza nuklearnog magneta iz veće energetske razine E_2 u nižu E_1 i pri tome će se emitirati kvant elektromagnetske energije

$$\Delta E = h \cdot f_L$$

na frekvenciji f_L . Ovdje je h Planckova konstanta. Ako je broj nuklearnih magneta ili spinova koji prelaze iz više energetske razine u nižu velik, moći će se postavljenom okvirnom antenom registrirati kao prigušeni elektromagnetski titraji frekvencije f_L . Ta frekvencija f_L nastaloga elektromagnetskog vala pri prijelazu spinova iz veće energetske razine u nižu poznata je pod imenom **Larmorova frekvencija precesije** i može se odrediti na temelju sljedećeg razmatranja. [Lit. 14.4.].

Oko vodikove jezgre (protona) kruži elektron kružnom frekvencijom ω_0 i brzinom

$v_0 = \omega_0 \cdot r$, gdje je r polumjer između središta elektrona i protona. Elektron se nalazi na svojoj približno kružnoj putanji kada je centrifugalna sila F_c koja djeluje na elektron u suprotnom smjeru od jezgre u ravnoteži s nuklearnom silom F_n koja ga privlači prema jezgri, pa se može napisati da je

$$F_n = F_c = \frac{m_e \cdot v_0^2}{r} = m_e \omega_0^2 r, \tag{14.1}$$

gdje se za brzinu v_0 uvrsti $v_0 = \omega_0 \cdot r$. Ako sada na taj atom vodika djeluje polje magnetske indukcije \vec{B}_0 u kojem će se smislu postaviti i vektor nuklearnog magneta, onda će na elektron djelovati i sila \vec{F}_B magnetskog polja prema izrazu

$$\vec{F}_B = q_e [\vec{v} \times \vec{B}_0] \tag{14.2}$$

gdje je $[\vec{v} \times \vec{B}_0]$ vektorski produkt kome je rezultanta vektor sile \vec{F} usmjeren okomito na ravninu u kojoj djeluje vektor brzine \vec{v} i magnetske indukcije \vec{B}_0 . Budući da je kut između vektora brzine i magnetske indukcije pravi (90°), može se izraz (14.2) napisati skalarno

$$F_B = q_e \cdot v \cdot B_0 = q_e \cdot \omega \cdot r \cdot B_0. \tag{14.3}$$

Ovdje je q_e naboj elektrona. Sila F_B djeluje na istom pravcu kao i nuklearna F_n , odnosno centrifugalna sila F_c , pa se može napisati kao skalar. Zbog djelovanja sile F_B od magnetskog polja B_0 promijenit će se frekvencija ω_0 (bez magnetskog polja) za iznos ω_L , pa je $\omega = \omega_0 + \omega_L$. Pri tome treba uočiti činjenicu da se nuklearna sila nije promijenila, što znači, da se morala promijeniti kružna frekvencija ω_0 . Ako sada napišemo jednadžbu, gdje su sve navedene sile u ravnoteži, proizlazi da je

$$m_e(\omega_0 + \omega_L)^2 \cdot r = m_e \cdot \omega_0^2 \cdot r + q_e B_0 r (\omega_0 + \omega_L), \tag{14.4}$$

što uz zanemarenje člana $m_e \omega_L^2$ i člana $q_e B_0 \omega_L$ prema članu $q_e B_0 \omega_0$ daje

$$\omega_L \approx \frac{q_e}{2 m_e} B_0 \tag{14.5}$$

Ovim izrazom dan je odnos Larmorove kutne frekvencije ω_L i jakosti magnetske indukcije B_0 na temelju modela kruženja elektrona oko jezgre atoma. No taj se model može primijeniti i na spin protona vodika ako se zamijeni predznak naboja q_e i masa elektrona m_e s masom protona m_p . ³¹¹ ³²³ $\mu_p/\mu_n = 2,79$ pomnožen s 2 pa daje: [Lit. 14.4]

$$f_L = \frac{\gamma}{2\pi} B_0, \quad \gamma = \frac{2e \cdot c_k}{2m_p} \quad (14.6)$$

gdje je f_L već prije spomenuta Larmorova frekvencija $\gamma/2\pi$ je magnetožiroskopska konstanta jezgre i karakteristika je svake jezgre. Taj je izraz temeljan za daljnja izlaganja. On povezuje Larmorovu frekvenciju s jakošću magnetske indukcije B_0 , pa se, prema tome, ta frekvencija može mijenjati s promjenom magnetske indukcije. Pri prelasku spinova iz više energetske razine na nižu dolazi do zračenja elektromagnetskog vala na Larmorovoj frekvenciji. Tako je npr. uz magnetsku indukciju od 1 T izračena energija za spin vodika frekvencije 42.58 MHz, odnosno konstanta $\gamma/2\pi$ je 42,58 MHz/T. Kako se u MRI upotrebljavaju magnetske indukcije od onih najnižih od 0.15 T do onih najviših od 2T, to je razmjerno tome različita i Larmorova precesijska frekvencija. Kod fosfora mase 31 magnetožiroskopska konstanta je npr. $\gamma/2\pi = 17$ MHz/T. Sada se na temelju jednadžbe (14.6) može odrediti i izračena energija pri prelasku s više energetske razine na nižu uz poznatu Larmorovu frekvenciju precesije

$$\Delta E = \gamma \frac{h}{2\pi} B_0 \quad (14.7)$$

se djelovanja
Ako zbroj svih nuklearnih magneta izrazimo vektorom magnetizacije H_0 , a smjer njegov u pozitivnom smislu sa M_0 njegov u ~~paralelnom položaju~~ ^{pozitivnom smislu sa} ~~prikažemo na z-osi koordinatnog sustava~~ ^{na zove paralelnim}, onda je ~~antiparalelni~~ ^{antiparalelni} položaj vektora H_0 orijentiran u negativnom smjeru osi z. To vrijedi uz činjenicu da je i vektor magnetske indukcije B_0 orijentiran također u smislu pozitivne z-osi. ~~Vektor magnetizacije H_0 može se nazvati i magnetskim momentom M_0 .~~ ^{da proizvede magnetsko polje B_1} Da se nuklearni magneti prebace iz niže energetske razine u višu, potrebno je privesti određenu količinu energije izvana. To se izvodi visokofrekvencijskim oscilatorom na Larmorovoj precesijskoj frekvenciji f_L s kratkotrajnim visokofrekvencijskim impulsom određene snage u trajanju od 100 μs do 5 ms. Snaga visokofrekvencijskog impulsa može biti više stotina vata, W, do nekoliko kW. Prosječna srednja snaga visokofrekvencijskog izvora manja je od 10 do 100 puta. Taj je visokofrekvencijska ~~energija~~ ^{pobudni impuls} predstavljena strujom kroz odašiljačku zavojnicu i čini visokofrekvencijsko magnetsko polje B_1 , koje se može predočiti vektorom okomitom na z-os koji leži u x-y ravnini. Zakret ~~magnetskog momenta ili~~ vektora magnetizacije M_0 razmjeran

i njegovoj amplitudi

je privedenoj energiji, što znači vremenu trajanja impulsa. Najmanja količina energije potrebna je za zakret vektora magnetizacije M_0 za 90° . Pošto su se svi nuklearni magneti zakrenuli se za 90° , odnosno ^{nakon djelovanja pobudnog impulsa} kada se je magnetski moment M_0 zakrenuo za 90° visokofrekvencijsko magnetsko polje prestane djelovati, magnetski se moment počinje vraćati se vektor magnetizacije M_0 opet precesirajući u ravnotežno stanje, emitirajući visokofrekvencijsku energiju ΔE na Larmorovoj frekvenciji. Tako stvoreno elektromagnetsko polje inducira u prijemničkoj anteni napon prikazan na sl. 14.3.a. To je prigušeni sinusni signal koji se može predočiti jednačbom

$$u = U_0 e^{-\frac{t}{T_2}} \sin(\omega t + \psi), \tag{14.8}$$

T_2 komponentom vektora magnetizacije

a predstavlja slobodno istitravanje napona poznato kao kratica FID (Free Induction Decay).

To se može izraziti i magnetskim momentom M_y u transverzalnom smjeru:

$$M_y = M_0 e^{-\frac{t}{T_2}}, \tag{14.9}$$

Longitudinalna komponenta vektora magnetizacije ^{obzirom na} M_z kome amplituda opada eksponencijalno prema osi-y, dok s druge strane prema osi-z, magnetski moment M_z raste, dok ne dosegne maksimalnu vrijednost pri vraćanju u ravnotežno stanje M_0 u smjeru osi-z. To se može prikazati izrazom i sl. 14.3.b:

$$M_z = M_0 (1 - e^{-\frac{t}{T_1}}) \tag{14.10}$$

Kada M_z dosegne maksimalnu vrijednost M_0 odnosno ravnotežni položaj, onda je na komponenta ^{odnosno x-osi} vektora magnetizacije M_y na osi y $M_y = 0$. M_y i M_z su komponente vektora magnetizacije M_0 u smjeru y-osi i z-osi. Komponenti vektora magnetizacije M_y u smjeru y-osi razmjerna je amplituda inducirano napona u u prijemničkoj zavojnici (sl. 14.8). To se isto može primjeniti na transverzalnu x-os.

Vrijeme T_2 vremenska je konstanta pozata pod imenom vrijeme istitravanja spina prema spinu (Spin-Spin Relaxation Time). To vrijeme određeno je među-utjecajem spinova i traje redovito od 30 ms (mišići) do 2s kod cerebrospinalne tekućine i kraće je od vremena T_1 u istom okolišu, koje se zove vrijeme istitravanja spina prema rešeci (misli se na kristalnu rešetku) (Spin-Lattice Relaxation Time). Ta vremenska konstanta može trajati od 200 ms kod masti do 3 do 4 s u vodi i cerebrospinalnoj tekućini. U krutim tvarima kao što su kosti i zubi vremena T_1 i T_2 znatno su kraća. Vrijeme T_1 je kraće ako su okolne veze

čvršće s makromolekulama proteina, membranama stanica i sl., kada T_1 može biti čak samo desetak ms. Prema tome, vrijeme T_1 ovisi o pokretljivosti okolnih veza u molekulama odnosno kristalnoj rešetci. Isto tako je primijećeno da je vrijeme T_1 dulje kod tumoroznoga nego kod zdravoga tkiva. To je vidljivo iz tablice 14.1.

Tablica 14.1.

Tkivo	T_1 za normalno (ms)	T_1 za tumorozno (ms)	Tkivo	T_1 za normalno (ms)	T_1 za tumorozno (ms)
koža	620	1 050	želudac	800	1 100
pluća	790	1 110	jetra	570	830
prsa	360	1 080	slezena	700	1 130

Istrivanje u smislu x - y ^{ravnine} zove se i **transverzalno istitravanje**, a duž z -osi **longitudinalno istitravanje**.

Ako se želi nuklearne magnetite prevesti u antiparalelni položaj, odnosno, ako se želi ^{vektora magnetizacije} magnetski moment M_0 iz ravnotežnog položaja zakrenuti za 180° , potrebno je privesti dvostruko veću visokofrekvencijsku energiju od one potrebne za zakret od 90° , tako da je $\Delta E_{180} = 2\Delta E_{90}$. Dvostruka energija najčešće se ostvaruje dvostrukim trajanjem impulsa.

Kod longitudinalnog istitravanja ovog puta samo uzduž ^{vektor magnetizacije} z -osi, magnetski moment M_0 se mijenja prema izrazu

$$M_z = M_0 (1 - 2e^{-\frac{t}{T_1}}) \quad (14.11)$$

kao što je prikazano na sl. 14.4.

No u ovom slučaju u antenskoj zavojnici ne bi se inducirao napon ako se za vrijeme istitravanja ne primijeni jedan visokofrekvencijski impuls energije ΔE_{90} potrebne za zakret od 90° . Tada će inducirani napon u zavojnici biti razmjernan trenutnoj vrijednosti ^{longitudinalnog vektora magnetizacije} magnetskog

momenta M_z kako je to prikazano na sl. 14.4. Taj impuls visokofrekvencijske energije ΔE_{90} zove se i **impuls očitavanja** (read pulse).

14.2. Načini prikupljanja podataka kod MRI

14.2.1. Općenito

Za dobivanje prikaza temeljenoga na magnetskoj rezonanciji potrebno je pobuditi spinove vodikovih protona koji se nalaze u različitim količinama u tkivima organizma i pratiti njihovo istitravanje odnosno precesiju i u određenom trenutku ^{u veći uzorke, odnosno} "očitati" karakteristične veličine. Karakteristične veličine ovog istitravanja jesu **gustoća vodikovih atoma** odnosno njihov broj N u jedinici volumena koja se može obilježiti kao $N(H)$, a razmjerna je početnoj amplitudi visokofrekvencijskog signala slobodnog istitravanja, zatim je karakteristično **vrijeme spin-rešetka T_1** i **vrijeme spin-spin T_2** . Ta su vremena važna za razlikovanje tkiva. Ova vremena su vrlo kratka u krutim tvarima kao što su kosti i iznose samo nekoliko μs , a znatno su dulja, kao što je već spomenuto, u tjelesnim tekućinama i ostalom tkivu u organizmu koje je između krutnine i tekućine: Vremena spin-rešetka T_1 mogu se znatno razlikovati od jedne do druge vrste tkiva, koja se inače drugim svojstvima ne moraju bitno razlikovati. Tako npr. vrijeme T_1 u vodi vezanoj u tkivu može biti i 1 000 puta kraće od vremena u čistoj vodi. To je isto prikazano i u tablici 14.1. za različite organe koji se bitno ne razlikuju svojom gustoćom. Temeljem razlika u vremenima T_1 mogu se dobiti dobri kontrasti i između sličnih tkiva. Vrijeme spin-spin T_2 obično je kraće od T_1 i predstavlja slobodno istitravanje (FID) nakon impulsa za "očitanje" ovih veličina. Ovdje treba razlikovati dva vremena spin-spin: jedno vrijeme T_2 predstavlja slobodno istitravanje u homogenom magnetskom polju, dok drugo, kraće vrijeme, koje se označuje s T_2^* (sa zvjezdicom) predstavlja istitravanje koje zbog nehomogenosti polja istitrava brže ili sporije, jer dolazi do raznog razilaženja pojedinih komponenti signala u xy -ravnini što smanjuje amplitudu. Vrijeme T_2^* se stvarno mjeri.

Postoje tri načina da se za dobivanje informacija o karakterističnim veličinama $N(H)$, T_1 i T_2 pri očitavanju induciranog napone u prijemničkoj zavojnici. Ta tri načina ili tehnike jesu: **istitravanje iz zasićenja**, **istitravanje iz inverzije** i **eho-spin tehnika**. Svaka od navedene tri tehnike omogućuje dobivanje većeg ili manjeg kontrasta i svjetline slike ovisno o organu koji se istražuje, na što se može utjecati parametrima slike (T_R , T_E i T_1), kako je to opisano u daljnjem tekstu.

14.2.2. Istitravanje iz područja zasićenja (Saturation Recovery)

Način istitravanja iz područja zasićenja provodi se pobuđivanjem vodikovih spinova visokofrekvencijskim impulsom. Ta visoka frekvencija impulsno je modulirana u trajanju impulsa τ od 100 μs do 50 ms, tako da je emitirani spektar što uži oko Larmorove frekvencije. Zato impuls treba imati oblik sinc-funkcije kada se dobiva uski spektar jednakih amplituda "pravokutnog" oblika. Na taj način može se odrediti po volji velik broj frekvencija uskog pojasa. Visoka frekvencija je Larmorova frekvencija (sl. 14.4.a). Frekvencija impulsa je obično nekoliko kHz i odabire se najčešće prema vremenu spin-rešetka T_1 .

Kako je prethodno opisano, zakretanje vektora magnetizacije M_0 jezgre vodika ovisi o amplitudi i duljini trajanja visokofrekvencijskog impulsa. Obično se za veći kut zakreta ψ primjenjuje dulje vrijeme trajanja impulsa τ , tako da se može napisati da je uz nepromijenjenu amplitudu impulsa

$$\psi = \omega_L \cdot \tau = \gamma B_1 \cdot \tau$$

$$\psi = k_s \tau,$$

(14.12)

γB_1 gdje je k_s konstanta proporcionalnosti, prema izrazu (14.6).

Kod metode istitravanja iz zasićenja odabire se visokofrekvencijski impuls takve amplitude i trajanja τ da se za 90° zakreće vektor magnetizacije M_0 . Takav impuls se zove **90° -impuls**. Nakon toga se u namotaju prijemnika postavljenog okomito na z-os u smjeru y-osi (ili x-osi) inducira slobodno istitravajući signal (FID). U tom trenutku ili nešto kasnije obavi se očitavanje odnosno prikupljanje podataka o veličini amplituda istitravajućeg signala. Nakon nekog vremena ponovno se odašilje visokofrekvencijski 90° -impuls koji se ponavlja u vremenu T_R (repetition time). Pri tome se ne mora vratiti vektor magnetizacije M_z u svoj ravnotežni položaj u smjeru z-osi, nego se visokofrekvencijski impulsi mogu ponoviti prije s kraćim vremenom ponavljanja T_R . U tom slučaju amplituda visokofrekvencijskog signala neće doseći svoju maksimalnu vrijednost M_0 , što je vidljivo sa sl. 14.4.b.

II koju bi imala kada je $M_z = M_0$

Veličina amplitude inducirana visokofrekvencijskog signala u zavojnici prijemnika

I, razmjerna je broju vodikovih spinova $N(H)$ koji sudjeluju u istitravanju (precesiji). Veličini amplitude odnosno intenzitetu signala razmjernan je i intenzitet svjetline slike. Veličina amplitude ovisi isto tako i trenutku kada se obavlja očitavanje, odnosno o trenutku pojave 90° -impulsa ovisi i veličina amplitude (sl. 14.4.b). Veličina očitanoog impulsa ovisi, prema tome, o vremenu ponavljanja T_R , pa sa može napisati

$$M_z = M_0 \left(1 - e^{-\frac{T_R}{T_1}} \right) \quad (14.13)$$

Ako vrijeme uzimanja podatka ne nastupi u istom trenutku kada je djelovao 90° -impuls uzbude, nego nakon nekog vremena T_E , kada je već slobodno istitravanje bilo u tijeku prema zakonu (14.9), onda će amplituda signala biti sve manja što je vrijeme T_E dulje, ali se time dobiva i informacija o vremenu T_2 . Intenzitet svjetline slike odnosno signala I na određenom mjestu svakako je razmjernan vremenu ponavljanja T_R i kašnjenja očitavanja T_E , kao i količini vodikovih atoma na tom mjestu, pa izlazi da je

$$I = N(H) \cdot k_v \left(1 - e^{-\frac{T_R}{T_1}} \right) e^{-\frac{T_E}{T_2}} \quad (14.14)$$

Ovdje je k_v konstanta proporcionalnosti, a intenzitet signala I nije dimenzijski definiran. Vremena T_R i T_E su parametri slike, kojih odabir omogućuje dobivanje informacije i isticanje karakterističnih veličina $N(H)$, T_1 i T_2 .

Vrijeme ponavljanja T_R može biti od 50 ms do 10 s, dok je vrijeme T_E kratko i iznosi obično od 10 ms do 200 ms.

Iako se prema dosadašnjem izlaganju čini da je najpovoljnije raditi s velikim vremenima ponavljanja T_R , zbog najveće amplitude odnosno intenziteta svjetline slike I , ipak nije tako. Prema sl. 14.4.c. vidljivo je da se mogu postići veće razlike u induciranim amplitudama signala odnosno vektorima magnetizacije ako je vrijeme ponavljanja T_{R1} kraće, kao što je to za tvari različitog vremena istitravanja T_1^I i T_1^{II} , pa se kraćim vremenom ponavljanja T_R može ostvariti bolji kontrast. Ako je vrijeme ponavljanja T_{R2} dulje, razlike u veličinama M_{o2}^I i M_{o2}^{II} manje su nego kod kraćeg vremena ponavljanja T_{R1} , kada su razlike M_{o1}^I i M_{o1}^{II} veće. Kraće vrijeme ponavljanja T_{R1} omogućuju bolje razlikovanje pojedinih organa s različitim spin-rešetka vremenima istitravanja T_1^I i T_1^{II} . Svakako da u određivanju

vremena ponavljanja T_R postoji optimum koji se može utvrditi prema dobivenom kontrastu na prikazu odnosno slici.

14.2.3. Istitravanje iz područja inverzije (Inversion Recovery)

Ako se trajanje visokofrekvencijskog impulsa produlji za dva puta uz istu amplitudu, energija impulsa će se udvostručiti, a posljedica će biti zakretanje vektora magnetizacije M_0 za 180° stupnjeva, odnosno postavljanje vodikovih spinova u antiparalelni položaj duž z-osi. Takav impuls zove se i **180° -impuls**, koji je dvostruke energije od 90° -impulsa. Povratak vektora magnetizacije iz inverznog (antiparalelnog) položaja u ravnotežni položaj u pozitivnom smjeru z-osi (longitudinalno) predstavlja istitravanje odnosno precesiranje koje neće inducirati napon u zavojnici orijentiranoj u smjeru osi y (transverzalno) ako se ne uključi 90° -impuls koji će omogućiti "očitanje" amplituda istitravanja što je vidljivo na sl. 14.5. Taj 90° -impuls omogućit će induciranje napona u okvirnoj anteni prijemnika. Vrijeme proteklo između sredine 180° -impulsa, koje započinje proces istitravanja, do sredine 90° -impulsa kada započinje "očitanje", zove se **vrijeme inverzije** i označuje se sa T_1 . Promjenom tog vremena može se znatno jače utjecati na sadržaj informacija što se mogu dobiti iz vremena T_1 nego vremenom ponavljanja T_R , tako da se tehnikom istitravanja iz inverzije mogu dobiti još bolji kontrasti prema sl. 14.6.a. Početna amplituda ovog napona u trenutku očitavanja razmjerna je vrijednosti ^{komponente} vektora magnetizacije M_{oz} u tom trenutku, a prikupljanje podataka počinje nakon vremena T_E koje obično traje 10 do 50 ms. Nakon djelovanja 90° -impulsa vektor magnetizacije kreće iz transverzalnog smjera tj. u smjeru y-osi prema ravnotežnom položaju u pozitivnom smjeru z-osi. Pošto su se nakon vremena T_E prikupili podaci, pušta se da se vektor magnetizacije približi ravnotežnom položaju pa se ponovno uključuje 180° -impuls koji vrši inverziju vektora magnetizacije M_0 s amplitudom ^{signala} koja je bila u tom trenutku. Vrijeme ponavljanja T_R u ovom slučaju jest vrijeme proteklo između sredine dvaju 180° -impulsa i traje obično oko 1 600 ms. Nakon djelovanja 90° -impulsa očitavanja do ponovne inverzije vektora magnetizacije 180° -impulsa proces se odvija kao i u slučaju istitravanja u području zasićenja u kojem vrijedi izraz (14.10). Za istitravanje iz područja inverzije vrijedi izraz (14.11), pa se istitravanje vektora magnetizacije u vremenskom intervalu T_R između dva impulsa inverzije (180° -impulsa) može prikazati kombinacijom izraza (14.10) i (14.11), prema sl. 14.6.b. U ovom slučaju zbog ograničenog

ponavijanja
vremena ~~povrata~~ T_R početna amplituda M_0 nije 2 prema jednadžbi (14.11), nego umanjena za $\exp[-(T_R - T_I)/T_1]$, tako da je sada

$$M_z = M_0 \left[1 - \left(2 - e^{-\frac{T_R - T_I}{T_1}} \right) e^{-\frac{T_I}{T_1}} \right] e^{-\frac{T_E}{T_2}} \quad (14.15)$$

Da se dobije podatak o svjetlini slike I na pojedinom mjestu, treba uzeti u obzir količinu vodikovih jezgara $N(H)$, kao i vrijeme T_E proteklo od trenutka djelovanja 90° -impulsa i prikupljanja podataka kao i u slučaju istitravanja iz zasićenja pa se može napisati da je

$$I = N(H) \cdot k_v \left[1 - \left(2 - e^{-\frac{T_R - T_I}{T_1}} \right) e^{-\frac{T_I}{T_1}} \right] e^{-\frac{T_E}{T_2}} \quad (14.16)$$

Ovdje je I intenzitet svjetla u prikazu na monitoru, a k_v konstanta proporcionalnosti. Tehnika istitravanja iz područja inverzije omogućuje dobivanje maksimalnoga kontrasta zahvaljujući i malim razlikama u vremenu T_1 , samo što svaka sekvencija traje dulje, kao i cjelokupno snimanje. To je vidljivo na slici 14.6.b. Produljenje vremena T_E ima veći utjecaj na vrijeme slobodnog istitravanja T_2 . Produljenje vremena T_1 smanjuje svjetlinu slike, a produljenje vremena T_2 povećava svjetlinu.

14.2.4. Spin-odjek tehnika (Spin-echo Technique)

Ova tehnika ima posebnu primjenu u načinu prikaza slike metodom faznog enkodiranja. Spin-odjek tehnika upotrebljava također dva visokofrekvencijska impulsa, samo što se, za razliku od tehnike istitravanja iz područja inverzije (inversion recovery), ovdje najprije dovodi 90° -impuls nakon kojega nastupa vrijeme slobodnog istitravanja (FID) sa skraćenim vremenom T_2^* . Amplituda signala se uglavnom smanjuje zbog nastajanja razlika u fazi pojedinih komponenti signala (defaziranje) u xy -ravnini i približava nuli. Sada se uključuje 180° -impuls, koji invertira postojeći proces istitravanja, pa se nastale fazne razlike ponovo smanjuju (refaziranje), što ima za posljedicu ponovno povećanje amplitude signala koja raste prema maksimalnoj vrijednosti, što predstavlja odjek spina. To je prikazano na sl. 14.7. Pojava minimuma posljedica je povećanja faznih razlika između komponenti istitravajućeg signala zbog nehomogenosti magnetskog polja, a maksimuma odnosno spin odjeka zbog smanjenja faznih razlika nastalih djelovanjem 180° -impulsa. Vrijeme između 90° -impulsa i maksimuma spin-odjeka predstavlja tzv. vrijeme spin-odjeka T_E , a vrijeme između pojave 180° -impulsa i maksimuma signala odgovara vremenskom intervalu $T_E/2$. Nakon

dosegnute maksimalne vrijednosti amplitude I_a signala počinju ponovno opadati zbog ponovnog defaziranja. U trenutku kad su već pale na malu vrijednost ponovo se uključuje 180° -impuls i proces smanjenja faznih razlika (refaziranje) i povećanja amplituda se ponavlja ispočetka, no postignuti maksimumi sve su manji i manji, a obvojnica (anvelopa) I_a ovih maksimuma smanjuje se prema izrazu

$$I_a = N(H) k_v \cdot e^{-\frac{t}{T_2}} \quad (14.17)$$

Na temelju tog izraza može se odrediti pouzdano stvarno spin-spin vrijeme T_2 kao u homogenom magnetskom polju. Veći broj odjeka (eho) treba odabrati za dobivanje vremena T_2 . Najčešće su to 2 do 5 odjeka. Za brže dobivanje podataka uzimaju se samo 1 do 2 odjeka. Najveći broj odjeka koji se praktički uzima je 8. Za vrlo brzu rekonstrukciju s dvije slike u 8 sekundi (koliko se može zadržati dah) vrijeme ponavljanja može biti čak 40 ms na jedan odjek s vremenom odjeka od 3 do 50 ms (Philips, Gyroscan T5). Spin-odjek proces istitravanja predložen na sl. 14.7, može se prikazati izrazom

$$I = N(H) \cdot k_v \left[1 - e^{-\frac{T_R - nT_E}{T_1}} \right] e^{-\frac{kT_E}{T_2}} \quad (14.18)$$

gdje n obilježava posljednji spin-odjek, a k je prirodni broj vrhova spin-odjeka u nizu odjeka. Očito je da se vrhovi spin-odjeka po svojoj amplitudi umanjuju eksponencijalno što su dalje od početnog 90° -impulsa.

Podaci se prikupljaju odnosno očitavaju u trenutku nastajanja **maksimalne amplitude**, koja je posljedica vraćanja u fazu signala u xy-ravnini nakon 180° -impulsa koji je napravio inverziju i počeo smanjivati fazne razlike među komponentama signala. Te komponente bile su dovedene u fazu na početku s transverzalnim 90° -impulsom. Nakon nastupa maksimuma, faze se opet poremećuju i amplituda signala pada. Proces počinje ispočetka djelovanjem 90° -impulsa, ali tek kad je proteklo nekoliko maksimuma (2 do 5). Vremenski razmak između 90° -impulsa u ovom je slučaju vrijeme ponavljanja T_R .

Vremenska konstanta T_2^* nije stvarno spin-spin vrijeme i nije precizno definirana, samo je znatno kraća od stvarnog spin-spin vremena T_2 (poglavlje 14.2.1.). Obvojnica maksimuma spin-odjeka predstavlja pravo spin-spin vrijeme T_2 , koje karakterizira tvar što se promatra.

Spin-odjek tehnika poznata je još i pod imenom njezinih utemeljitelja Carr-Purcell-Meiboom-Gillova sekvencija (CPMG sequence).

14.3. Metode rekonstrukcije slike

U dosadašnjim razmatranjima prikazano je kako se mogu dobiti bitni parametri za određivanje slike iz istitravanja spinova jezgara vodika. Da bi se omogućila rekonstrukcija slike, potrebno je znati točne koordinate gdje se zbiva istitravanje protona vodika. To se postiže uvođenjem linearno rastućega magnetskog polja u smjeru svih triju koordinata x, y, z , uz stalno prisutno jako magnetsko polje indukcije B_0 usmjereno duž osi z . To jako magnetsko polje ima magnetsku indukciju B_0 od najmanje 0.15 T do najviše 2.0 T. Posebni se namotaji dodaju da ostvare linearno rastuće magnetsko polje u pozitivnom smjeru x, y i z osi, a padajuće u negativnom smjeru osi, tako da se može napisati

$$B(x, y, z) = B_0 + \frac{\partial B_x}{\partial x} dx + \frac{\partial B_y}{\partial y} dy + \frac{\partial B_z}{\partial z} dz. \quad (14.19)$$

Budući da je riječ o linearno rastućem magnetskom polju parcijalne derivacije su konstante i mogu se zamijeniti gradijentima u smjeru tri osi G_x, G_y i G_z , pa je

$$B(x, y, z) = B_0 + G_x \cdot x + G_y \cdot y + G_z \cdot z \quad (14.20)$$

Redovito nisu uključeni svi gradijenti, nego se oni uključuju u skladu s načinom rekonstrukcije. Namotaji koji omogućuju stvaranje gradijenata magnetskog polja zovu se **gradijentni namotaji**.

Kako je frekvencija precesije vodikovih jezgara (Larmorova frekvencija) razmjerna magnetskoj indukciji $B(x, y, z)$, može se upotrebom izraza (14.6) napisati

$$f(x, y, z) = \frac{\gamma}{2\pi} (B_0 + G_x \cdot x + G_y \cdot y + G_z \cdot z) \quad (14.21)$$

ili

$$f(x, y, z) = f_0 + \Delta f_x + \Delta f_y + \Delta f_z \quad (14.22)$$

Iz napisanih izraza (14.19) i (14.20) može se zaključiti na izravnu vezu između pomaka duž koordinatnih osi x, y, z i promjene frekvencije, tako da se na temelju različitih frekvencija uz prisutnost gradijenta polja može utvrditi gdje se na pojedinoj koordinatnoj osi nalazi nakupina vodikovih protona $N(H)$. Tako, ako se želi promatrati presjek u transverzalnoj ravnini koja je određena x -osima i y -osima, onda je frekvencijama f_x i f_y određen položaj nakupina vodikovih jezgara $N(H)$ na osima x, y i z koje emitiraju elektromagnetsko zračenje na tim frekvencijama pri precesiji

$$f_x = \frac{\gamma}{2\pi} B_0 + \frac{\gamma}{2\pi} G_x x = f_0 + \Delta f_x \quad (14.23.a)$$

i

$$f_y = \frac{\gamma}{2\pi} B_0 + \frac{\gamma}{2\pi} G_y y = f_0 + \Delta f_y \quad (14.23.b)$$

Na sl. 14.8.a.i b označene su tri nakupine vodikovih jezgara kod kojih je veličinom kruga određena njihova količina, a prema frekvencijama njihov položaj. Ovaj primjer je napravljen za raspodjelu duž x -osi i y -osi. Na sl. 14.8. a. vidljivo je kako veća nakupina vodikovih spinova 3 ima veću amplitudu. Isto tako je vidljivo da nakupina 1, koja se nalazi u slabijem magnetskom polju, ^{gradijenta G_x} odašilje nižu frekvenciju f_1 , a nakupina vodikovih spinova 3, koja se nalazi u jačem magnetskom polju, ^{gradijenta G_x} odašilje višu frekvenciju f_3 . Prema tome, promatranjem frekvencijskog spektra može se utvrditi položaj izvorišta elektromagnetskog zračenja, jer se na temelju proporcionalnosti mjesto frekvencije u spektru određuje udaljenost na koordinatnoj osi. Na sl. 14.8.b također je prikazan spektar duž osi y uz primjenu gradijenta polja G_y . Proporcionalnost između frekvencije f_x i f_y i pomaka duž osi x odnosno y proizlazi iz jednadžbe (14.20.a. i b) pa se može napisati da je

$$\Delta f_x = \frac{\gamma}{2\pi} G_x x \quad (14.24.a)$$

odnosno

$$\Delta f_y = \frac{\gamma}{2\pi} G_y y \quad (14.24.b)$$

Na taj način, poznavajući frekvencije f_x i f_y , doznajemo i mjesto odnosno koordinate

bilo koje točke u ravnini $x - y$. Osim toga, o mogućnosti razlikovanja bliskih frekvencija, tj. točnosti mjerenja frekvencije, ovisi i rezolucija slike presjeka u ravnini $x-y$. Presjeci dobiveni u ravnini $x-y$ transverzalni su, a presjeci u ravnini $z-y$ sagitalni. Za sagitalne presjeke upotrebljavaju se gradijenti G_z duž z -osi i G_y duž y -osi. Gradijent G_z ima svoj namotaj jednako orijentiran kao i glavni namotaj.

Kako je to izvedeno u uređaju za prikaz magnetske rezonancije, prikazano je na sl. 14.9. Glavni namotaj koji stvara osnovno magnetsko polje indukcije B_0 u smjeru z -osi prikazan je sa samo nekoliko zavoja kako bi se vidio položaj pacijenta i smještaj gradijentnih zavojnica. Za postizavanje magnetske indukcije veće od 0.5 T glavni namotaj se izvodi od supravodljivih materijala i hladi se u heliju He. U smjeru osi y stvara gornji i donji namotaj gradijent G_y , a lijevi i desni u smjeru osi x stvara gradijent G_x . Namotaj za stvaranje gradijenta G_z koncentričan je s glavnim namotajem. VF-zavojnica je okvirna antena za primanje emitiranoga elektromagnetskog vala za vrijeme istitravanja vodikovih protona. U zavojnici se tada stvara prigušen slobodni titraj (FID). Okvirna antena nalazi se iznad (na prsima) i ispod pacijenta kako bi primila signale s najvećom amplitudom u smjeru y -osi. Ta okvirna antena može se smjestiti i s lijeve i desne strane pacijenta u smjeru x -osi, ali uvijek okomito na smjer glavne magnetske indukcije B_0 . Te VF-zavojnice imaju različito uobličene pravokutne okvire kako bi se što bolje prilagodile na one dijelove tijela koji se snimaju.

14.3.1. Rekonstrukcija slike povratnom projekcijom (Back Projection)

U prethodnom poglavlju pokazano je da se uz prisustvo gradijenta polja pojavljuju istitravanja vodikovih atoma na različitim frekvencijama, što odgovara određenim mjestima uzduž koordinatnih osi gdje je primijenjen gradijent polja. Pri tome amplituda titranja odnosno induciranog napona u visokofrekvencijskom namotaju odgovara broju vodikovih atoma na tom mjestu, jer svi oni osciliraju na istoj frekvenciji. Dobiveni spektri odgovaraju "projekciji" stanja oscilirajućih protona na tu os. Ti se spektri pamte u memoriji računala uz točnu informaciju o pripadajućoj im frekvenciji, što odgovara njihovoj lokaciji s obzirom na tu os. Nakon toga u rekonstrukciji slike ti se podaci ponovno uzimaju iz memorije i projiciraju iz različitih kutova, a njihove zajedničke ordinate, zbrajaju i tako ponovno

rekonstruiraju sliku. No slika dobivena zbrajanjem samo iz nekoliko pozicija bila bi vrlo loša. Da se to izbjegne, uzimaju se projekcije s mnogo pozicija koje su međusobno pomaknute samo za 1° , a ima ih najmanje 180. (sl. 14.10.).

Da bi se ostvarile projekcije pod raznim kutovima, djeluju istovremeno gradijenti s jedne i druge koordinatne osi, ali u različitim iznosima. Gradijent na osi-x u ovom slučaju mora biti u čvrstom odnosu s gradijentom na osi-y, tako da je ispunjen uvjet

$$\sqrt{G_x^2 + G_y^2} = G_c = \text{konst.} \quad (14.25)$$

Pri tome je kut projekcije ϕ

$$\phi = \arctg \frac{G_y}{G_x}, \quad (14.26)$$

Što je veći kut ϕ , to je veći gradijent G_y u smislu y-osi, a manji G_x u smislu x-osi, s time da su ispunjene obje jednadžbe (14.25) i (14.26). Pri tome je rezultirajući gradijent G_c konstantan kojeg možemo prikazati vektorom tako da se njegov vrh giba obodom kružnice, što znači da se za svaku promjenom kuta ϕ moraju mijenjati gradijenti G_x i G_y u skladu s jednadžbama (14.25) i (14.26) i sl. 14.10. Na taj način potrebna je istovremena prisutnost obaju gradijenta koordinatnih osi u čijoj je ravnini promatrani tomografski presjek. Ako sada G_x promijeni predznak, kut ϕ će poprimiti negativne vrijednosti tako da promjenom kuta ϕ od -90° do $+90^\circ$ obiđe pravac projekcije puni kut od 180° .

Podaci se najčešće uzimaju za svaki stupanj odnosno s inkrementom od jednog stupnja. Na taj način dobiva se dovoljan broj podataka za rekonstrukciju slike. Ovaj način rekonstrukcije slike potanko je objašnjen u poglavlju 12.4.

14.3.2. Rekonstrukcija slike određivanjem faze (Phase - Encoding)

Metoda rekonstrukcije slike pomoću određivanja faze, poznata još kao metoda primjenom dvostruke Fourierove transformacije, danas se najčešće primjenjuje. Ta metoda

koja omogućuje i istodobni prikaz većeg broja presjeka uzduž osi z.

Ovdje će se opisati prikaz presjeka u ravnini x-y (transverzalna ravnina), a može se odabrati bilo koji presjek u ravnini okomitoj na z-os. Os-z je i smjer polja glavne magnetske indukcije B_0 . Lokaciju presjeka na z-osi određuje uz primjenu gradijenta G_z uzduž z-osi osnovna frekvencija oscilacija f_0 uskim spektrom bliskih frekvencija $f_0 \pm 2$ kHz. Takav uski spektar frekvencija dobiva se modulacijom visokofrekvencijskog impulsa u obliku sinc-funkcije u trajanju približno 3 ms. Taj impuls je uzbudni 90° -impuls koji pobuđuje spinove na mjestu z uzduž z-osi određenom gradijentom G_z i osnovnom frekvencijom f_0 . To mjesto presjeka udaljeno za duljinu z od ishodišta može se odrediti prema jednadžbi (14.21).

$$z = \frac{2\pi (f_0 \pm \Delta f_z) - \gamma B_0}{\gamma G_z} = \frac{2\pi \Delta f_z}{\gamma G_z} \quad (14.27)$$

Na taj se način uz prisutan gradijent G_z omogućuje da će se navedeni procesi promatrati u određenom presjeku u ravnini x-y i na odabranom mjestu z uzduž z-osi. To prikazuje slika 14.11. a.

Nakon toga slijedi prikaz u ravnini x-y sa stalnom promjenom gradijenata G_x i G_y . Proces određivanja mjesta različitih koncentracija vodikovih protona provodi se pretežno metodom spin-odjek. Ovdje će, kao jednostavnija, biti najprije opisana metoda istitravanjem iz područja zasićenja (sl. 14.11. a). Visokofrekvencijski 90° -impuls ^{u obliku sine-funkcije} proizvodi slobodno istitravanje vodikovih protona (FID) uz prisutnost G_y gradijenta. Taj je gradijent u prvom koraku nula, da bi za svaki sljedeći korak bio povećan za iznos $1/N$. Broj je ovih koraka za jedan dvodimenzionalni prikaz najčešće $N = 256$. Nakon što je nulti gradijent $G_{y0} = 0$ primijenjen u određenom kratkom vremenu Δt_y , uključuje se gradijent G_x uzduž osi x u trajanju Δt_x . Taj gradijent daje frekvencijski raspored broja vodikovih atoma uzduž osi x, ali za nultu y_0 liniju, kao što to prikazuje sl. 14.11. a i b. U drugom koraku ponovno djeluje visokofrekvencijski 90° -impuls, ali sada za vrijeme prisutnosti slabog gradijenta $G_{y1} = G_y/N$ koji je N puta manji od maksimalnoga gradijenta G_y . Nakon proteklog vremena Δt_y ukapča se opet maksimalni gradijent G_x koji određuje raspored vodikovih spinova uzduž osi x, ali sada na temelju frekvencijskog spektra dobivenog po x-liniji pomaknutoj od prethodnog položaja po osi y za iznos $\Delta y = Y_m/N$, gdje je Y_m maksimalni otklon po y-osi uz maksimalni gradijent G_y . Gradijenti G_x , G_y i G_z predstavljaju svoju maksimalnu vrijednost. ly

Sljedeći korak bit će postignut gradijentom $G_{y2} = 2G_y/N$ i tako se redom gradijent G_y povećava za određeni inkrement, dok nakon N koraka ne dosegne svoju maksimalnu vrijednost G_y . Pri tome za vrijeme trajanja G_x gradijenta podaci dobiveni uzduž osi x imaju prethodnu informaciju o stanju na osi y za tu horizontalnu liniju na temelju podatka o fazi signala za vrijeme djelovanja gradijenta G_y . Nakon djelovanja 90° -impulsa svi signali nastali istitravanjem za vrijeme djelovanja gradijenta G_y krenu s istom fazom koja se povećava prema krajevima $+y$ -osi i smanjuje prema $-y$ -osi (za 180° zakrenuta faza) proporcionalno veličini ($G_{yn} = n G_y/N$). Pri preklapanju gradijenta G_y na gradijent G_x spektar frekvencija signala istitravanja svodi se na osnovnu frekvenciju f_0 , a faza ostaje očuvana prije istitravanja po x -osi uz prisutnost gradijenta G_x . Na taj način, podacima o amplitudi signala i fazi s pozicija na y -osi, pridodaju se podacima s x -osi kad je uključen gradijent G_x , pa se tako dobiva spektar signala uzduž svake x -linije za različite Δy . To je prikazano na sl. 14.11.b. Gradijenti G_x , G_y i G_z često se zovu prema njihovom djelovanju frekvencijski i fazni gradijent i gradijent presjeka.

Ovdje opisani način odnosio se na način uzbude s istitravanjem iz područja zasićenja koji se manje primjenjuje. Danas se najviše upotrebljava spin-odjek tehnika. Ona se ostvaruje uzbudnim 90° -impulsom na početku sekvencije uz prisustvo gradijenta G_z , kao i u prethodnom slučaju, da se zatim prelaskom na gradijent G_y određuje razlikom u fazi y -koordinata. Visokofrekvencijski 180° -impuls, koji vrši zakret vektora magnetizacije M_0 za 180° i, prema u poglavlju 14.2.4. opisanom načinu, nakon opadanja amplitude zbog razlike u fazama svojim djelovanjem dovodi do porasta amplituda zbog postupnog usklađivanja faza. U trenutku potpunog ujednačavanja faza, amplituda signala je maksimalna. U tom trenutku uzima se uzorak i na taj način vrši "očitanje" što daje podatak o intenzitetu svjetline na zastoru monitora na tom mjestu. Linija u smislu y -osi određena je podacima o fazi i amplitudi dobivena na kraju Δt_y vremenskog intervala, dok je djelovao gradijent G_{yn} . Najviša i najniža x -linija na y -osi određena je maksimalnom pozitivnom i negativnom vrijednošću gradijenta G_y prema sl. 14.11.c [Lit. 14.12].

Spin-odjek tehnika ovdje primijenjena omogućuje lako određivanje stvarnog spin-spin vremena T_2 odabirom vremena T_E . Vrijeme T_2 može se izračunati iz obvojnice vrhova spin-odjeka, što je prikazano na sl. 14.7. Prikaz dobiven na temelju vremena T_2 omogućuje dobivanje

velikoga kontrasta pri promatranju prikaza ~~bolesti~~ nekih bolesti srca, npr. akutnoga srčanog infarkta, prirođenih srčanih mana i sl.

Debljina presjeka prikaza obično nije tanja od 2 mm, dok je broj elemenata slike 256x256 s dimenzijama 0.8x0.8 mm. Tanji presjek može se dobiti samo uz veće gradijente, no onda se povećava šum i smanjuje rezolucija slike. Vrijeme ponavljanja T_R obično je od 0.5 do 2 s. Vrijeme potrebno da se dobije 20 presjeka uzduž osi z iznosi najmanje 9 minuta, a može iznositi i do 20 minuta. No upotrebom matričnog (array) procesora može se dobiti slika presjeka za 3s, čime se bitno povećava brzine rada.

Na sl. 14.12. a,b,c dan je ^{sнимак} prikaz dobiven magnetskom rezonancijom za: gležanj (a), lakat (b) i vrat (c), s gornjim dijelom kralješnice. Sva tri prikaza dana su u sagitalnoj ravnini. Na fotografijama se vidi dobro razlikovanje svih tkiva.

14.4. Konstrukcija uređaja magnetske rezonancije

14.4.1. Glavni magnet

Uređaji koji se koriste načelima magnetske rezonancije sastoje se od tri osnovna dijela: glavnog magneta s namotajima za gradijente G_x , G_y i G_z , elektroničkog dijela koji se sastoji od odašiljača i prijemnika visokofrekvencijskih signala s okvirnom antenom, te računala i odgovarajuće programske podrške.

Magnetski sustav sastoji se od glavnog magneta i tri namotaja orijentirana u x, y, i z smislu za stvaranje gradijenta G_x , G_y i G_z . Na sl. 14.9. namotaj gradijenta G_z nije prikazan radi preglednosti slike, a smješten je koncentrično s osi glavnog magneta. Najveće poteškoće postoje pri konstrukciji glavnog magneta zbog potrebe stvaranja vrlo homogenoga magnetskog polja s orijentacijom magnetskih silnica u smjeru z-osi bez ikakva dopuštenoga odstupanja. Da bi se ostvarila zadovoljavajuća homogenost polja u slobodnom prostoru otvora za smještaj pacijenta, koji je promjera od najmanje 40 cm do najviše 100 cm, potreban je magnet velikih dimenzija (2m x 2m x 1.5 m), jer je teško ostvariti jako ^{i homogeno} magnetsko polje u

✓ (S/N), koji se može izraziti izrazom $S/N = K \cdot B_0^{1.5}$

327
339

velikom zračnom prostoru. Zbog tog, se za magnetsku indukciju 0.5 T može ostvariti promjer otvora od 60 cm do 80 cm, a za magnetsku indukciju od 1.9 T otvor je približno 40 cm, a za 5.8 T otvor je samo desetak centimetara. Tako mali otvori upotrebljavaju se u MR spektroskopiji. Iako su se u posljednje vrijeme [Lit. 14.9] pojavili u izvedbi firme Siemens, glavni magneti s mogućnošću stvaranja magnetske indukcije od čak 4T i uz otvor za smještaj pacijenta u promjeru od 1.25 m. Na duljini magneta od 2 m potrebno je postići ne veće odstupanje magnetskog polja od 50 ppm, a u promjeru od 40 do 60 cm. Promjena magnetskog polja ne smije biti veća od 1 ppm u trajanju jednog sata. Ti se magneti izvode s najmanjom magnetskom indukcijom od 0.1 T, a s magnetskom indukcijom najčešće ne većom od 2T. Pri tome, ako se ima na umu da je takvu magnetsku indukciju potrebno ostvariti u zračnom prostoru malog permeabiliteta, onda je razumljivo da je za to potrebna velika električna energija. Tako je npr. za proizvodnju magnetskog polja indukcije B_0 od samo 0.2T potrebna struja kroz glavni namotaj od 200 A uz istosmjerni napon od 300 V, što predstavlja snagu od 60 kW. Kako je energija koja se isijava pri istitravanju vodikovih spinova razmjerna jakosti magnetskog polja, proizlazi da je amplituda signala u okvirnoj zavojnici visokofrekvencijskog prijemnika razmjerna magnetskoj indukciji B_0 , a što znači da se tako poboljšava i omjer signal/šum. Zbog toga, a i zbog bolje rezolucije, teži se jačim magnetima, što se praktički može postići samo namotajima izvedenim sa supravodljivim vodičima. Otpornički namotaji od bakrene žice upotrebljavaju se u magnetima s magnetskom indukcijom do 0.3 T. Supravodljivi vodiči namotaja najčešće se izvode iz niobij-titana, (NbTi), koji prelazi u supravodljivo stanje na temperaturi od 9K, a moraju se hladiti u tekućem heliju koji se utekućuje na 4.2K, što odgovara temperaturi -269 °C. Da se znatno skuplji helij ne bi prebrzo isparivao, okružen je oblogama, gdje struji tekući dušik koji se utekućuje na temperaturi -196 °C, kako je prikazano na sl. 14.13. Danas ima dosta uređaja MR koji upotrebljavaju za hlađenje samo tekući helij. Tako npr. Philipsov uređaj MR za postizanje polja od 0.5 T troši 0.1 litru, a MR tvrtke Shimadzu samo 0.05 litara tekućeg helija na sat isparavanjem. Uređaj MR Siemens ima zatvoren sustav, gdje se ispareni helij ponovno utekućuje pomoću kompresora koji komprimira helij, pa ga zatim ekspandira da bi mu oduzeli toplinu i utekućili. Pokušava se primijeniti neposredno hlađenje tekućim dušikom, no to zahtijeva druge supravodljive materijale kojima je temperatura prelaska u supravodljivo stanje znatno veća, odnosno iznad temperature tekućeg dušika, ali to je vezano s problemima izvedbe vodiča. Za sada još nema ovakve primjene u izvedbi uređaja magnetske rezonancije.

→ Kada se namotaj dovede u područje supravodljivosti za održavanje struje koja teče, više nije ~~potrebna~~ ^{treba} dovod energije. Jednom uspostavljena struja teče sama po sebi, što je prikazano na sl. 14.14. Porast struje je postupan i puna jakost od 420 A postiže se tek nakon

18 minuta (najkraće 15 minuta). Zatim se iskopča napajanje, a struja teče i dalje. Nakon jednog sata struja se stabilizira na svega 1 ppm promjene. Za ostarenje ovog zadatka potrebna je složena automatizacija i osiguranje protiv trenutnog nestanka napajanja električnom energijom, koje bi nastalo prekidom napajanja iz gradske mreže. To isto vrijedi i za klasične elektromagnete. Osim elektromagneta, na sobnoj temperaturi i u supravodljivom stanju za polja magnetske indukcije upotrebljavaju se, ali rjeđe, i permanentni magneti. Permanentni magneti iako imaju slabo magnetsko polje (0.05 T) daju homogeno magnetsko polje. Magnet je manjih dimenzija, ne treba helij za hlađenje i otvoren je sa sve četiri strane što umanjuje klaustrofobij^u kod pacijenta. Instalacija uređaja MR s permanentnim magnetom je jednostavna, a cijena je polovicu manja od ostalih uređaja MR. Kvaliteta slike nije vidljivo slabija nego kod supravodljivih magneta, ali snimanja dulje traju.

polje od glavnog

Kod namotaja za dobivanje magnetskog gradijenta potrebno je ostvariti znatno slabije magneta B_0 , ali s velikom linearnošću. Ti namotaji namotani su na materijalu od poliestera vrlo precizno kako bi se ostvarila linearnost promjene polja. Ipak, zadovoljavajuća linearnost ne može se postići samim namotajem, pa se korekcija nelinearnosti provodi poslije u računalu uz točno poznavanje nastalih nelinearnosti. Nelinearnosti su najveće na krajevima namotaja. Na taj način može se vrlo dobro ispraviti svaka postojeća nelinearnost. Nelinearnost daje drukčiji raspored frekvencije odnosno elemenata slike duž osi x, y, i z, što izobličuje dobivenu sliku. No korekcija nelinearnosti gradijenta može se provesti i dodatnim manjim zavojnicama za korekciju magnetskog polja. Posebno je važno izvanjsko oklapanje magneta kako bi se uklonile smetnje od vanjskih magnetskih polja, koje mogu bitno pokvariti homogenost magnetskog polja i izobličiti sliku. Gradijent G iznosi 10 mT/m do 12 mT/m, a mora se ukapčati i iskapčati unutar 1 ms. Za postizanje maksimalne jakosti magnetske indukcije B_m kod magnetskih gradijenata potrebna je struja 100 A uz napon 100 V.

14.4.2. Elektronički dio

Visokofrekvencijski impulsi koji pobuđuju vodikove jezgre dobivaju se iz odašiljača impulsa. Ovaj se sastoji od sintetizatora frekvencija koji omogućuje vrlo točno mijenjanje frekvencije, modulatora koji formira visokofrekvencijske impulse u obliku sinc-funkcije. Tako se dobivaju ^{ili 180°} 90° impulsi. Visokofrekvencijsko pojačalo daje impulsima dovoljnu snagu od više stotina vata do nekoliko kilovata (najviše 17 kW). Veće snage potrebne su za snimanja sagitalnog presjeka tijela. Osim toga, ostvarivanje velike točnosti frekvencije

potrebno je zato što i frekvencije elektromagnetskog vala emitiranog precesijama jezgara vodika ne odstupaju više od 10 Hz od rezonantne frekvencije (sl. 14.15), što je prema 42.58 MHz/T vrlo malo odstupanje. To se postiže sintetizatorom frekvencija, koji općenito pokriva područje frekvencija od 20 MHz do 90 MHz, već prema magnetskoj indukciji magneta. Digitalni sintetizator frekvencije za odašiljač uređaja MR s magnetskom indukcijom $B_0 = 0.5$ T proizvodi oscilacije frekvencija od 21,1 MHz do 21,5 MHz u koracima od 2 Hz. Središnja frekvencija je 21,3 MHz. Isto područje frekvencija u koracima 2 Hz pokriva i prijemnik. I kod odašiljača i prijemnika faza se može upravljati ^{odnosno mjeriti} od 0° do 360° u koracima po $1,4^\circ$. Pojednostavnjena blok shema elektroničkog dijela prikazana je na sl. 14.15. Na toj slici može se vidjeti da je upotrijebljena jedna zavojnica kao okvirna antena za odašiljanje impulsa i prijem odziva elektromagnetskih valova. Prekapčanje okvirne antene s odašiljača na prijemniku i obrnuto obavlja se brзом sklopkom koja je upravljana računalom prema programu pri snimanju. Ima izvedaba MR uređaja s dvije odvojene antene priključene na odašiljač i prijemnik. Pritom su antene međusobno okomito orijentirane. Smjer antene uvijek je okomit na smjer glavnog magnetskog polja B_0 ^{i nalazi se u xy-ravnini}. Kvadraturni demodulator omogućuje odvajanje imaginarne komponente signala od ^{realne} i na taj način omogućuje dobivanje važne informacije o fazi.

Prijemna antena ugađa se na frekvencije koje malo odstupaju od osnovne frekvencije, tako da se prijem može ostvariti uz velik faktor kvalitete Q antenskog kruga. Osim toga, antena je oklopljena i zaštićena od vanjskih električnih polja i signala radiodifuzijskih odašiljača. Inducirani napon u anteni zatim se pojačava u pretpojačalu. Dovoljno pojačani signal dovodi se na faznoosjetljivi kvadraturni demodulator koji referentni signal dobiva iz oscilatora. Demodulator ima odziv na vršnu vrijednost visokofrekvencijskog signala, što predstavlja njegovu obvojnici (anvelopu). Ta je obvojnica signal znatno niže frekvencije. ^{Obje komponente} niskotrekvencijskog signala dovode se brzim analogno-digitalnim pretvornicima. Dobiveni binarni podatak dovodi se ulazno-izlaznim jedinicama računala koje te podatke obrađuje.

14.4.3. Računalo

Računalski dio sastoji se u načelu od tri računala. **Jedno računalo** upravlja trajanjem i veličinom triju gradijenata, G_x , G_y i G_z kao i duljinom trajanja i oblikom

visokofrekvencijskog (VF) impulsa. Ovo računalo određuje također vrijeme ponavljanja T_R , vrijeme očitavanja, odnosno vrijeme $T_E/2$ kada djeluje 180° -impuls kod spin-odjek tehnike. Željeni podaci o ovim vremenima postavljaju se tastaturom, a upravlja sklopovima koji ove vrijednosti određuju, što obavlja prvo računalo. Kod upravljanja dobivene vrijednosti računalom u binarnom obliku pretvaraju se digitalno-analognim pretvornicima i odgovarajućim mehaničkim i FET-ovskim sklopkama u analogne vrijednosti i komande: uključeno - isključeno. Na taj način upravlja se i frekvencijama sintetizatora frekvencije, koje moraju biti vrlo točno određene, kao i priključivanjem iste okvirne antene na VF-prijemnik ili odašiljač, ako se upotrebljava jedna zajednička antena. Također se upravlja ugađanjem ulaznog titrajnog kruga prijemnika, kao i odašiljača na rezonantnu frekvenciju koja odgovara emitiranom signalu. Iz ovog računala upravlja se i frekvencijom uzimanja uzorka analogno-digitalnog pretvornika koji prikuplja podatke o signalu što se istitrava za vrijeme uključivanja gradijenata. Radi veće brzine rada više A/D pretvornika radi paralelno. Tako prikupljeni podaci uskladištuju se u veliku memoriju drugog računala.

Drugo računalo uskladištava podatke i omogućuju po potrebi brz pristup podacima. Ovo računalo ima i velike memorijske kapacitete. Treće računalo provodi obradu signala, kao što je usrednjavanje signala, gdje je to moguće u smislu poboljšanja omjera signala/šum, te sve potrebne računске operacije kao određivanje vremena T_R , T_E i T_I , a također provodi brzu Fourierovu transformaciju (FET) za određivanje mjesta izvorišta signala za sve tri osi. Izračunate podatke o intenzitetu I signala pretvara računalo u svjetlije i tamnije točke na određenim mjestima na zastoru (ekranu) monitora i tako obavlja rekonstrukciju slike. Svi prikupljeni podaci o elementima slike pamte se u memoriji drugog računala. Treće računalo određuje sve parametre za upotrebu metoda spin-odjek ili istitravanjem iz područja inverzije. Također omogućuje računanje pojedinih veličina kao što je T_1 i T_2 na temelju izmjerenih podataka, a pokatkad i osigurava prikaz alfanumeričkih znakova na monitoru. Drugo računalo upravlja golemim brojem podataka i omogućuje brz pristup njima. Zato mora imati memoriju velikog kapaciteta, jer je broj podataka koje je potrebno prikupiti vrlo velik za rekonstrukciju slike. Broj elemenata slike odnosno rezolucija može biti 128×128 , 256×256 , 512×512 kod četverokutne slike. Tako je npr. za uskladištenje 20 presjeka odnosno slika potrebno više od 10 MB memorije. Za pohranjivanje 3 000 slika s brojem elemenata slike 256×256 potrebno je 380 MB memorije na disku. Računalski sustav MR uređaja (Magnetom) tvrtke Siemens

upotrebljava kao glavno računalo VAX-11/730 s 32-bitnom arhitekturom i memorijskim kapacitetom od 2 GB, koji omogućuje uskladištenje velikoga broja slika. Također posjeduje ekstremno brz procesor za sliku BSP-11/MR. Tvrtka Philips s matričnim (array) procesorom sa 64 MB unutrašnje memorije može rekonstruirati sliku s 256x256 elemenata za samo 1,25 s. Na optičkom 12-inčnom disku može pohraniti 20 000 slika s rezolucijom 256x256, a s 5 inčnim optičkim diskom sa 600 MB tvrtka Shimadzu može pohraniti 4 400 slika s rezolucijom od 256x256 elemenata. Optički disk od 5 inča često i s mogućnošću brisanja najviše se upotrebljava.

14.4.4. Prednosti i nedostaci MR prikaza

Velika prednost MR u usporedbi s kompjuteriziranom tomografijom (CT) jest u mogućnosti dobivanja velikog kontrasta između različitih "mekih" tvari u organizmu. To se posebno postiže zahvaljujući razlikama u vremenima T_1 i T_2 . Tako se mogu postići kontrasti koji se razlikuju do 150%, dok se s rentgenskom tehnikom dobivaju razlike od samo nekoliko procenata.

MR omogućuje promatranje presjeka u sve tri ravnine: frontalnoj, transverzalnoj i sagitalnoj, dok je kod CT tehnike najpogodniji transverzalni presjek. Također, MR omogućuje prikaze koji nisu mogući nijednom drugom tehnikom. Tako MR omogućuje prikaz aktivnosti mozga bez radionuklida i kontrastnih tvari. Zahvaljujući bržim tehnikama i tehnologiji (matrični procesori) danas se mogu snimati dvodimenzijske slike s promjenljivim djelovima za samo 100 ms, što omogućuje praćenje promjena u krvnom volumenu, protoku i procesima oksidacije u mozgu. MR omogućuje danas i neka promatranja mozga koja je prije omogućavala samo pozitronska emisijska tomografija (PET). PET ipak dominira na promatranju metaboličkih aktivnosti mozga. Kao prednosti MR može se spomenuti da:

- nema ionizacijskog zračenja,
- nema mehaničkih pokretnih dijelova potrebnih za dobivanje slike,
- može se snimati više presjeka istodobno i omogućuje relativno jednostavno dobivanje trodimenzijskog prikaza.

Kao nedostaci MR mogu navesti: slaba osjetljivost, koja se ne može povećati pojačanjem izvora kao kod rentgenske tehnike, dugo vrijeme snimanja (do 20 min), nešto lošija rezolucija slike nego kod CT-a. Osim toga, uređaji MR vrlo su skupi, tj. približno četiri puta skuplji od CT uređaja.

Jedan uređaj MR stoji danas oko 2 milijuna US dolara, a s instaliranjem i do 3 milijuna dolara, dok CT stoji oko pola milijuna US dolara.

14.4.5. Biološki učinci

Iako pregledi uređajima MR ne pokazuju neke učinke nepovoljne za ljudsko zdravlje, ipak se može konstatirati da se zbog primjene visokofrekvencijskih impulsa povećava temperatura tijela za 0.3 °C. Statičko magnetsko polje ne izaziva pri kraćoj uporabi neke vidljive efekte, pogotovo ne do jakosti magnetske indukcije od 1.5 T. Ipak, magnetsko polje od 4T može prouzročiti vrtoglavicu, svjetlosne efekte pri pomicanju očiju i metalni okus u ustima. Neki autori spominju opadanje sposobnosti raspoznavanja, usporeno zacjeljivanje rana i povećanje triglicerida u krvi u jakim magnetskim poljima.

Velika brzina preklapanja gradijenta inducira ^{električne} struje u organizmu koje mogu dovesti do ventrikularne fibrilacije. Zato se ne preporučuje da promjene magnetskog polja pri preklapanju budu veće od 3T/s.

Literatura

- 14.1. R.A.Robb: Three-Dimensional Biomedical Imaging. Vol.2. CRC Press. Inc. Boca Raton. Florida. 1985. Chapt. 4: Fundamentals of NMR Imaging.
- 14.2. R.Sauter, M.Schneider, K.Wicklow, H.Kolem: Current status of clinically relevant techniques in magnetic resonance spectroscopy. Electro-medical Siemens. Volume 60. 2/1992.
- 14.3. K.Roth: NMR - Tomography and - Spectroscopy in Medicine. Springer - Verlag. Berlin, New York, Tokyo 1984.
- 14.4. I.Supek: Teorijska fizika i struktura materije. I. dio. IV. izdanje. Školska knjiga.

- Zagreb. 1974. Poglavlje 5.1. str. 276.
- 14.5. R.Freeman: A Handbook of Nuclear Magnetic Resonance. Longman Scientific & Technical. Longman Group UK Ltd. Essex, 1988.
 - 14.6. R.S.Khandpur: Handbook of Medical Instrumentation. Tata. McGraw Hill. Publishing Co. Ltd. New Delhi, 1987.
 - 14.7. G.T.Herman: Image Reconstruction from Projections. The Fundamentals of Computerized Tomography. Academic Press. New York, London, 1980.
 - 14.8. Ch.E.Swenberg, J.J.Conklin: Imaging Techniques in Biology and Medicine. Academic Press Inc. San Diego, New York, 1988.
 - 14.9. S.Webb (editor): The Physics of Medical Imaging. Institut of Physics Publishing Ltd. Bristol Philadelphia, 1988. Capter 8.
 - 14.10. R.R.Ernest, G.Bodenhausen, A.Wokaun: Principles of Nuclear Magnetic Resonance in One and Two Dimensions. Clarendon Press. Oxford, 1987.
 - 14.11. L.E.Crooks: An Introduction to Magnetic Resonance Imaging. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine. Sept. 1985.
 - 14.12. S.J.Riederer: Recent Advances in Magnetic Resonance Imaging. Proc. of the IEEE Vol. 76. No.9. Sept. 1988.
 - 14.13. L.Kaufman and L.E.Crooks: Realistic Expectations for the Near Term Development of Clinical NMR Imaging. IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol. MI-2 No.2. June, 1983.
 - 14.14. Prospektni materijal: Diasonics - Sonotron, S. Francisco, Ca. USA; Siemens A. G., Erlangen, Germany; Philips, Netherlands; Instrumentarium, Helsinki, Finland.

15. TERMOGRAFIJA

15.1. Primjena termografije u medicini

U prirodi mogu biti različiti objekti na različitim temperaturama. Mjerenje tih temperatura u prostoru i njihov dvodimenzionalni prikaz omogućuje termografija. Kako su pojedini dijelovi tijela i normalno na različitim temperaturama, a katkada zbog nekih patoloških promjena u organizmu, tako se dvodimenzionalni prikaz temperatura na pojedinim površinama tijela primjenjuje u medicinskoj dijagnostici nekih bolesti.

Najčešće se medicinska termografija primjenjuje u dijagnostici raka dojke. Razlog tome je povišena temperatura kancerogenog tkiva zbog njegova povećanog metabolizma u usporedbi s okolnim tkivom koje nije zahvaćeno rakom. Ta povećana temperatura unutrašnjeg tkiva dojke prenosi se i na njezinu površinu, pa je temperatura kože na tim mjestima na većoj temperaturi od okolnog tkiva. Već asimetričnost u termogramu lijeve i desne dojke može ukazati na predispoziciju za takvo oboljenje.

Termografijom se nadalje mogu utvrditi i neki upalni procesi, npr. upala zglobova i reumatični artritis. Kod tih bolesti može se na temelju promjene termografske slike procijeniti napredovanje ili zaustavljanje razvoja oboljenja zglobova. Ovim postupkom mogu se utvrditi i nastale okluzije duboko smještene tibijalne i femoralne vene, što je popraćeno također promjenom temperature.

Prema tome, termografija se korisno upotrebljava gdje je god nastao poremećaj periferne cirkulacije krvi koje su popraćene promjenom temperature prema okolišnom tkivu.

15.2. Fizikalni temelji

Svako tijelo u prirodi zrači i apsorbira određenu toplinsku energiju u ovisnosti o temperaturi T na kojoj se nalazi. Izračena energija predstavlja elektromagnetski val određene valne duljine λ . Izračena toplinska energija s obzirom na temperaturu tijela najvećim dijelom

pripada području infracrvenog zračenja valne duljine $0,77 \mu\text{m}$. Ovisnost izračene energije ili točnije spektralne gustoće zračenja u ovisnosti o valnoj duljini λ i apsolutnoj temperaturi **crnog** tijela T koje zrači izrazio je vrlo točno njemački fizičar Max Planck (1900) izrazom

$$E(\lambda, T) = \frac{2\pi^5 hc^2}{15 \lambda^5} \left(e^{\frac{hc}{kT\lambda}} - 1 \right)^{-1}, \quad (15.1)$$

gdje je c brzina svjetlosti, k Boltzmanova konstanta ($k = 1.38 \cdot 10^{-23} \text{ JK}^{-1}$), i h Planckova konstanta ($h = 6,626 \cdot 10^{-34} \text{ J} \cdot \text{s}$), a E spektralna gustoća zračenja za jediničnu valnu duljinu $\lambda = 1 \mu\text{m}$. Grafički prikaz tog izraza (15.1) dan je na sl. 15.1, gdje je vidljivo kako spektralna gustoća raste s temperaturom T i za svaku temperaturu T ima određeni maksimum zračenja pri nekoj valnoj duljini. Gdje se nalazi taj maksimum, može se odrediti poznatim postupkom deriviranjem E po valnoj duljini i izjednačavanjem te derivacije s nulom $dE/d\lambda = 0$. Na taj način pokazao je Wien da je maksimum izračene energije dan izrazom

$$\lambda_m = \frac{2897}{T}, \quad (15.2)$$

gdje je maksimalna gustoća zračenja postignuta pri valnoj duljini λ_m izraženoj u μm uz apsolutnu temperaturu T izraženu u kelvinima. Tako npr. taj maksimum pri zračenju topline ljudskog tijela koje je na temperaturi $T = 37^\circ\text{C}$ (310 K) odgovara valnoj duljini $\lambda_m = 9,35 \mu\text{m}$. To se zračenje nalazi u području daljega infracrvenog zračenja jer se blisko infracrveno zračenje nalazi u području od $0,77 \mu\text{m}$ do $1,5 \mu\text{m}$, srednje od $1,5 \mu\text{m}$ do $6 \mu\text{m}$, a dalje infracrveno zračenje u području od $6 \mu\text{m}$ do $100 \mu\text{m}$.

S praktičkog gledišta detekcije infracrvenog zračenja važne su za ukupni intenzitet infracrvenog zračenja I koje predstavlja energiju zračenja izračenog u sekundi iz crnog tijela površine 1m^2 . Taj se ukupni intenzitet zračenja I dobiva integriranjem izraza (15.1) po valnoj duljini λ u granicama od 0 do ∞ , što su načinili fizičari Jožef Stefan i Ludwig Boltzmann neovisno jedan od drugoga i dobili tzv. Stefan-Boltzmannov zakon

$$I = \int_0^{\infty} E(\lambda, T) d\lambda = \frac{2\pi^5 k^4}{15 h^3 c^3} T^4 = \sigma \cdot T^4. \quad (15.3)$$

Ovdje je $\sigma = 6,67 \cdot 10^{-8} \text{ W m}^{-2} \text{ K}^{-4}$ Stefan-Boltzmannova konstanta, a intenzitet

zračenja izražen je u W. Ako crno tijelo površine S u m² zrači toplinu, onda izraz (15.3) poprima oblik

$$I_{uk} = \sigma T^4 S. \quad (15.4)$$

Iz toga proizlazi da intenzitet zračenja jako ovisi o temperaturi, odnosno da su već male razlike u temperaturi ΔT vrlo izražene jer se može s temperaturom na treću potenciju T^3 i to više što je apsolutna temperatura T veća. Danas se mogu mjeriti razlike u temperaturi ΔT od samo 0.1 °C. U termografiji u medicini dovoljno je razlikovati temperaturu od 0,2 °C do 0,5 °C. Na tijelu su razlike u temperaturi u promatranom području obično od 0,5 do 1,5 °C. Do toga dolazimo deriviranjem izraza (15.4) i dopuštajući veće razlike ΔT i ΔI_{uk} može se napisati da je

$$\Delta I_{uk} = 4 \sigma S T^3 \Delta T. \quad (15.5)$$

Kako u prirodi nemamo idealno crno tijelo, nego neko "sivo", između crnoga i bijeloga, može se reći da je kvocijent toka izračene energije E_{es} sivog tijela prema toku izračene energije crnog tijela E_{ecr} određen koeficijentom emisije ε pa je

$$\varepsilon = \frac{E_{es}}{E_{ecr}} \quad (15.6)$$

Množenjem s tim koeficijentom emisije ε izraz (15.5) dobivamo izračenu energiju infracrvenog zračenja za bilo koje tijelo između graničnih vrijednosti zračenja: crnog s $\varepsilon = 1$ i bijelog tijela s $\varepsilon = 0$. Još se može reći da je koeficijent emisije ε isti za apsorbiranu i izračenu energiju. Dio izračene energije dobiva se ne samo vlastitim zračenjem tijela, nego i refleksijom dijela upadne energije E_o koja nije apsorbirana. Ako se koeficijent apsorbirane energije E_A obilježi s A, a reflektirana s R od upadne energije E_o , onda je apsorbirana energija $E_A = E_o \cdot A$, a reflektirana $E_R = R \cdot E_o$. Isto tako može se napisati da je

$$E_R = E_o (1 - A), \quad (15.7)$$

jer je $A + R = 1$, zbog održanja energije.

15.3. Termografi

Termografi su uređaji koji omogućuju dvodimenzijski prikaz promatranog objekta prema temperaturama pojedinih ploha. Kako su te temperature relativno niske prema izrazu (15.2) valna duljina maksimalnog zračenja je $\lambda_{\max} = 10\mu\text{m}$ i pripada području daljeg infracrvenog zračenja, pa je za oko potpuno nevidljiva. Vidljivost se ostvaruje pretvornikom infracrvenog zračenja u napon koji nakon pojačanja modulira mlaz elektrona koji dolaze na zastor katodne cijevi i time ostvaruje različite svjetline pojedinih elemenata slike na zastoru katodne cijevi.

15.3.1. Termografi s mehanooptičkim skeniranjem

Da se omogući termografski prikaz područja otkuda dolazi infracrveno zračenje, treba razložiti na elemente slike tzv. **skeniranjem**. Postupak inače uobičajen kod televizijskih kamera omogućuje uzimanje pojedinih elemenata slike duž jedne horizontalne linije, a zatim duž druge horizontalne linije spuštene za debljinu linije niže. Taj proces, tzv. raster, odvija se sve dok se horizontalnim linijama ne prijeđe cijelo analizirajuće polje, kako je to pokazano na sl. 15.2.a. To se ostvaruje pomoću optičkog sustava najčešće osmerokutnih prizmi koje rotiraju različitim brzinama. Tako prva prizma koja rotira oko horizontalne osovine, vrši pomak linija u vertikalnom smjeru, odnosno spušta horizontalnu liniju ispod prethodne, a druga osmerokutna prizma, s vertikalnom osovinom, koja se vrti znatno brže, odabire elemente slike slijeva nadesno u horizontalnom smislu. Kako se to postiže rotirajućom osmerokutnom prizmom s vertikalnom osovinom prikazano je na sl. 15.3. Horizontalni ili vertikalni otklon postiže se rotacijom za osminu okretaja na osmerokutnoj prizmi. To je pokazano za dva krajnja položaja i središnji. U horizontalnom smislu zraka a se nalazi u krajnjem desnom položaju, zraka b središnjem, a zraka c u krajnjem lijevom položaju. Odavle je vidljivo kako se okretanjem prizme pomiće horizontalno promatrana zraka od a prema b do c na koji način se kroz otvor 0 dovode sve zrake duž horizontalne linije od a do c, tj. od početka do kraja horizontalne linije. Na taj način skenirana je jedna horizontalna linija. Znatno sporijim pomakom prizme za vertikalni otklon s horizontalnom rotirajućom osovinom spušta se otipkavanje sljedeće horizontalne linije za debljinu jedne linije. Svakako,

jednim okretajem horizontalne osmerokutne prizme dobiva se osam horizontalnih linija. Ako želimo dobiti 100 horizontalnih linija, onda se tijekom tog vremena mora okrenuti vertikalna prizma za jednu osminu okretaja. Nadalje, ako želimo imati 16 kadrova (potpunih slika) u sekundi, mora se okretati vertikalna osovina s 2 okretaja u sekundi, a horizontalna 100 puta brže, što znači s 200 okretaja u sekundi, dajući pri tome 1 600 horizontalnih linija u sekundi. Radi bolje propustljivosti infracrvenog zračenja rotirajuće osmerokutne prizme izvode se od kristala germanija i, rjeđe, od kristala kuhinjske soli.

Taj način skeniranja nije jedini. Skeniranje se može ostvariti kombinacijom i s jednim klatećim zrcalom za vertikalni otklon i rotirajućom osmerokutnom prizmom za horizontalni otklon kako je pokazano na sl. 15.4.b. I ovdje, kao i u prethodnom slučaju, za dobivanje 16 kadrova u sekundi zrcalo se mora klatiti 16 puta u sekundi, a osmerokutna prizma za horizontalni otklon mora se okretati s 200 okretaja u sekundi. Na sl. 15.4.a cijeli skenirajući sustav izveden je s klatećim zrcalima i za horizontalni i za vertikalni otklon. Odnos broja klatenja zrcala u sekundi isti je kao i u prethodnom slučaju za isti broj kadrova u sekundi i broj horizontalnih linija.

Kod mehaničko-optičkih uređaja za skeniranje najveći broj horizontalnih linija je 140, a broj slika u sekundi odnosno kadrova nije veći od 25. Broj kadrova manji od 16 u sekundi izaziva treperenje slike i nije pogodan za promatranje pomičnih slika.

Na sl. 15.4.b prikazan je termograf s klatećim zrcalom za dobivanje vertikalnog i rotirajućom osmerokutnom prizmom za dobivanje horizontalnog otklona. Slika izvanjskog prostora baca se udubljenim zrcalom na klateće zrcalo, a zatim na osmerokutnu prizmu, odakle rastavljena na elemente ide na germanijeve leće.

Prolaskom snopa kroz otvor nalaze se još dvije leće koje usnopljuju zraku infracrvenog zračenja na detektor infracrvenog zračenja. Kod nekih se izvedaba zraka prekida nakon svake horizontalne linije.

Da bi se dobio prikaz područja infracrvenog zračenja na zastoru katodne cijevi, potrebno je ostvariti potpun sinkronizam između pokretanja horizontalne i vertikalne prizme

i snopa elektrona koji skeniraju zastor katodne cijevi. To se postiže s pomoću digitalnih pretvornika položaja, tzv. enkoderskih diskova, koji odašilju podatke o položaju osovine u digitalnom obliku, a zatim se opet pretvaraju u analognu vrijednost digitalno-analognom pretvorbom. Ti otklonski naponi pojačavaju se i privode horizontalnim pločicama katodne cijevi. Veličina zastora katodne cijevi obično nije velika i iznosi najčešće 13 cm u dijagonali. Ima izvedaba kod kojih se kod svakog početka horizontalne linije daje jedan impuls za horizontalni otklon zrake ostvaren pilastim naponom na horizontalnim pločicama katodne cijevi, a isto tako jedan impuls za jedan kompletni kadar u vertikalnom smislu. Horizontalni impulsi obično su pozitivni, a vertikalni negativni. Ti se impulsi dobivaju prekidanjem snopa infracrvenog zračenja 8 puta kod osmerokutne prizme ili pri svakom klacanju zrcala. To je prikazano na sl. 15.5, gdje se prekidanje snopa infracrvenog zračenja detektira diodom D_1 , pojačava i privodi komparatoru, koji određuje početni brid sinkronizirajućeg impulsa i time razmak među sinkronizacijskim impulsima, a monostabil MM njihovo trajanje. Pri tome, period pilastog napona na horizontalnim pločicama katodne cijevi traje točno toliko koliko i $1/8$ okretaja prizme za horizontalni otklon zrake, odnosno vrijeme trajanja pilastog napona dovedenog na vertikalne pločice toliko je koliko i osmina okretaja prizme za vertikalni otklon. Drugim riječima, frekvencija pilastog napona na horizontalnim pločicama je $1\ 600 \times 8 = 12\ 800$ Hz, a na vertikalnim $16 \times 8 = 128$ Hz.

Intenzitet zrake infracrvenog zračenja ovisi o emitiranoj energiji iz elementa izvora koji se tog trenutka skenira, tako da se za vrijeme skeniranja neprekidno mijenja intenzitet zračenja. Zračenje svakoga pojedinog elementa dolazi na **detektor zračenja** koji promjene intenziteta infracrvenog zračenja pretvara u napon, koji se dalje pojačava prvo pretpojačalom, a zatim pojačalom dok ne dosegne dovoljnu vrijednost da može upravljati Wehneltovim cilindrom katodne cijevi. Na taj način mlaz elektrona koji dolazi na zastor katodne cijevi moduliran je u skladu s intenzitetom infracrvenog zračenja i veći intenzitet zračenja daje svjetliju točku na zastoru katodne cijevi. Mlaz elektrona na zastoru katodne cijevi otklanja se sinkrono s pokretanjem oktogonálnih rotirajućih prizmi za horizontalni i vertikalni otklon, tako da svakom elementu u skeniranom polju odgovarajućeg intenziteta zračenja odgovara intenzitet svjetla na zastoru katodne cijevi. Frekvencija tih svjetlosnih promjena odgovara kvaliteti rastera, odnosno broju horizontalnih linija i kadrova u sekundi. Uzmimo da je broj horizontalnih linija 100 i da svaka horizontalna linija u slučaju slike kvadratnog oblika ima

isti broj slikovnih elemenata koji mogu poprimiti različiti intenzitet onda po kadru imamo 100×100 svjetlosnih promjena. Ako je broj kadrova u sekundi 16, onda proizlazi da je frekvencija prenesenog signala najmanje $100 \times 100 \times 16 = 160\,000$ Hz. Za tako brze promjene, ne uzimajući u obzir više harmoničke članove, potrebni su i brzi detektori infracrvenog zračenja.

15.3.2. Detektori infracrvenog zračenja

Kao detektori infracrvenog zračenja u termografiji upotrebljavaju se **fotootpori** i **fotodiode**. Fotootpori mijenjaju svoj otpor zbog promjene količine slobodnih elektrona u vodljivoj zoni pod utjecajem fotona infracrvenog zračenja. Kod fotodioda opet se mijenja količina slobodnih elektrona i šupljina u osiromašenom području naboja kod zaporno polarizirane diode. To je tzv. strujni režim fotodiode, a naponski je režim ostvaren kada fotodioda nije priključena ni na kakav napon, nego daje svoj napon zbog djelovanja infracrvenog zračenja. Na sl. 15.6. prikazan je jedan i drugi režim. Osjetljivost fotootpora bolja je od osjetljivosti fotodioda, dok su fotodiode brže (imaju manju vremensku konstantu) od fotootpora za cijeli red veličine. Vremenska konstanta fotodioda nešto je manja od 10^{-6} s, a fotootpora približno 10^{-5} s. Među fotootpore s najvećom osjetljivošću ubraja se olovo-sulfid, PbS, i olovo-selenid, PbSe, iako se oni ne upotrebljavaju u medicini, jer je njihova maksimalna osjetljivost u području valnih duljina bliskoga infracrvenog zračenja, tj. za PbS od 1,3 do 3 μm , a PbSe od 3 do 5 μm . Za medicinske primjene potrebno je pokriti područje od 5 do 20 μm , pa se zato u medicini najviše upotrebljava **indij-antimonid, InSb**, koji ima maksimalnu osjetljivost u području valnih duljina od 2 μm do 6 μm , ali ima i nešto širu frekvencijsku karakteristiku. Radi postizanja što boljeg odnosa signal-šum, indij-antimonid se hladi u tekućem dušiku na 77 K. Može se primijeniti kao fotootpornik ili kao fotodioda. Kao fotootpornik ima vremensku konstantu 10 μs , a kao fotodioda vremenska konstanta je manja od 1 μs .

Drugi detektor infracrvenog zračenja koji se upotrebljava je **kadmij-živa-telurid, CdHgTe (CMT)**, koji ima šire valno područje, i to od 8 μm do 14 μm , ali i za red veličine manju osjetljivost od indij-antimonida, InSb. S ovim područjem valnih duljina CdHgTe najbolje je prilagođen potrebama medicine. Može se upotrebljavati kao fotodioda ili kao

fotootpornik. Kao fotodioda ima najkraću vremensku konstantu, koja iznosi samo 3 ns (u naponskom modu od 10 do 20 ns), a kao fotootporniku vremenska mu je konstanta 1 μ s, koju vrijednost indij-antimon ima u izvedbi kao fotodioda. Za postizavanje dobrog odnosa signal-šum CdHeTe se također hladi u dušiku na temperaturi 77 K. Da se dušik ne bi prebrzo ispario, nalazi se u Dewarovoj posudi načinjenoj od dvostrukih stijenki između kojih je vakuum da bi se spriječio odvod topline. Te posude treba povremeno mijenjati, a upotrebljavaju se u svim detektorima radi mogućnosti postizavanja veće osjetljivosti.

Fotodioda olovo-antimon-telurid, $PbSbTe$, s vremenskom konstantom 50 ns, ima nešto lošije karakteristike od fotodiode kadmij-živa-telurida, $CdHgTe$, ali se jednostavnije proizvodi.

15.3.3. Termografi s piroelektričnim vidikonom

Za razliku od dosad opisanog sustava za razlaganje slike s rotirajućim prizmama ili klatačim zrcalima, piroelektrična vidikon kamera omogućuje razlaganje slike bez pokretnih dijelova i bez hlađenja tekućim dušikom. Piroelektrična vidikon kamera namijenjena promatranju infracrvene slike razlikuje se od vidikon kamere za promatranje vidljive slike u ^{analizatorskoj} **signalnoj ploči**, koja mjesto fotovodljive ploče upotrebljava ploču od piroelektričnog materijala. Ispod piroelektrične ploče nalazi se metalizirana ploča koja služi za odvođenje naboja preko otpora R_c , prema slici 15.7.a. Piroelektrični materijal posjeduje svojstvo da se na njegovoj površini pojavljuje naboj q kao funkcija temperature na tom mjestu, prema zakonu

$$q = \Omega \cdot S \cdot \Delta T, \tag{15.8}$$

gdje je Ω piroelektrični koeficijent, S je površina koja je ozračena infracrvenim zračenjem, a ΔT je razlika temperature između pojedinih dijelova promatranog objekta (sl.15.7). Ovaj efekt sličan je piezoelektričkom, s tom razlikom da pojavu naboja uzrokuje promjena temperature a ne sila. Kao piroelektrični materijal upotrebljava se najviše triglicin-sulfat, TGS, koji ima najveću osjetljivost u području valnih duljina od 8 do 14 μ m, a koje zrači ljudsko tijelo. Piroelektrična svojstva imaju još i polivinil fluorid, litijev titanat i barijev

titanat. Piroelektrični materijali pokazuju još u manjoj mjeri i piezoelektrična svojstva. Triglicin-sulfat se ne mora posebno hladiti, što mu daje prednost pred fotootpornikom ili fotodiodom, ali se ne smije ni zagrijati na temperaturu veću od njegove Curieve točke na 45 °C, kada gubi svoja svojstva.

Piroelektrični pretvornik, isto kao i piezoelektrični, ne može i zadržati stvoreni naboj neko dulje vrijeme zbog nesavršenosti izolacije, koja se može predstaviti paralelno priključenim otporom R_c elektrodama piroelektričnog pretvornika. Istovremeno, gubitkom naboja pada i napon na tome elementu piroelektrika prema izrazu $u = q/C_e$. Budući da u termovizijskom signalu postoji i značajna istosmjerna komponenta, to se ona na ovakvom pretvorniku ne može održati, nego se neprekidno smanjuje izbijanjem kapacitivnog elementa piroelektričnog materijala, pa prema tome piroelektrični pretvornik ne može davati istosmjernu komponentu signala. To je pokazano na sl. 15.7.a. Kod signalne ploče od piroelektričnog materijala postoji samo donja, prozirna zajednička elektroda za sve elemente ploče, dok se naboj stvoren na gornjoj strani bez elektrode zadržava na tom mjestu do dolaska elektronskog snopa koji omogućuje pražnjenje nastalog naboja kroz otpor R_c . Zbog nemogućnosti zadržavanja naboja on se smanjuje kao i napon na elementarnom kapacitetu C_e , što uzrokuje brzi pad konstantne vrijednosti napona signala prema sl. 15.7.b. To dovodi do brzog smanjenja intenziteta i potamnjenja zastora katodne cijevi. Na sl. 15.7.b vidljivo je da je promjenljivi dio signala što potječe od različite emisije infracrvenog izvora malen u usporedbi s konstantnom komponentom signala. Da se to izbjegne, potrebno je dolazeće infracrveno zračenje s objekta prekidati i tako neprekidno obnavljati naboj. Na taj se način istosmjerna komponenta napona pretvara u izmjeničnu. Frekvencija ovog prekidanja mora biti iznad vrijednosti koja uzrokuje još treperenje slike (obično je veća od 50 Hz.).

Prekidanje se izvodi rotirajućim diskom s izrezima za prolaz infracrvenog zračenja s promatranog objekta. Istodobno se prekida i zraka infracrvenog zračenja između fotoemitera i fotodiode, stvarajući impulse struje kroz zaporno polariziranu fotodiodu. Ti se impulsi nakon pojačanja pojačalom i oblikovanja u pravokutni oblik komparatorom dovode faznoosjetljivom demodulatoru, koji se nalazi u traktu pojačanja signala infracrvenog zračenja s objekta. Prije dovođenja tog signala na elektrodu za svjetlosno upravljanje (Wehneltov cilindar) katodne cijevi, provodi se smanjenje konstantne komponente sklopom za ugađanje

razine. Taj sklop ostavlja samo promjenljivu komponentu zračenja uz malu konstantnu komponentu. Dovođenje velike konstantne komponente za Wehneltov cilindar katodne cijevi znatno bi umanjio kontrast dobivene slike, jer je kontrast predstavljen izmjeničnom komponentom signala.

Analizirana slika projicira se na ^{analizatorsku} ~~signalnu~~ ploču od piroelektričnog materijala, na kojoj se formira različiti naboj na pojedinim mjestima u skladu s intenzitetom infracrvenog ozračenja ploče, prema sl. 15.7.a. Elektroni emitirani iz katode katodne cijevi nakon fokusiranja i ubrzanja u elektronskom topu otklanjaju se otklonskim zavojnicama preko piroelektrične ploče u horizontalnim linijama stvarajući raster. Zajednička elektroda na ovoj ploči preko otpornika R_c odvodi naboje. Što je veća količina naboja na mjestu gdje dolazi mlaz elektrona, to će se stvoriti veća struja, odnosno veći pad napona na otporu R_c . Prolaskom elektronskog mlaza preko piroelektrične ploče mijenja se struja kroz otpor, odnosno mijenja se napon na otporu već prema intenzitetu infracrvenog svjetla na tom mjestu. Kako se ovaj napon skeniranjem mlaza elektrona neprekidno mijenja može se odvesti preko kondenzatora dalje. Takva cijev prikazana je na sl. 15.7.c. Elektroni izlaze iz užarene katode i ubrzavaju se u elektronskom topu. U prostoru između rešetke u blizini ^{analizatorske} ~~signalne~~ ploče i anode elektroni se ne ubrzavaju, jer je rešetka na potencijalu posljednje anode elektronskog topa. U tom prostoru otklanjaju mlaz elektrona horizontalne i vertikalne otklonske zavojnice u horizontalnom i vertikalnom smjeru stvarajući raster. Izvana se nalazi još zavojnica za fokusiranje mlaza elektrona. Struja koja teče kroz otpornik R_c reda veličine je 1 nA. Otpor R_c je oko $3M\Omega$ kako bi se dobio veći napon zbog slabih struja koje kroz njega teku. Nakon toga slijedi elektrometarsko pretpojačalo, pa zatim širokopojasno pojačalo sa širinom pojasa od približno 2 MHz. Nakon demodulacije i određivanja istosmjerne razine, kako je već rečeno i na sl. 15.7.a prikazano, dovodi se signal na Wehneltov cilindar za svjetlosno upravljanje snopom elektrona. Najveća rezolucija koja se u ovom slučaju može postići jest od 0.5 do 1 °C, jer temperaturnoj razlici od 1 °C odgovara struja od 1 nA.

Na kraju se može ustvrditi da je termograf s piroelektričnim vidikonom jednostavniji i jeftiniji bez hlađenja s Dewarovom posudom i bez pokretnih mehaničkih dijelova. S druge strane, nedostaci su mu manja osjetljivost, manja dinamika (oko 25 db) i nužnost prekidanja snopa infracrvenog zračenja rotirajućom perforiranom pločom zbog mogućnosti prenošenja

istosmjerne (konstantne) komponente.

Kod termografa postoje i mogućnosti digitaliziranja slike, na temelju čega se može provesti obrada slike. Tako postoje i programska podrška kao što je npr. CAMAT (Computer Analysis of Mammary Thermograms), koji omogućuje analizu dobivene slike prsiju u smislu izračunavanja srednje temperature, standardne devijacije s više termograma, težinske odnose s obzirom na geometriju slike, zatim perimetre za sedam izoterma, površine i faktore oblika pojedinih izoterma, simetriju i odnose između maksimalnih i minimalnih temperaturnih razina za lijevu i desnu stranu prsa.

15.3.4. Termografi s nabojski vezanom analizatorskom pločom

Osim piroelektrične analizatorske ploče, u uporabi su i **nabojski vezene ploče (CCD ploče)** kod kojih se stvaraju potencijalna udubljenja u ploči n-dopiranog silicija ispod malih metaliziranih elektroda pravokutnog oblika na negativnom potencijalu koji predstavljaju elemente slike, kako je to prikazano na sl. 15.8. To je jedna MOS-struktura (metal-oksid-poluvodič). Duljina stranice elementa slike može biti od 0.1 do 0.2 mm, a broj im je po pravcu veći od nekoliko stotina. Ova mnogoelementna analizatorska ploča ima n horizontalnih i m vertikalnih kvadratića, tako da im je ukupan broj $n \times m$. Ukoliko je $n = m$ to broj kvadratića može biti 128×128 ili 256×256 . Ovdje treba napomenuti da se potencijalno udubljenje stvara nakon svakoga drugoga ili trećega elementa, već prema tome da li je upravljanje provedeno dvofazno ili trofazno. Ispod gornje metalizirane elektrode koja je na negativnom potencijalu u nastalom potencijalnom udubljenju stvara se pozitivna količina naboja razmjerna intenzitetu infracrvenog zračenja. Potencijalno udubljenje stvara se na mjestima najvećeg negativnog napona (U_2) gdje se u slučaju poluvodiča n-tipa elektroni potiskuju ispod elektrode na negativnom naponu U_2 . Fotoni infracrvenog zračenja stvaraju parove pozitivnih i negativnih naboja. Negativni naboji istiskuju se iz potencijalnog udubljenja, a pozitivni naboji ostaju u njemu i razmjerni su intenzitetu infracrvenog zračenja na tom mjestu. Broj potencijalnih udubljenja odgovara broju slikovnih elemenata pa je prema tome duž vertikalnog stupca iskorištena samo jedna od tri elektrode na analizatorskoj ploči kod trofaznog upravljanja. Da bi se dobili podaci o količini naboja u svakom potencijalnom udubljenju, oni se prazne prebacivanjem naboja iz jednog potencijalnog udubljenja u susjedno

Literatura

- 15.1. G.Gaussorgues: La Thermographie Infrarouge. Principes-Technologie-Applications. Deuxieme edition. Technique et Documentation Lavoisier. Paris, 1984.
- 15.2. S.Webb (editor): The Physics of Medical Imaging. Institut of Physics. Publishing Ltd. Bristol and Philadelphia. 1988. Chapter 9.
- 15.3. R.S.Khandpur: Handbook of Medical Instrumentation. Tata. McGraw Hill Publishing Co. Ltd. New Delhi, 1987.
- 15.4. J.G.Webster (editor): Medical instrumentation. Application and design. Houghton Mifflin Co. Boston, 1978.

KAZALO

Acetilkolin, 10
ADELIN-mreža, 42
 aferentni put, 25
 akcijski potencijal, 4,5
 akomodacija osjetila, 14
 aktinske niti, 20
 akustička impedancija, 249
 algebarske rekonstrukcije, 311
 amakrine stanice, 18
 amplitudni diskriminator, 327
 analizatorska ploča, 369
 angiografija, 292, 296
 angiokardiografija, 299
 anihilacija, 320
 antiparalelna orijentacija, 334, 338
 arbitrarna nula, 72
 asocijativni elementi, 39
 atrioventrikulski čvor (AV), 46
 autokorelacijske funkcije, 119
 averaging 115
 AV-čvor, 46
 A-prikaz, 258

Bioelektrički potencijal, 2
 bioelektrična impedancija, 139
 biogalvanski članak, 216
 bipolarne stanice, 18
 bipolarni odvodi, 59
 bradikardija, 57
 B-prikaz, 264-267

CCD, 372
 CT-broj, 304
 CT-uređaj, 304

Defibrilator, 225-231
 depolarizacija stanice, 5,54
 detektori IC zračenja, 368
 digitalizirani uređaji, 98,109
 digitalna radiografija, 297
 supraktivna angiografija, 298
 dijaskopija, 294
 dijastolički tlak, 46, 151, 153
 dipol, 51,55,58,64,66

Dopplerov efekt, 153-156
 dvodimenzijski prikaz, 264-267

Eferentni put, 25

ehoencefalograf, 258-264

ehokardiografija, 271

eho-spin tehnika, 343-345

Einthovenovi odvodi, 54

eksponometar, 294

ekstenzor, 25

ektopički centri, 47

ekvipotencijalne krivulje, 124

- mozga, 129

- srca, 124

električna impedancija, 186

električna impedancijska pletizmografija, 143

električni dvosloj, 74

elektrode

- dubinske, 80

- igličaste, 79

- kalomel, 82

- klorirane, 77

- metalne, 81

- mikro, 81

- neutralne, 107, 111

- plivajuće, 78

- potkožne, 79

- srebro-klorid, 74

- staklene, 82

- usisne, 78

- žičane potkožne, 79

elektroničko fokusiranje, 270

elektrostimulacija, 231

- dišnih organa, 234

- korotidnog sinusa

- mišića, 232-234

- peroneusa, 232

- urogenitalnog sustava, 236

- za osteosintezu, 242

- za rast tkiva, 241

- za san, 239

- za ublažavanje bola, 238

- želučano-crijevnog trakta, 237

- živčanog sustava, 242

elektrostimulator srca, 208

- asinkroni, 209

- ekstrakorporealni, 214, 215

- s odzivom na fizičku aktivnost, 223

- implantirani, 213

evocirani potencijali 115

*

L 29

4

Goldman-Hodgkn-Katz-ova jednađba, 4
Golgijev tetivni organ, 25
gradijentni namotaji, 345
gradijent polja G_x , G_y , G_z
gradijent polja G_x , G_y , G_z , 345
grand mal, 61
gušenje rentgenskog zračenja, 281

Hemodinamika, 156
hiperpolarizacija, 11
Hopfieldov model neurona, 37
horizontalne stanice, 18
Hounsfield, 303, 304

Impulsna pletizmografija, 143
impulsni Dopplerov uređaj, 273
impuls 180° , 341
impuls 90° i 180° , 338
impuls 90° , 339
indij-antimonid, 368
indikator rentgenskog zračenja, 283-284
intenzitetno-vremenska krivulja, 23
intenzivna skrb, 195
isofrekvencijske krivulje
istitranje iz *
- inverzije, 341-343
- zasićenja, 339-341
izazvani potencijali, 115
izometrička kontrakcija, 22
izotonička kontrakcija, 22

Jednodimenzijski prikaz, 258
jednofotonska emisijska tomografija (SPECT), 323-332

Kadmij-živa-telurid, 369
karakteristično rentgensko zračenje, 280-281
kardiotahometar, 202 ← *konstrukcija 288*
koeficijent rentgenskog gušenja μ , 281-283
koeficijent, 249
- refleksije R, 249
- transmisije T, 220
koincidentni sklop (PET), 320
kolimator, 323, 326
kompjuterizirana tomografija (CT), 301-318
komplijancija, 183
kontrastno sredstvo, 292, 296 ← *korrekcione metode 120*
Korotkovljevi šumovi, 150
koža, 69
kratkotrajna memorija, 30

kronaksija, 24
kroskorelacijske funkcije, 122
krvni tlak - mjerenje
- invazivno, 145
- neinvazivno, 150
- arterio-kinetska metoda, 153
- auskultativna metoda, 150
- oscilometrijska metoda, 151

Larmorova frekvencija f_L , 335-336
latencija, 23
litijev članak, 217, 218
logičko-formalni model neurona, 34
lokacijski napon, 330
longitudinalno titranje, 248

MADLINE-mreža, 43

mali mozak, 29

mapping, 124

maseni spektrograf, 189, 192

Max Planckov zakon, 362

McCulloch Pitts, 34

mehanooptičko skeniranje, 364

meko rentgensko zračenje, 282

membrana stanice, 2

memorija, 31

- kratkotrajna, 31

- dugotrajna, 31

memorijske matrice, 374

metoda razrijeđenog sredstva, 167

→ metode rekonstrukcije slike, 345-353

metode rekonstrukcije 309

mijelinizirano vlakno, 9,11

mikroelektrode, 81

miozinske niti, 20

mišići, 20

mjerenje parcijalnog tlaka, 169

- kisika, O_2 , 175-177

- ugljik-dioksida, CO_2 , 173-175

mjerenje protoka, 156

- elektromagnetska metoda, 162-167

- Dopplerova metoda, 160

- metoda prolaznog vremena, 158-160

mjerilo dušika, 191

mjerni kanal, 97

model neurona, 33

monopolarni odvodi, 59

mozak, 28

MRI, 333

M-prikaz, 271

Nabojski vezana ploča (CCD)

nabojski vezana ploča (CCD), 372

naponi

- mišića, 63-64
- mozga, 58-63
- oka, 64
- srca, 53-58

nemijelinizirano vlakno, 9,11

Nernstova jednađba, 3

neuronske mreže, 32

neutralna elektroda, 107,111

nistagmus

- horizontalni, 66
- vertikalni, 66

nitrometar, 191

NMR, 333

nuklearna magnetska rezonancija, 333

nuklearni izvor, 217

nuklearni magnetići, 333

Odvodi napona

- srca, 54
- mozga, 60

oko, 16

oksimetar, 192

optičko pojačalo, 294-295

osjetna mišićna vretena, 25

otpor dišnog puta, 184

otpor uzemljenja, 92

Pacemaker, 208

pamćenje, 30

- dugotrajno, 30
- kratkotrajno, 30

paralelna orijentacija, 334

parcijalne epilepsije, 62

perceptron, 39

petit mal, 62

PET, 319-323

pH-vrijednost, 169

pH-vrijednost, 170-172

piezoelektrički efekt, 253

- materijali, 255

piroelektrički, 369

- efekt, 370
- koeficijent, 370
- materijal, 369, 371
- vidikon, 369

pletizmografija, 142

← *usporediti sudeći ovdje, str. 288-290*

- plućna popustljivost, 185
- plućni kapacitet, 178
 - funkcionalni rezidualni, 178
 - totalni, 178
 - vitalni, 178
- plućni volumen, 178
 - ekspiracijski rezervni, 178
 - respiracijski, 178
 - rezervni, 178
 - rezidualni, 178
- Poissonova jednadžba, 4
- polarizacija elektroda, 88
- polarizacija stanice, 5,52
- poligrafi, 97
- potencijal u mirovanju, 1,2
 - akcijski, 4
 - receptorski, 4
- povećani odvodi, 55
- povratna projekcija, 313
 - divergentna, 316
 - paralelna, 314
- pozitronska emisijska tomografija (PET), 319-323
- prag podražljivosti, 5,41
- prednosti i nedostaci MR, 358
- prekordijalni dovodi, 57
- pretvornici IC zračenja, 368
- pokriveni sloj, 41
- produkt mAs, 291
- produljena moždina, 29
- programabilni elektrostimulator srca, 219-223
- prostorna sumacija, 11
- psihogalvanski refleks 139, 140
- pumpa
 - natrijeva, 6
 - kalijeve, 6
 - kalcijeve, 21

- Radionuklidi, 322, 324** ← Radionuklidna transformacija 314
- raspoznavanje oblika, 38
- rasprostiranje ultrazvuka, 247
- receptorski potencijal, 14
- refleksni luk, 25
- refraktorno
 - apsolutno vrijeme, 5
 - relativno vrijeme, 5
- rekonstrukcija slike, 309-318
 - algebarska metoda, 311
 - metoda zbrajanja, 309
 - povratna projekcija, 313-318

rekonstrukcije slike metodom, 345
 - određivanje faze, 349
 - povratne projekcije, 348
 relaksacija, 23
 REM-faza, 63
 rentgenska cijev, 285
 - Coolidgeova, 286
 - s rotirajućom anodom, 287
 rentgenska kompjuterizirana tomografija, 301-318
 rentgenski detektori, 306
 - plinski, 308
 - poluvodički, 308
 - scintilacijski, 307
 rentgenski film, 294
 rentgenski uređaji, 288
 rentgensko zračenje, 278
 reobaza, 24
 reografija, 142
 repolarizacija stanice, 5,54
 respiracija, 177
 retina, 17
 reverberacijski krug, 30

San, 62

sarkomera, 21
 SA-čvor, 46
 scintigraf, 325
 semilunarni zalisci, 46
 sigmoidna krivulja, 37
 sinapse, 9
 - ekscitacijske, 10
 - inhibicijske, 11
 sink-funkcija, 339
 sinusno-atrijalni čvor (SA), 46
 sistolički tlak, 46, 150, 152
 skener, 325
 slobodno istitravanje (FID)
 slobodno istitravanje (FID), 337
 smetnje od
 - električnog polja, 83
 - magnetskog polja, 88
 - elektromagnetskog polje, 90
 - biološkog izvora, 91
 sonda, 267
 - njišuća, 267
 - rotirajuća, 267
 - statička, 264-267
 - s linearnim nizom pretvornika, 268
 SPECT, 323-332

spektralna analiza, 123
 spektrometar masa 192-194
 spin, 333
 spin-odjek tehnika, 343
 spirometar, 179

- mokri, 179
- suhi, 180
- klinaste izvedbe, 180

 srce, 44
 srčani tonovi, 133
 srčani vektor, 130
 srednji mozak, 29
 stanična membrana, 1
 Stefan-Boltzmannov zakon, 363
 stratum

- corneum, 69
- germanitium, 69
- gramulosum, 69
- lucidum, 69

 suptraktivna angiografija, 298

Tahikardija, 57

telemetrijski uređaj, 198
 telestimulacija, 207
 termografija
 termografija, 361
 termografi, 364
 težinski faktor, 42
 tjelesni pletizmograf, 183
 tomografija, 296
 topografija, 325-332
 transverzalno titranje, 248
 tvrdo rentgensko zračenje, 282

Učenje, 31

ultrazvučni pretvornik, 253

- sonda 257

 uređaji MR, 353

- glavni magnet, 353
- elektronički dio, 355
- računalo, 357

 uređaji za mjerenje bioelektričkih napona, 99
 uređaji, elektro:

- encefalografi (EEG), 105-108
- kardiografi (EKG), 99-105
- miografi (EMG), 108
- nistagmografi (ENG), 109
- retinografi (ERG), 109

 uređaj kompjuterizirane tomografije, 304

usrednjavanje, 115
 uvjetni refleks, 36

Valovi α , β , θ , δ , 60

valvula, 44

- bikuspidna, 44
- trikuspidna, 44

vektorkardiografija, 130

vektor magnetizacije, 334

veliki mozak, 29

ventil, 288

vid, 16

Voltin niz, 72

vremenska sumacija, 11

vrijeme

- inverzije T_1
- očitavanje T_E
- ponavljanja T_R
- slobodnog istitravanja (FID), 337
- spin-rešetka T_1 , 337, 339
- spin-spin T_2 , 337, 339

Weber-Fechnerov zakon, 15

Wienov zakon, 362

Wilsonova elektroda, 107,111

Zakočno rentgensko zračenje, 279-280

Živčana stanica, 2

živin članak, 215

žuta pjega, 17

žičana potkožna elektroda, 79

- acetilkolin, 10
- ADELINE-mreža, 42
- aferentni put, 25
- akcijski potencijal, 4,5
- akomodacija osjetila, 14
- aktinske niti, 20
- akustička impedancija, 249
- algebarske rekonstrukcije, 311
- amakrine stanice, 18
- amplitudni diskriminator, 327
- ~~analizatorska ploča~~
- analizatorska ploča, 369
- angiografija, 292, 296
- angiokardiografija, 299
- anihilacija, 320
- antiparalelna orijentacija, 334, 338
- arbitrarna nula, 72
- asocijativni elementi, 39
- atrioventrikulski čvor (AV), 46
- autokorelacijske funkcije, 119
- averiging 115
- AV-čvor, 46
- A-prikaz, 258
- bioelektrički potencijal, 2
- bioelektrična impedancija, 139
- biogalvanski članak, 216
- bipolarne stanice, 18
- bipolarni odvodi, 59
- bradikardija, 57
- B-prikaz, 264-267
- ~~CCD~~
- CCD, 372
- CT-broj, 304
- CT-uređaj, 304
- defibrilator, 225-231
- depolarizacija stanice, 5,54
- detektori IC zračenja, 368
- detektor IC zračenja
- digitalizirani uređaji, 98,109
- digitalna radiografija, 297
- dijaskopija, 294
- dijastolički tlak, 46, 151, 153
- dipol, 51,55,58,64,66
- Dopplerov efekt, 153-156
- dvodimenzijski prikaz, 264-267
- eferentni put, 25
- ehoencefalograf, 258-264
- ehokardiografija, 271
- ~~eho-spin tehnika~~

↓

metode

metode

metode

+ supratralitarna angiografija 298

metode

- eho-spin tehnika, 343-345
- Einthovenovi odvodi, 54
- eksponometar, 294
- ekstenzor, 25
- ektopički centri, 47
- ekvipotencijalne krivulje, 124
- električna impedancija, 186
- električna impedancijska pletizmografija, 143
- električni dvosloj, 74
- elektrode +
- elektroničko fokusiranje, 270
- elektrostimulacija, 231
- elektrostimulator srca, 208
- elektrošok uređaj, 240
- elektro- +
- emisijska kompjuterizirana tomografija, 319-325
- epilepsija, 61
- evocirani potencijali, 115
- faktor rejekcije, 84
- Faradayev kavez, 90
- fetalna elektrokardiografija, 136
- fibrilacija, 47
- fleksor, 25
- fluorescentni zastor, 283
- fonokardiografija, 133
- fonostimulator, 108
- fotodiode
- fotodiode, 368
- fotomultiplikator, 323, 326, 329
- fotootpori
- fotootpori, 368
- fotopletizmografija, 143
- fotoreceptori +
- fotostimulator, 108
- Frankova mreža, 131
- Fraunhoferova zona, 252
- Fresnelova zona, 251
- gama-kamera, 328-332
- ganglijske stanice, 18
- generacije kompjuterizirane tomografije, 305, 306
- generatorski potencijal, 14
- glavni magnet
- glavni magnet, 353-355
- glavno magnetsko polje B_0
- glavno magnetsko polje B_0 , 353-355
- Goldbergerovi odvodi, 55
- Goldman-Hodgkn-Katz-ova jednačba, 4
- Golgijev tetivni organ, 25
- gradijentni namotaji

- mozga 129
- srca 124

- dubinske 80
- igličaste 79
- kalomel 82
- klorirane 77
- metalne 81
- mikro 81
- neutralne 107, 111
- plivajuće 78
- potkožne 79
- srebro-klond 74
- staklene 82
- usisne 78
- žičane potkožne 79

- encefalografija 58-63
- gastrografija 67
- kardiografija 53-58
- miografija 63-64
- miotagmografija 65-67
- okulografija 67
- retinografija 64-65
- splahnografija 67

- asinkroni 209
- ekstrakorporalni 214, 215
- s odzivom na fizičku aktivnost 223
- implantirani 213
- na zadržanju 210
 - inhibirajući 210
 - sinkroni 211
- sinkroni na P-val 211

slušni 118
somatosenzorni 118
vidni 118

- čunjići 17
- stapici 17

- a
- b
- dišnih organa 234
- karotidnog sinusa 235
- mišića 232-234
- pešonausa 232
- urogenitalnog sustava 236
- želudano-cijevarnog trakta 237
- živčanog sustava 242
 - za osteointerim 242
 - za rast tkiva 241
 - za san 239
 - za ublažavanje bola 238

- gradijentni namotaji, 345
 gradijent polja G_x , G_y , G_z
 gradijent polja G_x , G_y , G_z , 345
 grand mal, 61
 gušenje rentgenskog zračenja, 281
 hemodinamika, 156
 hiperpolarizacija, 11
 Hopfieldov model neurona, 37
 horizontalne stanice, 18
 Hounsfield, 303, 304
 impulsna pletizmografija, 143
 impulsni Dopplerov uređaj, 273
 impuls 180° , 341
~~impuls 90° i 180°~~
 impuls 90° i 180° , 338
 impuls 90° , 339
 indij-antimonid, 368
 indikator rentgenskog zračenja, 283-284
 intenzitetno-vremenska krivulja, 23
 intenzivna skrb, 195
 isofrekvencijske krivulje
 istitravanje iz $\left\{ \begin{array}{l} - \text{invertirani} \ 341-343 \\ + \text{zasicenja} \ 339-341 \end{array} \right.$
 istitravanje iz
 izazvani potencijali, 115
 izometrička kontrakcija, 22
 izotonička kontrakcija, 22
 jednodimenzijski prikaz, 258
 jednofotonska emisijska tomografija (SPECT), 323-332
 kadmij-živa-telurid, 369
 karakteristično rentgensko zračenje, 280-281
 kardiotahometar, 202
 koeficijent rentgenskog gušenja μ , 281-283
 koeficijent, 249 $\left\{ \begin{array}{l} + \text{refleksije R} \ 249 \\ + \text{transmisije T} \ 250 \end{array} \right.$
 koincidentni sklop (PET), 320
 kolimator, 323, 326
 kompjuterizirana tomografija (CT), 301-318
 komplijancija, 183
 kontrastno sredstvo, 292, 296
 Korotkovljevi šumovi, 150
 koža, 69
 kratkotrajna memorija, 30
 kronaksija, 24
 kroskorelacijske funkcije, 122
 krvni tlak - mjerenje $\left\{ \begin{array}{l} + \text{invasivna} \ 145 \\ + \text{neinvasivna} \ 150 \\ - \text{arterio-kimelska metoda} \ 153 \\ - \text{auskultativna metoda} \ 150 \\ - \text{oscilometrijska metoda} \ 151 \end{array} \right.$
 Larmorova frekvencija f_L , 335-336
 latencija, 23
 litijev članak, 217, 218
 logičko-formalni model neurona, 34
 lokacijski napon, 330

- longitudinalno titranje, 248
- MADLINE**-mreža, 43
- mali mozak, 29
- mapping, 124
- maseni spektroskop, 189, 192
- ~~Max Planckov zakon~~
- Max Planckov zakon, 362
- McCulloch Pitts, 34
- ~~mehanooptičko skeniranje~~
- mehanooptičko skeniranje, 364
- meko rentgensko zračenje, 282
- membrana, 2
- memorijske matrice, 31 *Y stanice*
 - kratkotrajna 31
 - dugotrajna 31
- memorijske matrice, 374
- metoda razrijeđenog sredstva, 167
- ~~metode rekonstrukcije slike~~
- metode rekonstrukcije slike, 345-353
- mijelinizirano vlakno, 9,11
- mikroelektrode, 81
- miozinske niti, 20
- mišići, 20
- mjerenje parcijalnog tlaka, 169
 - + - kisika, O₂ 175-177
 - + - ugljik-dioksida CO₂ 173-175
- mjerenje protoka, 156
 - + - elektromagnetska metoda 162-167
 - Dopplerova metoda 160
 - metoda prolaznog vremena 158-160
- mjerilo dušika, 191
- mjerni kanal, 97
- model neurona, 33
- monopolarni odvodi, 59
- mozak, 28
- MRI, 333
- M-prikaz, 271
- nabojski vezana ploča (CCD)**
- nabojski vezana ploča (CCD), 372
 - mišića 63-64
 - mozga 58-63
 - oka 64
 - srca 53-58
- naponi
- nemijelinizirano vlakno, 9,11
- Nernstova jednačba, 3
- neuronske mreže, 32
- neutralna elektroda, 107,111
 - + - horizontalni 66
 - vertikalni 66
- nistagmus
- nitrometar, 191
- NMR, 333
- nuklearna magnetska rezonancija, 333
- nuklearni izvor, 217
- nuklearni magneti, 333
 - + - srca 54
 - mozga 60
- odvodi napona**
- oko, 16
- oksimetar, 192
- optičko pojačalo, 294-295
- osjetna mišićna vretena, 25
- otpor dišnog puta, 184



- otpor uzemljenja, 92
- pacemaker, 208
- pamćenje, 30
- paralelna orijentacija, 334
- parcijalne epilepsije, 62
- perceptron, 39
- petit mal, 62
- PET, 319-323
- pH-vrijednost, 169
- pH-vrijednost, 170-172
- piezoelektrički efekt, 253
- ~~piroelektrički~~
- piroelektrički, 369
- pletizmografija, 142
- plućna popustljivost, 185
- plućni kapacitet, 178
- plućni volumen, 178
- Poissonova jednačba, 4
- polarizacija elektroda, 88
- polarizacija stanice, 5,52
- poligrafi, 97
- potencijal u mirovanju, 1,2
- povećani odvodi, 55
- povratna projekcija, 313
- pozitronska emisijska tomografija (PET), 319-323
- prag podražljivosti, 5,41
- prednosti i nedostaci MR, 358
- prekordijalni dovodi, 57
- pretvornici IC zračenja, 368
- pokriveni sloj, 41
- produkt mAs, 291
- produljena moždina, 29
- programabilni elektrostimulator srca, 219-223
- prostorna sumacija, 11
- psihogalvanski refleksi 139, 140
- pumpa
- radionuklidi, 322, 324
- raspoznavanje oblika, 38
- rasprostiranje ultrazvuka, 247
- receptorski potencijal, 14
- refleksni luk, 25
- refraktorno
- rekonstrukcija slike, 309-318
- ~~rekonstrukcije slike metodom~~
- rekonstrukcije slike metodom, 345
- relaksacija, 23
- REM-faza, 63
- rentgenska cijev, 285
- rentgenska kompjuterizirana tomografija, 301-318

+ - dugotrajno 30
 + - kratkotrajno 30

+ - materijali 255
 - efekt 370
 - koeficijent 370
 - materijal 369, 371
 - radionu 369

+ - funkcionalni rezidualni 178
 - totalni 178
 - vitalni 178

+ - ekspiracijski rezervni 178
 - respiracijski 178
 - rezervni 178
 - residualni 178

+ - akcijski 4
 + - receptorski 4
 - divergentna 316
 - paralelna 314

+ - mahnjeva 6
 - kalijeva 6
 - kalijeja 21

+ - apsolutno vrijeme 5
 + - relativno vrijeme 5
 - algebarska metoda 311
 - metoda zbrajanja 309
 - pomoćna projekcija 313-318

+ - određivanje faze 349
 - pomoćna projekcije 348

+ - Coolidgeova 286
 - s rotirajućom anodom 287

rentgenski detektori, 306
 rentgenski film, 294
 rentgenski uređaji, 288
 rentgensko zračenje, 278
 reobaza, 24
 reografija, 142
 repolarizacija stanice, 5,54
 respiracija, 177
 retina, 17
 reverberacijski krug, 30
 san, 62
 sarkomera, 21
 SA-čvor, 46
 scintigraf, 325
 semilunarni zalisci, 46
 sigmoidna krivulja, 37
 sinapse, 9
~~sinusna funkcija~~
 sink-funkcija, 339
 sinusno-atrijalni čvor (SA), 46
 sistolički tlak, 46, 150, 152
 skener, 325
 slobodno istitravanje (FID)
 slobodno istitravanje (FID), 337
 smetnje od +
 sonda, 267
 SPECT, 323-332
 spektralna analiza, 123
 spektrometar masa 192-194
 spin, 333
 spin-odjek tehnika
 spin-odjek tehnika, 343
 spirometar, 179
 srce, 44
 srčani tonovi, 133
 srčani vektor, 130
 srednji mozak, 29
 stanična membrana, 1
 Stefan-Boltzmannov zakon
 Stefan-Boltzmannov zakon, 363
 stratum +
 tahikardija, 57
 telemetrijski uređaj, 198
 telestimulacija, 207
 termografija
 termografija, 361
 termografi, 364
 težinski faktor, 42
 tjelesni pletizmograf, 183

+
 -plinski 308
 -poluvodički 308
 -scintilacijski 307

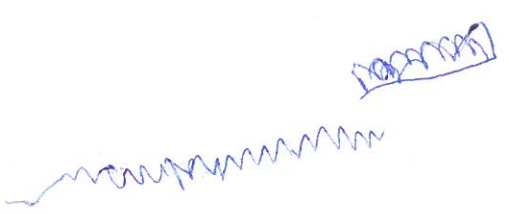
+
 -ekscitacijske 10
 -inhibicijske 11

+
 -električno polje 83
 -magnetsko polje 88
 -elektromagnetsko polje 90
 -biološko zračenje 91

+
 -najsuša 267
 -totalna 267
 -statička 264-267
 -s linearnim naponi pretvoraka 268

+
 -mokra 179
 -suhi 180
 -klimatske izvedbe 180

+
 corneum 69
 germinativum 69
 granulosum 69
 lucidum 69
 -suptraktilna angiografija 298



- tomografija, 296
- topografija, 325-332
- transverzalno titranje, 248
- tvrdno rentgensko zračenje, 282
- učenje, 31
- ultrazvučni pretvornik, 253
- uređaji MR, 353
- uređaji za mjerenje bioelektričkih napona, 99
- uređaji, elektro: +
- uređaj kompjuterizirane tomografije, 304
- usrednjavanje, 115 +
- uvjetni refleksi, 36
- valovi $\alpha, \beta, \theta, \delta$, 60
- valvula 44 +
- vektorkardiografija, 130
- vektor magnetizacije, 334
- veliki mozak, 29
- ventil, 288
- vid, 16
- Voltin niz, 72
- vremenska sumacija, 11
- vrijeme
- ~~vrijeme~~
- ~~vrijeme~~
- Weber-Fechnerov zakon, 15
- ~~Wienov zakon~~
- Wienov zakon, 362
- Wilsonova elektroda, 107,111
- zakočno rentgensko zračenje, 279-280
- živčana stanica, 2
- živin članak, 215
- žuta pjega, 17
- žičana potkožna elektroda 79

- glavni magnet 353
- elektromotorno 355
- računalo 357

- encefalografija (EEG) 105-108
- kardiografija (EKG) 99-105
- miografija (EMG) 108
- miografija (ENG) 109
- retinografija (ERG) 109

- bikuspidna 44
- trikuspidna 44

- inverzije T_z
- očitavanje T_E
- ponavljanje T_R
- slabodistribuiranost (FID) 337
- spin-rešetka T_1 337, 339
- spin-spin T_2 337, 339

LITERATURA

1. Poglavlje

- 1.1. Arthur C. Guyton: Temelji fiziologije čovjeka. JUMENA Zagreb. Prijevo, 1980.
- 1.2. R.F.Schmidt and G.Thews (editors): Human physiology. Vol. 1..4. Springer - Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, 1983.
- 1.3. Elvin Nason: Essentials of Modern Biology. John Wiley & Sons Inc. New York. London, Sydney, 1970.
- 1.4. Babsky, Khodorov, Kositsky, Zubkov: Human physiology. Vol. 1 & 2. Mir publisher Moscow, 1972.
- 1.5. H.P.Schwan: Biological Engineering. Inter-University Electronics Series. McGraw-Hill Book Company. New York, 1969.
- 1.6. Jacob Kline (editor): Biomedical Foundations of Biomedical Engineering. Little Brown & Co. Boston, 1976.
- 1.7. R. Plonsey, R.C. Barr: Bioelectricity. A Quantitative Approach. Plenum Press. New York, London, 1988.
- 1.8. L.V.Rešodko: Bionika. Biologičeskie aspekty. Izdavač "Viša škola". Kijev. 1978.
- 1.9. B.Windrow, M.A.Lehr: 30 Years of Adaptive Neural Networks: Perceptron, Madeline, and Backpropagation. Proceedings of the IEEE. Vol. 78. No.9. Sept. 1990.
- 1.10. J.J.Shynk, S.Roy: Convergence Properties and Stationary Points of Perceptron Learning Algorithm. Proc. of the IEEE. Vol. 78. No.10. Oct. 1990.
- 1.11. D.J.Amit: Modeling brain function. The world of attractor neural networks. Cambridge University Press. Cambridge, 1989.
- 1.12. S.N.Brajnes, V.B.Svečinskij: Probleme der Neurokybernetik und Neurobionik. Gustav Fischer Verlag. Stuttgart. 1971.

2. Poglavlje

- 2.1. Arthur C.Guyton: Temelji fiziologije čovjeka. JUMENA Zagreb. Prijevod. 1980.
- 2.2. Arthur C.Guyton: Medicinska fiziologija. Prijevod. IV. izdanje. Medicinska knjiga. Zagreb, 1973.
- 2.3. R.F.Schmidt and G.Thews (editors): Human physiology. Vol. 1...4. Springer - Verlag. Berlin, Heidelberg, New York, 1983.

- 2.4. Elvin Nason: *Essentials of Modern Biology*. John Wiley & Sons Inc. New York. London, Sydney, 1970.
- 2.5. R.Plonsey: *Bioelectric Phenomena*. Mc Graw Hill. New York, 1969.
- 2.6. R.Plonsey, R.C.Barr: *Bioelectricity. A Quantitative Approach*. Plenum Press. New York, London, 1988.
- 2.7. B.Barac (editor): *Neurologija, Naprijed*. Zageb, 1992.
- 2.8. G.Aschan, M.Bergstedt, J.Stahle: *Nystagmography*. Alquist & Niksells Boktryckery AB.
- 2.9. J.Kline (editor): *Biomedical Foundations of Biomedical Engineering*. Little Brown & Co. Boston, 1976.

3. Poglavlje

- 3.1. E.C.Potter: *Electrochemistry. Principles and applications*. Prijevod. Školska knjiga, Zagreb, 1968.
- 3.2. L.A.Geddes: *Electrodes and the Measurement of Bioelectric Events*. Willey Interscience. John Wiley & Sons Inc. New York, 1972.
- 3.3. J.G.Webster (editor): *Medical instrumentation. Application and design*. Houghton Mifflin Company. Boston, 1978.
- 3.4. B.W.Watson: *IEEE Medical Electronics Monographs 1-6*. Peter Peregrinus Ltd. London, 1971.
- 3.5. A.Šantić: *Elektronička instrumentacija. III. dopunjeno izdanje*. Školska knjiga. Zagreb, 1993. Poglavlje 2.

4. Poglavlje

- 4.1. J.G.Webster (editor): *Medical instrumentation. Application and design*. Houghton Mifflin Company. Boston, 1978.
- 4.2. A.Kralj (urednik): *Osnove medicinske elektrotehnike*. Dopolna delavska Univerza - Univerzum, Ljubljana, 1983.
- 4.3. A.Šantić: *Elektronička instrumentacija. III. dopunjeno izdanje*. Školska knjiga. Zagreb, 1993. Poglavlje 3.
- 4.4. R.S.Khandpur: *Handbook of Medical Instrumentation*. Tata. McGraw Hill. Publishing Company Ltd. New Delhi, 1989.

- 4.5. R.Aston: Principles of Biomedical Instrumentation and Measurement. Merrill Publishing Co. A Bell & Howell Information Co. Columbus. Ohio, 1990.
- 4.6. P.H.Venables, I.Martin: A Manual of Psychophysiological Methodes. North-Holland Publishing Co. Amsterdam, 1967.
- 4.7. T.T.Lang, J.McGhee: Electronics of Measuring Systems. Practical Implementation of Analogue and Digital Techniques. John Wiley & Sons. Chichester, New York, 1987.
- 4.8. Compact 32 Digital Electroencephalograph. Medelec, Vickers Medical. U.K.

5. Poglavlje

- 5.1. K.Maurer (editor): Topographic. Brain Mapping of EEG and Evoked Potentials. Springer-Verlag. Berlin, Heidelberg. New York, 1989.
- 5.2. V.A.Rosenblith: Processing Neuroelectric Data. The M.I.T. Press. Kambridge, Massachusetts, USA, 1968.
- 5.3. Arthur C.Guyton: Medicinska fiziologija. Prijevod. IV. izdanje. Medicinska knjiga. Zagreb, 1973.
- 5.4. Evoked Potential Measuring System. Nihon Kohden Co. Japan, 1989.
- 5.5. Elettromappe Cardiache. Vol. 1. No.1. 1983. (Journal).
- 5.6. Heart Potential Mapping System. Fukuda Denshi Co. Ltd. Japan. 1989.
- 5.7. M.Spach, et altri: Body surface isopotential maps in normal children, ages 4 to 14 years. American Heart Journal. Nov. 1966.
- 5.8. R.Plonsey: Bioelectric Phenomena. McGraw Hill, New York, 1969.

6. Poglavlje

- 6.1. P.H.Venables, I.Martin: A Manual of Psychophysiological Methodes. North-Holland Publishing Company - Amsterdam, 1967.
- 6.2. C.C.Brown (editor): Methods in Psychophysiology. The Williams & Wilkins Co. Baltimor 1967.
- 6.3. J.D.Montagu: The Psycho-galvanic reflex. A comparison of A.C. skin resistance and skin potential changes. Journal of Neurology. Neurosurgery and Psychiatry. Vol.21. 1958. pp. 119.
- 6.4. R.Millner, R.Richwein: Grundlagen der medizinischen Elektronik. Akademische Verlagsgesellschaft. Leipzig, 1970.

- 6.5. A.Šantić, M.Šaban: Features of Pulse Plethysmography and a Comparison with Impedance Plethysmography. Proc. of the Annual Intern. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Vol. 14. 1992. Paris pp. 1738-1740.
- 6.6. A.Šantić: Impulsna fotopletizmografija. Zbornik 7. Simpozija JUREMA. Dio 3. Zagreb. 1988. Str. 145-148.

7. Poglavlje

- 7.1. R.S.C.Cobbold: Transducers for Biomedical Measurements. Principles and Applications John Wiley & Sons. New York. London, 1974.
- 7.2. J.G.Webster (editor): Medical instrumentation. Application and design. Houghton Mifflin Company. Boston, 1978.
- 7.3. Babsky Khodorov, Kositsky, Zubkov: Human physiology. Vol. 1 & 2. Mir publishers Moscow, 1972.
- 7.4. J.Woodcock (editor): Clinical Blood Flow Measurement. Sector Publishing Limited. London, 1976.
- 7.5. M.R.Neuman, D.G.Fleming, P.W.Cheung, W.H.Ko: Physical Sensors for Biomedical Applications. CRC Press. Inc. Boca Raton, Florida, 1979.
- 7.6. W.Welkowitz, S.Deutsch: Biomedical Instruments. Theory and Design. Academic Press. New York, 1976.
- 7.7. Richard Skalak, Shu Chein (editors): Handbook of Bioengineering. McGraw Hill. Book Company. New York, 1986.
- 7.8. R.S.Khandpur: Handbook of Medical Instrumentation. Tata. McGraw Hill. Publishing Company Ltd. New Delhi, 1989.
- 7.9. J.W.Bellville, Ch.S.Weaver: Techniques in Clinical Physiology. Collier Macmillan Ltd. London, 1969.
- 7.10. A.Šantić: Elektronička instrumentacija. III. dopunjeno izdanje. Školska knjiga, Zagreb, 1993.
- 7.11. H.S.Wolff: Biomedical Engineering. World University Librery. London, 1970.

8. Poglavlje

- 8.1. J.F.Crul, J.P.Payne: Patient Monitoring. Excerpta Medica. Amsterdam, 1971.
- 8.2. T.B.Blancke, L.L.Nielsen: Patient Monitoring Enhanced by New Central Station. Hewlett-Packard Journal, Nov. 1980.

- 8.3. J.M.Reuter: Multi-Processor Architecture and Communications for Patient Monitoring. Hewlett-Packard Journal. Nov. 1980.
- 8.4. L.Comwell, M.Arditti, F.J.Weibell, E.A.Pfeiffer, B.Steele, J.Labok: Medical Instrumentation for Health Care. Prentice-Hall. Englewood Cliffs. New Jersey. 1976.
- 8.5. System Sirecust 300. Siemens. 1988.

9. Poglavlje

- 9.1. Yu.Yu.Bredikis: Assay on Clinical Electronics. Medicina. Moscow. 1974.
- 9.2. R.Millner, R.Richwien: Grundlagen der medizinischen Elektronik. Akademische Verlagsgesellschaft, Leipzig, 1970.
- 9.3. A.P.Livenston: Elektromedicinskaja aparatura. Medicina. Moskva. 1981.
- 9.4. R.I.Utjemišev, M.Vrana: Elektronaja aparatura dlja stimulaciji organov i tkanej. Energoatomizdat. Moskva, 1983.
- 9.5. Technical or Physician's manuals od slijedećih tvrtki: Intermedics Inc. Freeport Texas; Cordis Co. Miami, Florida; Medtronic Inc. Minneapolis, Minesota; Siemens - Elema, Solna, Sweden.

10. Poglavlje

- 10.1. C.R.Hill: Physical Principles of Medical Ultrasonics. Halsted Press: a division of John Wiley & Sons. New York. Chichester, 1987.
- 10.2. B.Breyer: Medicinski dijagnostički ultrazvuk. Uvod u fiziku i tehniku. II. izdanje. Školska knjiga. Zagreb, 1991.
- 10.3. R.S.Khandpur: Handbook of Medical Instrumentation. Tata. McGraw Hill. Publishing Company Ltd. New Delhi, 1987.
- 10.4. S.Webb (editor): The Physics of Medical Imaging. Institut of Physics Publishing Ltd. Bristol and Philadelphia. 1988. Chapter 7.
- 10.5. K.K.Shung: General Engineering Principles in Diagnostic Ultrasound. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine. Dec. 1987.
- 10.6. Ch.E.Swenberg, J.J.Conklin (editors): Imaging Techniques in Biology and Medicine. Academic Press, Inc. New York, San Diego, 1988.
- 10.7. N.G.Einspruch, R.D.Gold (editors): VLSI in Medicine. VLSI Electronics Micro-structure Science. Academic Press. Inc. San Diego. New York, 1989.

- 10.8. J.M.Reid: Doppler Ultrasound. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine. Dec. 1987.
- 10.9. R.D.Melen, A.Mocovski, J.D.Meindl: Application of Integrated electronics to Ultrasonics Medical Instruments. Proc. of the IEEE. Vol. 67. No.9. Sept. 1979.
- 10.10. D.L.King (editor): Diagnostic Ultrasound.
- 10.11. A.Šantić:Elektronička instrumentacija. III. izdanje. Školska knjiga. Zagreb, 1993. Poglavlje 2.2. i 6.2.3.
- 10.12. Prospektni materijal: Dasonics-Sonotron Zurich; Smith-Kline Instruments Inc.; Briel & Kjaer, Nearum, Denmark; Hitachi Co. Toshiba Co., i Aloka Co. Ltd., Tokyo, Japan; Siemens A.G. Erlangen, Germany

11. Poglavlje

- 11.1. J.Urlaub: Rontgenanalyse. Band 1. Siemens A.G. Berlin - Munchen, 1974.
- 11.2. E.A.Hoxter: Rontgen-aufnahmetechnik. Grundlagen und Anwendungen. Siemens a.G. Berlin, Munchen, 1982.
- 11.3. A.Kralj (urednik): Osnove medicinske elektrotehnike. Dopinska delavska Univerza - Univerzum, Ljubljana, 1983.
- 11.4. I.A.Pereslagin: Tehničeskie sredstva rentgeno-dijagnostiki. Moskva Medicina. 1981.
- 11.5. N.N.Blinov (urednik): Rentgeno-dijagnostičeskiye apparati. Medicina. Moskva, 1976.
- 11.6. J.G.Kereiakes, S.R.Thomas, C.G.Orton (editors): Digital Radiography. Selected Topics. Plenum Press. New York, 1986.

12. Poglavlje

- 12.1. S.Deutsch, W.Welkowitz: Biomedical Instruments. Theory and Design. Academic Press. New York, 1976.
- 12.2. R.A.Robb (editor): Three-Dimensional Biomedical Imaging. Vol.2. CRC Press. Inc. Boca Raton. Florida, 1985.
- 12.3. Richard Skalak, Shu Chein (editors): Handbook of Bioengineering. McGraw-Hill. Book Company New York, 1987.
- 12.4. R.A.Lens van Rijju: General Principles of CT Scanning. Journal Belge de Radiologie. 1976.
- 12.5. R.S.Khandpur: Handbook of Medical Instrumentation. Tata. McGraw Hill. Publishing Co. Ltd. New Delhi, 1987.

- 12.6. G.T.Herman: Image Reconstruction from Projections. The Fundamentals of Computerized Tomography. Academic Press. New York. London, 1980.
- 12.7. J.A.Concepcion, J.D.Carpinelli, g.Kuo-Petravic, S.Reisman: CT Fan Beam Reconstruction with a Nonstationary Axis of Rotation. IEEE Transaction on Medical Imaging. Vol. 11. No.1. March 1992.
- 12.8. A.Šantić: Elektronička instrumentacija. III. izdanje. Školska knjiga. Zagreb. 1993. Poglavlje 7.6.3.
- 12.9. Prospekti materijal: EMI Medical Ltd. England; Siemens A.G. Erlangen, Germany; Hitachi Co. i Toshiba Co., Tokyo, Japan.

13. Poglavlje

- 13.1. S.Webb (editor): The Physics of Medical Imaging. Institut of Physics Publishing Ltd. Bristol and Philadelphia. 1988. Chapter 6.
- 13.2. V.L.Newhouse (editor): Progress in Medical Imaging. Springer-Verlag. New York. Berlin. London. Paris. Tokyo. 1988.
- 13.3. V.A.Kostylev, S.D.Kalašnikov, L.Ja.Fišman: Emissionnaja gama-topografija. Energoatomizdat. Moskva. 1988.
- 13.4. A.Šantić: Elektronička instrumentacija. III. izdanje. Školska knjiga. Zagreb, 1993. Poglavlje 4.4. i 7.6.2.
- 13.5. J.G.Webster (editor): Medical instrumentation. Application and design. Houghton Mifflin Co. Boston, 1978.

14. Poglavlje

- 14.1. R.A.Robb: Three-Dimensional Biomedical Imaging. Vol.2. CRC Press. Inc. Boca Raton. Florida. 1985. Chapt. 4: Fundamentals of NMR Imaging.
- 14.2. R.Sauter, M.Schneider, K.Wicklow, H.Kolem: Current status of clinically relevant techniques in magnetic resonance spectroscopy. Electro-medical Siemens. Volume 60. 2/1992.
- 14.3. K.Roth: NMR - Tomography and - Spectroscopy in Medicine. Springer - Verlag. Berlin, New York, Tokyo 1984.
- 14.4. I.Supek: Teorijska fizika i struktura materije. I. dio. IV. izdanje. Školska knjiga. Zagreb. 1974. Poglavlje 5.1. str. 276.

- 14.5. R.Freeman: A Handbook of Nuclear Magnetic Resonance. Longman Scientific & Technical. Longman Group UK Ltd. Essex, 1988.
- 14.6. R.S.Khandpur: Handbook of Medical Instrumentation. Tata. McGraw Hill. Publishing Co. Ltd. New Delhi, 1987.
- 14.7. G.T.Herman: Image Reconstruction from Projections. The Fundamentals of Computerized Tomography. Academic Press. New York, London, 1980.
- 14.8. Ch.E.Swenberg, J.J.Conklin: Imaging Techniques in Biology and Medicine. Academic Press Inc. San Diego, New York, 1988.
- 14.9. S.Webb (editor): The Physics of Medical Imaging. Institut of Physics Publishing Ltd. Bristol Philadelphia, 1988. Capter 8.
- 14.10. R.R.Ernest, G.Bodenhausen, A.Wokaun: Principles of Nuclear Magnetic Resonance in One and Two Dimensions. Clarendon Press. Oxford, 1987.
- 14.11. L.E.Crooks: An Introduction to Magnetic Resonance Imaging. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine. Sept. 1985.
- 14.12. S.J.Riederer: Recent Advances in Magnetic Resonance Imaging. Proc. of the IEEE Vol. 76. No.9. Sept. 1988.
- 14.13. L.Kaufman and L.E.Crooks: Realistic Expectations for the Near Term Development of Clinical NMR Imaging. IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol. MI-2 No.2. June, 1983.
- 14.14. Prospektni materijal: Dasonics - Sonotron, S. Francisco, Ca. USA; Siemens A. G., Erlangen, Germany; Philips, Netherlands; Instrumentarium, Helsinki, Finland.

15. Poglavlje

- 15.1. G.Gaussorgues: La Thermographie Infrarouge. Principes-Technologie-Applications. Deuxieme edition. Technique et Documentation Lavoisier. Paris, 1984.
- 15.2. S.Webb (editor): The Physics of Medical Imaging. Institut of Physics. Publishing Ltd. Bristol and Philadelphia. 1988. Chapter 9.
- 15.3. R.S.Khandpur: Handbook of Medical Instrumentation. Tata. McGraw Hill Publishing Co. Ltd. New Delhi, 1987.
- 15.4. J.G.Webster (editor): Medical instrumentation. Application and design. Houghton Mifflin Co. Boston, 1978.

NASLOVI ISPOD SLIKA

- 1.1. a) Polarizacija stanice; povećana membrana; c) struktura stanične membrane
- 1.2. a) Pojava napona na polupropusnoj membrani; b) pojava difuzije; c) promjena naboja i napona duž stanice
- 1.3. a) akcijski potencijal; b) dva akcijska potencijala. Vrijeme apsolutne t_a i relativne t_r refrakternosti
- 1.4. a) Natrijeva i kalijeva pumpa; b) promjena vodljivosti G za natrij i kalij za vrijeme trajanja akcijskog potencijala
- 1.5. Nadomjesna električka shema stanične membrane
- 1.6. a) Živčana stanica; b) sinapsa
- 1.7. a) Promjena potencijala djelovanjem ekscitacijske i inhibicijske sinapse; b) vremenska i prostorna sumacija
- 1.8. Prostiranje akcijskog potencijala duž nemijeliniziranog i mijeliniziranog živčanog vlakna
- 1.9. Nadomjesna električka shema živčanog vlakna
- 1.10. Osjetila
- 1.11. a) Osjetilo za dodir; b) ovisnost receptorskog potencijala i frekvencije nastalih akcijskih potencijala o intenzitetu podražaja; podražaj i odziv
- 1.12. Osjetila na hladnoću i toplinu
- 1.13. a) Presjek oka; b) presjek mrežnice (retine)
- 1.14. a) Raspoređenost čunjića i štapića duž mrežnice; b) receptorski potencijal oka u ovisnosti o intenzitetu podražaja
- 1.15. Model djelovanja horizontalnih stanica na količinu prenesenih informacija. Isticanje kontura slike
- 1.16. Motorna pločica. Sučelje živca i mišića
- 1.7. Presjek i zone mišićnog vlakna
- 1.18. Mehanizam kontrakcije mišićnog vlakna

- 1.19. a) Sila u mišiću kao posljedica položaja miozinskih vlakana prema aktinskim
 - 1.20. Intenzitetno-vremenska krivulja i vrijeme kronaksije
 - 1.21. Leđna moždina i refleksni luk. Aferentni i eferentni putovi informacija
 - 1.22. a) Leđna moždina, srednji mozak i mali mozak i regije velikog mozga; b) poprečni presjek mozga s motoričkim lokacijama
 - 1.23. Reverbaracijski krugovi kao elementi memorije. Konvergencija i divergencija živčanih putova
 - 1.24. a) Slojevi moždane kore; b) živčani putovi
 - 1.25. Elektronički model neurona
 - 1.26. Logičko-formalni model neurona prema Mc-Cullochu i Pittsu - dva načina prikaza
 - 1.27. Dobivanje logičkih funkcija modelom neurona: a) logička I-funkcija; b) logička ILI-funkcija; c) kombinacija I i ILI logičke funkcije; d) energija; e) element memorije simuliran logičko formalnim modelom neurona
 - 1.28. Modeliranje Pavlovljeva uvjetnog refleksa s lučenjem sline
 - 1.29. Hopfieldov model neurona sa sigmoidnom funkcijom
 - 1.30. Značajke objekta predstavljene su vektorom x_{1k}, x_{2k}, x_{3k} , a etalona vektorom x_{1e}, x_{2e}, x_{3e} . Udaljenost među njima je d_3 .
 - 1.31. Neuronska mreža: Perceptron s mogućnošću učenja kod raspoznavanja oblika s kvantiziranom pogreškom
 - 1.32. a) Neuronska mreža: ADALINE s linearnom korekcijom pogreške; b) pravac razgraničenja određuje raspoznatu vrijednost od ostalih za dva vektora x_1 i x_2
 - 1.33. a) Shematski prikaz rada srca; b) pojednostavnjeni prikaz srca; c) presjek srca gledan s prednje strane; d) izvanjski izgled srca s prednje strane s koronarnim arterijama i venama
 - 1.34. Promjena tlaka u pretkljetkama, kljetkama i aorti, kao i volumena u kljetki
 - 1.35. Akcijski potencijal srčanih mišićnih vlakana
-
- 2.1. a) Strujni izvor s ekvipotencijalnim plohamu u vodljivoj sredini; b) potencijal u točki P od električnog dipola u vodljivoj sredini predstavljenog strujnim izvorom i ponorom
 - 2.2. Ekvipotencijalne plohe oko električnog dipola sa strujnicama i prikaz promjena

- potencijala duž pravca koji prolazi kroz elektrode a-a, b-b i c-c
- 2.3. Prikaz depolarizacije i repolarizacije stanic enakon podražaja
 - 2.4. Napon srca
 - 2.5. Postavljanje elektroda i Einthovenovi odvodi I, II, III
 - 2.6. Pojačani (Goldbergerovi) odvodi i prekordijalni odvodi
 - 2.7. Valni oblici napona srca vezani za neke srčane bolesti: a) paroksizmalna tahikardija; b) fibrilacija klijetki (ventrikula); c) ekstrasistole; d) AV-blok
 - 2.8. Spuštanje i podizanje ST-spojnice
 - 2.9. a) Stvaranje električnog dipola pri depolarizaciji ili repolarizaciji neurona; b) nastajanje dipola depolarizacijom ili repolarizacijom više neurona
 - 2.10. Rapored elektroda na glavi pacijenta pri snimanju elektroencefalograma. Priključak pojačala kanala kod bipolarnih i monopolarnih odvoda
 - 2.11. Naponi mozga: α -valovi (ritam), β -valovi, θ -valovi i δ -valovi. Blokiranje α -valova
 - 2.12. Valni oblici napona mozga kod: a) grand mala; b) petit mala i c) psihomotorne parcijalne epilepsije
 - 2.13. Valni oblici napona mozga za vrijeme različitih faza spavanja
 - 2.14. Naponi mišića dobiveni: a) igličastim i b) površinskim elektrodama
 - 2.15. Elektoretinografija: a) raspored elektroda; b) napon oka za vrijeme djelovanja svjetlosnog impulsa; c) za vrijeme tranja "tamnog" intervala
 - 2.16. Elektronistagmografija. Postavljanje elektroda za horizontalni i vertikalni nistagmus. Promjena napona na elektrodama zbog pomaka očnog dipola. Valni oblik nistagmograma
 - 2.17. Elektrogastrogram
-
- 3.1. Slojevi kože
 - 3.2. Sučelje između elektrode i kože i pojednostavnjena nadomjesna shema
 - 3.3. Stvaranje potencijala dvosloja na granici metal-elektrolit

- 3.4. Promjene kapacitivnosti i otpornosti elektroda u ovisnosti o struji stimulacije i frekvencije (Geddes)
 - 3.5. Nadomjesna shema sučelja elektroda-koža s Warburgovom impedancijom
 - 3.6. Tipovi površinskih mokrih elektroda: a) EKG-elektroda; b) EEG-elektroda; c) usisna elektroda; d) ljepljive elektrode; c) žičane elektrode (mala masa)
 - 3.7. Suhe elektrode s ugrađenim pojačalom u monolitnoj tehnologiji u dvije izvedbe
 - 3.8. Igličaste elektrode: a) monopolarna i b) bipolarna; c) žičana elektroda; d) etažna elektroda; e) kortikalna elektroda na kori velikog mozga
 - 3.9. Mikroelektrode: a) metalne; b) staklene i njihova proizvodnja
 - 3.10. Staklena mikroelektroda i njezina nadomjesna shema
 - 3.11. a) Smetnje od vanjskog električnog polja; b) djelovanje vanjskog električnog polja na ulazni krug pojačala
 - 3.12. a) Nadomjesna shema sučelja elektroda-pojačalo; b) utjecaj napona polarizacije E
 - 3.13. a) Utjecaj magnetskog polja smetnje na ulazni krug pojačala; b) linearna karakteristika utječe da se visokofrekvencijski signal nakon ispravljanja pojavi kao smetnja
 - 3.14. Plivajuće pojačalo i potiskivanje istofaznog napona smetnje u_i
 - 3.15. Potiskivanje istofaznog napona smetnje u_i protunaponom u_i^* pomoću naponskog pojačala
 - 3.16. a) Smanjenje otpora uzemljenja s pojačalom u povratnoj vezi; b) nadomjesna shema
 - 3.17. Izvedba sklopa za umanjenje otpora uzemljenja
 - 3.18. a) Artefakt od napona mreže; b) smetnja od visokofrekvencijskoga elektromagnetskog polja; c) smetnja od mišićnog napona; d) smetnja od pulsa
-
- 4.1. a) Blok-shema jednokanalnog elektrokardiografa; b) naponi umjeravanja
 - 4.2. Pojednostavnjena shema jednokanalnog elektrokardiografa (Hewlett-Packard)
 - 4.3. Izvor napona od 95 kHz uz shemu na sl. 4.2.
 - 4.4. Izlazni stupanj pojačala za pogon pisača

- 4.5. Mjerenje otpora elektrode sa svjetlosnom indikacijom
 - 4.6. Blok-shema n-kanalnog elektroencefalografa analogne izvedbe
 - 4.7. Blok-shema digitaliziranog elektroencefalografa
-

- 5.1. Načelo usrednjavanja (averaging) za dobivanje evociranih potencijala
- 5.2. Valni oblici evociranih potencijala: a) vidni (video) evocirani potencijal (VEP); b) slušni (audio) evocirani potencijal (AEP); c) somatosenzorni evocirani potencijal (SEP)
- 5.3. Prikaz triju signala u vremenskoj i frekvencijskoj domeni i njihova autokorelacijska funkcija
- 5.4. a) Naponi mozga pacijenta u budnom stanju i u snu, te odgovarajuće autokorelacijske funkcije. Autokorelacijska funkcija otkriva mnoge potankosti koje se ne vide u vremenskom prikazu; b) Autokorelacijske funkcije u slučaju širokopojasnog i uskopojasnog pojačala
- 5.5. Blok-shema analognog uređaja za izračunavanje autokorelacijske i kroskorelacijske funkcije.
- 5.6. a) Spektar EEG-a u obliku kaskade. b) Područja istih frekvencija na glavi (frekvencijski mapping)
- 5.7. a) Raspored elektroda na vertikalnim trakama postavljenih na prsa i leđa pacijenta za snimanje ekvipotencijalnih ploha; b) podaci se prikupljaju u vremenskom multipleksu
- 5.8. Blok-shema uređaja za snimanje ekvipotencijala krivulja s jednim A/D pretvornikom
- 5.9. Izvedba višekanalnog uređaja s tri A/D pretvornika
- 5.10. Određivanje ekvipotencijalne linije aproksimacijom među elektrodama. Ovaj način omogućuje uporabu manjeg broja elektroda
- 5.11. Prikaz ekvipotencijalnih krivulja na površini tijela (Body surface potential mapping)
- 5.12. Prikaz ekvipotencijalnih krivulja na površini glave (brain mapping) i određivanje potencijala među elektrodama linearnom aproksimacijom
- 5.13. Vektorkardiografija. Razmještaj elektroda
- 5.14. Vektorkardiogram. Putanja vrha srčanog vektora
- 5.15. Temeljna blok-shema vektorkardiografa s Frankovom mrežom

- 5.16. Fonokardiogrami. Pojave srčanih tonova u usporedbi s elektrokardiogramom
- 5.17. Fonokardiogram u slučaju različitih oboljenja
- 5.18. Blok-shema fonokardiografa. Karakteristike gušenja filtara. Akustički pretvornik
- 5.19. Fetalna elektrokardiografija. Blok-shema

-
- 6.1. Biološke električne impedancije. Nadomjesna shema. Otpor kože R_p i otpor unutrašnjosti tijela R_s
 - 6.2. a) Mjerenje biološke impedancije sa strujnim izvorom. b) Mjerenje biološke impedancije mosnom metodom.
 - 6.3. a) Psihogalanski refleks (PGR). Promjena otpora ΔR_p kao odziv na podražaj; b) električna impedancijska pletizmografija. Promjena unutrašnjeg otpora zbog pulzacije arterija (reoencefalografija)
 - 6.4. Mjerenje respiracije metodom impedancijske pletizmografije: a) izvedba s dvije elektrode; b) izvedba s četiri elektrode i strujnim izvorom

-
- 7.1. a) Promjena krvnog tlaka u glavnim arterijama. b) Valni oblik tlaka u različitim arterijama
 - 7.2. Promjena krvnog tlaka u aorti i velikim arterijama i malim arterijama arteriolama i kapilarama
 - 7.3. Invazivna (neposredna) metoda mjerenja krvnog tlaka preko igle, katetera i pretvornika tlaka u električnu veličinu
 - 7.4. Nadomjesna shema i prijenosna funkcija tlaka
 - 7.5. a) Induktivni pretvornik za mjerenje krvnog tlaka u mosnom spoju. b) Poluvodički pretvornik u mosnom spoju izveden u monolitnoj tehnologiji
 - 7.6. a) Indukcijski pretvornik s diferencijalnim transformatorom. b) Prinip rada pretvornika
 - 7.7. Auskultativna metoda mjerenja krvnog tlaka temeljena na Korotkovljevim šumovima i manšeti
 - 7.8. Oscilometrijske metode mjerenja krvnog tlaka: a) promjena tlaka u drugoj manšeti; b) vrijeme prolaza impulsa Δt između prve i druge manšete; c) određivanje dijastoličkog tlaka računom na temelju izmjerenog sistoličkog i srednjeg tlaka

- 7.9. Dopplerov efekt a: a) čvrstim izvorom zvuka i pomičnim primateljem; b) čvrstim primateljem i pomičnim izvorom
- 7.10. Arteriokinetička metoda temeljena na Dopplerovu efektu: a) izvedba Dopplerova uređaja; b) načelo mjerenja
- 7.11. Brzina strujanja krvi od aorte do vena
- 7.12. Mjerenje brzine strujanja krvi temeljene na razlici vremena prolaska
- 7.13. Izvedba uređaja za mjerenje brzine strujanja krvi temeljene na razlici vremena prolaska u kontinuiranom radu
- 7.14. Mjerenje brzine strujanja krvi temeljene na Dopplerovu efektu
- 7.15. a) Izvedba uređaja za mjerenje strujanja krvi temeljene na Dopplerovu efektu; b) Izvedba piezoelektričkog kristala odašiljača i prijemnika
- 7.16. Mjerenje brzine strujanja krvi elektroindukcijskom metodom
- 7.17. Blok-shema uređaja za mjerenje brzine strujanja krvi elektroindukcijskom metodom
- 7.18. Vremenski dijagram kod elektroindukcijske metode sa sinusnom uzbuđom
- 7.19. Vremenski dijagrami kod elektroindukcijske metode s uzbuđom: a) pravokutnim i b) trapeznom oblikom struje
- 7.20. a) i b) Izvedbe glave kod elektroindukcijske metode s magnetom postavljenim izvan arterije i c) s postavljenim kao kateter u arteriji
- 7.21. Mjerenje protoka krvi metodom jednokratnog ubrizgavanja krvi
- 7.22. Staklena elektroda pH-metra
- 7.23. a) Kalomel-elektroda; b) srebro-srebro klorid (Ag/AgCl); c) izvedba staklene elektrode i srebro-srebro klorid elektrode u istom kućištu; d) antimonska elektroda
- 7.24. a) Izvedba elektrode za mjerenje parcijalnog tlaka ugljik-dioksida, pCO_2 , u krvi; b) pojednostavnjeni prikaz elektrode za mjerenje pCO_2
- 7.25. Prikaz polarografske metode
- 7.26. a) Polarogram kisika otopljenog u vodi; b) izvedba elektrode za mjerenje parcijalnog tlaka kisika u krvi (Clarckova elektroda)
- 7.27. a) Difuzija kisika iz zraka u krv; b) difuzija ugljik-dioksida, CO_2 , iz krvi u alveole odnosno pluća

- 7.28. Karakteristični plućni volumeni
- 7.29. a) Spirometar mokre izvedbe; b) spirometar suhe izvedbe; c) spirometar klinaste izvedbe
- 7.30. a) Mjerenje forsiranog vitalnog kapaciteta (FVC) i izdisajnog kapaciteta (FEV1), te ekspiracijski protok sredinom ekspiracije (FMEF 25% - 75%); b) krivulja protok - izdahnuti volumen) (Q-v)
- 7.31. Spirometri otvorenog tipa: a) s preprekom i b) s turbinskim kotačićem
- 7.32. Spirometar otvorenog tipa za mjerenje funkcionalnog rezidualnog kapaciteta
- 7.33. Tjelesni pletizmograf (Body plethysamograph)
- 7.34. Određivanje funkcionalnog rezidualnog kapaciteta i otpora dišnih putova tjelesnim pletizmografom: a) funkcija promjene protoka ΔQ i b) alveolarnog tlaka P_A u ovisnosti o promjeni volumena ΔV
- 7.35. a) i b) Mjerenje plućne popustljivosti (compliance); c) nadomjesna električna shema pluća
- 7.36. Gumena cijev za mjerenje respiracije
- 7.37. Mjerilo koncentracije ugljik-dioksida u izdahnutom zraku
- 7.38. Nitrometar. Mjerilo koncentracije dušika u izdahnutom zraku
- 7.39. Oksimetar. Mjerilo koncentracije kisika u izdahnuom zraku
- 7.40. Spektrometar masa i mjerenje sastojaka izdahnutog zraka
-
- 8.1. a) Izgled prednje ploče uređaja intenzivne skrbi smještene uz krevet pacijenta s utičnim jedinicama za mjerenje različitih bitnih parametara; b) prikaz podataka koji se mogu dobiti na zastoru monitora
- 8.2. Jedinica intenzivne skrbi smještene uz krevet i centralna jedinica u digitaliziranom obliku
- 8.3. Uređaj za indikaciju otpale elektrode
- 8.4. Digitalni uređaj za mjerenje broja otkucaja srca (kardiotahometar)
- 8.5. Vremenski dijagrami rada kardiotahometra

- 9.1. Valni oblici stimulirajućih impulsa: a) pravokutni, b) trapezni, c) zaobljeni, d) eksponencijalni, e) trokutasti i pilasti
- 9.2. Površinska stimulacija i raspored električnih strujnica ispod elektroda za električnu stimulaciju
- 9.3. a) Uređaj za električnu beskontaktnu telestimulaciju sastoji se od odašiljača i prijemnika; b) vremenski dijagram
- 9.4. a) Električni stimulator srca, načinjen od nestabilnog multivibratora s komplementarnim tranzistorima; b) vremenski dijagram
- 9.5. Temeljni način rada srčanih stimulatora: a) s čvrstom frekvencijom (više se ne upotrebljava); b) na zahtjev: inhibirajući i sinkroni; c) sinkroni na P-val
- 9.6. Intenzitetno-vremenska krivulja srčanog mišića
- 9.7. a) Relativna promjena otpora elektrode R/R_{max} nakon implantacije srčanog stimulatora; b) fibrozno tkivo povećava otpor elektrode
- 9.8. a) Implantacija srčanog stimulatora ispod ključne kosti i b) u području trbuha i trbušne šupljine (abdominalno)
- 9.9. Postavljanje elektroda: a) na površinu srca (epikardijalno); b) unutar desne klijetke s monopolarnom elektrodom i c) s bipolarnom elektrodom
- 9.10. Višežilni kabel za priključak elektrode
- 9.11. Izvedba elektroda srčanog stimulatora: a) površinske, b) bipolarne i c) monopolarne elektrode s hrvataljkama
- 9.12. a) Živin članak, b) biogalvanski članak
- 9.13. Nuklearni izvor napajanja: a) s izotopom plutonijem-238, b) s izotopom prometejem-147 ili tricijem-3 koji ozračuju p-n spoj
- 9.14. Litijev članak u procesu pražnjenja
- 9.15. Programabilni srčani stimulator
- 9.16. a) Vremenski dijagram programabilnog srčanog stimulatora; b) način prepoznavanja smetnje od napona mreže (50 Hz)
- 9.17. Blok-shema multiprogramabilnog srčanog stimulatora (Intermedics)
- 9.18. a) Promjena impedancije nastale disanjem; b) promjena impedancije zbog promjene količine krvi u srcu; c) povećanje temperature krvi u srcu zbog napora

- 9.19. Valni oblici defibrilacijskih struja: a) sinusoidni signal iz električne mreže; b) impulsi modificiranog eksponencijalnog oblika; c) istitravanje nastalo titrajnim krugom; d) odsječeni eksponencijalni valni oblik
- 9.20. a) Električna shema defibrilatora; b) defibrilator s udvostručenjem napona; c) vremenski dijagram pokazuje kako se izbjegava vulnerabilna zona
- 9.21. Shema defibrilatora napajano iz istosmjernog napona od 12 V
- 9.22. a) Peronealna proteza; b) trokanalna telestimulacija tri grupe mišića
- 9.23. Smještaj elektroda za stimulaciju sinusa karotisa
- 9.24. Stimulacija detruzora u smislu omogućavanja mokrenja. Položaj elektrode i uspješnost u tri različita slučaja: a), b) i c)
- 9.25. a) Električna stimulacija želuca; b) stimulacija dvanaestopalčanog crijeva bipolarnom elektrodom; c) stimulacija želučano-crijevnog trakta dvjema negativnim elektrodama u želucu i u debelom crijevu i pozitivnom izvana
- 9.26. Smještaj elektroda za izazivanje sna
- 9.27. Valni oblik struje i položaj elektroda kod elektrošoka
- 9.28. Tri načina električne stimulacije za cijeljenje kostiju: a) izravnim priključkom elektroda; b) izmjeničnim magnetskim poljem i c) električnim poljem
- 9.29. Mjerenje brzine provodljivosti impulsa
- 9.30. Postavljanje elektroda pojačala ako se ne želi vidjeti napon podražaja
- 9.31. Blok-shema električnog stimulatora
- 9.32. Vremenski dijagrami električnog stimulatora
- 9.33. Impulsi električnih stimulatora
-
- 10.1. Zvuk predstavlja periodičnu promjenu talasa zraka ili drugog medija
- 10.2. Refleksija energije na granici medija različite akustičke impedancije
- 10.3. Gušenje i refleksija ultrazvučne energije
- 10.4. Promjena energije u neposrednom okolišu oko izvora i na većoj udaljenosti
- 10.5. Kristal kremenita i x-rez

- 10.6. Promjene u strukturi kristala kremenata pri tlačnom i vlačnom naprežanju
- 10.7. Nadomjesna električka shema piezoelektričkog kristala
- 10.8. a) Ultrazvučna odašiljačka sonda; b) shema odašiljačke sonde s jako prigušenim oscilacijama
- 10.9. a) Ehoencefalografija. Položaj sonde i prikaz na zastoru katodne cijevi b) *Shema ehoencefalograma s refleksijom na kaudalnom H.*
- 10.10. Sklopovi za dobivanje eksponencijalne funkcije pojačanja: a) s diodama i b) s MOS-FET-om
- 10.11. Eksponencijalna funkcija pojačanja postignuta odvojenim uključivanjem 4 pojačala
- 10.12. Punovalni pretvornik izmjeničnog napona u istosmjerni
- 10.13. Blok-shema ehoencefalografa
- 10.14. Načelo dobivanja B-prikaza
- 10.15. Mehanička ruka i određivanje pozicije sonde
- 10.16. Blok-shema uređaja za B-skopiju s pozicioniranjem točke na zastoru katodne cijevi
- 10.17. Izvedba ultrazvučnih njihajućih i rotirajućih sondi za: a) i b) lepezasto skeniranje; c) paralelno skeniranje
- 10.18. a) Linearni niz sondi; b) blok-shema uređaja za D-prikaz
- 10.19. Elektroničko fokusiranje ostvareno kašnjenjem odašiljanja grupa ultrazvučnih pretvornika
- 10.20. a) Sektorski prikaz glave ploda u sagitalnoj ravnini; b) linearni B-prikaz glave ploda
- 10.21. a) M-prikaz pomaka mitralnog zalistka duž M-pravca; b) sektorski B-prikaz srca s M-pravcem. Desno je prikazan napon odjeka koji se dovodi na z-os duž M-pravca
- 10.22. Blok-shema uređaja za impulsni Doppler
- 10.23. Sektorski prikaz s pravcem duž kojeg je proveden impulsni Doppler u slučaju trikuspidne stenoze
-
- 11.1. Načelna izvedba rentgenske cijevi
- 11.2. Nastajanje elektromagnetskog zračenja kočenjem elektrona: a) model kočenja u atomu; b) kontinuirani spektar zakočenog zračenja

- 11.3. Nastajanje elektromagnetskog zračenja izbacivanjem elektrona iz atomskih ljuski najnižih energija: a) model; b) karakteristični spektar diskretnog zračenja
- 11.4. Model Comptonova raspršenja fotona na elektronu
- 11.5. Direktno promatranje rentgenskog zračenja: a) izvor, objekt i fluorescentni zastor; b) slojevi fluorescentnog zastora
- 11.6. Strujno-naponska karakteristika rentgenske cijevi
- 11.7. Izvedba: a) katode; b) smještaj katode u rentgenskoj cijevi
- 11.8. Uljem hlađena anoda rentgenske cijevi. Cooledgeova rentgenska cijev
- 11.9. Rentgenska cijev s rotirajućom anodom
- 11.10. Rentgenska cijev hlađena uljem za terapijske svrhe (200 kV)
- 11.11. a) Jednoventilsko i b) četveroventilsko napajanje rentgenske cijevi
- 11.12. a) Šesteroventilsko i b) dvanaesteroventilsko napajanje rentgenske cijevi
- 11.13. Prikaz: a) anodnog napona; b) intenziteta zračenja prije i nakon prolaska kroz organizam za poluvalno i punovalno ispravljanje
- 11.14. Blok-shema rentgenskog uređaja
- 11.15. Optičko pjačalo rentgenske slike i TV-lanac
- 11.16. Tomografsko rentgensko snimanje
- 11.17. Digitalna suptraktivna angiografija
- 11.18. Blok-shema uređaja za digitalnu suptraktivnu angiografiju
- 11.19. Desna karotidna arterija prikazana digitalnom suptraktivnom angiografijom
- 11.20. Arterije dlana prikazane digitalnom suptraktivnom angiografijom

Foto {

-
- 12.1. Načelo rentgenske tomografije
 - 12.2. Istovremeno primicanje izvora i detektora u rentgenskoj tomografiji
 - 12.3. Slikovni elementi μ_{ji} u ravnini snimanog sloja
 - 12.4. Hounsfieldov ili CT broj za različita tkiva i organe

- 12.5. Pet generacija kompjutoriziranih tomografa (CT): a) jedan izvor i jedan detektor; rotacija i translacija; b) jedan izvor i više detektora. Translacija i rotacija; c) jedan izvor i više detektora, samo rotacija; d) jedan izvor rotira, detektori po cijelom obodu kruga (čvrsti); e) nema pokretnih dijelova. Mlaz elektrona kruži po kružnim anodama
- 12.6. a) Scintilacijski, b) plinski i c) poluvodički detektori rentgenskog zračenja
- 12.7. a) Gušenje rentgenske zrake; b) određivanje gušenja devet elemenata sloja; c) prolaz zraka kroz elemente
- 12.8. Određivanje elemenata gušenja metodom povratne projekcije
- 12.9. a) Artefakt nejasnih kontura zbog zvjezdastog izobličenja uklanja se b) filtriranjem povratne projekcije, c) Shepp-Loganov digitalni filter
- 12.10. Određivanje elemenata slike kod divergentne projekcije
- 12.11. a) Transverzalni presjek glave u ravnini očiju; b) transverzalni presjek u ravnini prvoga lumbalnoga kralješka nakon odstranjenja desnoga bubrega
- 13.1. a) Uređaj za određivanje mjesta anihilacije duž pravca; b) samo fotoni unutar zamišljenog cilindra s vremenskom razlikom ne većom od 10 ns uzimaju se u obzir koncidentnim sklopom
- 13.2. a) Detektori smješteni unutar kruga; b) detektori smješteni na obodu kruga u 6 grupa po 8 detektora. Obavlja se rotacija i translacija detektora
- 13.3. a) Detektor s kolimatorom; b) detektori i kolimatori smješteni na stranicama četverokuta koji se okreće za 360°; c) kružno raspoređeni detektori; d) detektori gama-kamere zakreću se oko pacijenta za 360°
- 13.4. a) Scintigraf (skener) s pomičnom kamerom i štampačem; b) scintigram štitnjače
- 13.5. Analizator amplitude napona kojim se određuje energetski "prozor"
- 13.6. Blok-shema gama-kamere sa sklopovima za određivanje pozicije bljeska
- 13.7. Način određivanje pozicije scintilacije različitim pojačanjima pojačala
- 13.8. Snimka gama-kamere prikazuje desni režanj jetre
- 13.9. Gama-kamera s plinskim luminiscentnim detektorom
- 13.10. Gama-kamera s poluvodičkim detektorima luminiscencije

- 14.1. a) Spinovi vodikovih protona s vektorom nuklearne magnetizacije kaotično raspoređeni; b) orijentirani uz djelovanje vanjskog polja; c) paralelna i antiparalelna njihova orijentacija
- 14.2. Djelovanje magnetske indukcije B_0 na spin vodikova protona
- 14.3. a) Istitravanje vodikova spina; b) istitranje vektora magnetizacije M_0 u smislu y-osi i c) u smislu z-osi
- 14.4. a) Istitravanje spina protona na Lormarovoj frekvenciji u b) longitudinalnom smislu M_z i transverzalnom smislu B_y nakon pobude koja ga zakreće za 90° ; c) nakon vremena T_R nastale razlike u amplitudi zbog različitih konstanti T_1 i T_1''
- 14.5. Istitravanje vektora magnetizacije iz područja inverzije
- 14.6. Istitravanje iz područja inverzije za tvari različitih konstanti T_1 i T_1''
- 14.7. Spin-odjek tehnika. Nakon impulsa 90° djeluju impulsi 180° koji potiskuju oscilacije na minimalnu vrijednost
- 14.8. Određivanje lokacije vodikovih spinova u ravnini pomoću gradijenta magnetskog polja G_x i G_y
- 14.9. Postavljanje zavojnica za stvaranje gradijenta i glavne magnetske indukcije B_0
- 14.10. Rekonstrukcija slike povratnom projekcijom
- 14.11. Rekonstrukcija slike određivanjem faze
- 14.12. Sagitalni presjek: a) gležnja, b) lakta i c) vrata
- 14.13. Izvedba glavnog magneta s vodičima u supravodiljivom stanju uz hlađenje s dušikom i helijem
- 14.14. Uspostavljanje magnetske indukcije B_0 glavnog magneta
- 14.15. Blok-shema uređaja magnetske rezonancije
-
- 15.1. Ovisnost spektralne gustoće zračenje E o valnoj duljini λ prema Planckovu zakonu $\perp a$
- 15.2. Termograf s mehaničko-optičkim skeniranjem
- 15.3. Način skeniranja pomoću osmerokutne prizme
- 15.4. a) Skeniranje pomoću dva klataća zrcala; b) skeniranje pomoću zrcala i osmerokutne prizme

- 15.5. Izvedba skeniranja pomoću dvije rotirajuće osmerokutne prizme
- 15.6. Fotodioda u strujnom režimu i zapornom području kao fotodetektor
- 15.7. a) Signalna ploča s piroelektričkim pretvornikom; b) vremenski dijagram obrade signala; c) blok-shema termografa s piroelektričkom vidikon kamerom
- 15.8. Pomak naboja među elektrodama kod nabojski vezane analizatorske ploče
- 15.9. Načelo rada termografa s nabojski vezanom analizatorskom pločom
- 15.10. a) Veći intenzitet infracrvenog zračenja prikazan je svjetlije na fotografiji, što znači da je lijeva dojka toplija od desne. Promjena intenziteta zračenja duž pravca p-p prikazana je na slici dolje; b) termogram leđa pacijenta