

» PRAKTIČAR «

Šantić;

rukofis

BIDMEDICINSKA

ELEKTRONIKA

Uvod

Biomedicinska elektronika je primjena elektroničke u medicini i biologiji što se najviše dijelom odnosi na elektroničku instrumentaciju, ali u ovo područje uključuju se i modeliranje bioloških sustava gdje se uz fiziološki zdrave funkcije organizma, proučavaju i različita patološka odstupanja. Zbog toga uključuju i područje elektrofiziologije uvažno potrebno stručnjaku koji se bavi razvijanjem i konstruiranjem mjernih uređaja koji mjere biološke parametre kao biokemikalija koja se bavi kako modeliranjem tako i proučavanjem biološke pojave i slušajući se sponzora i tehnološka područja elektroničke primjene u na više organizme.

Biomedicinsku elektroničku instrumentaciju mogu bitno podijeliti na četiri temeljne grupe uređaja i to su:

- Mjerenje bioloških električnih veličina (napon i impedancija)
- " bioloških melektričnih veličina (tlak, protok, temperatura)
- Električnu stimulaciju (funkcionalna električna stimulacija (FES), pacemakerni uređaji, ultrazvuk, rentgen, kompjuterizirane tomografije, priključak dobari mjerenje izotopa, magnetska rezonancija i tomografija).

Područje biomedicinske elektroničke pripadaju i neki uređaji koji nisu spadaju u gore navedene temeljne kategorije kao što su dijatermijski uređaji, visokofrekvencijski skalpel (termokauter) elektronički mjerni uređaji primjenjuju u analizi kemijskih tvari i sl. Osim toga tu se mogu naći uređaji koji imaju i jače strojne komponente. To su uređaji za hemodijalizu, mehaničku ventilaciju, umjetno srce, pluća i sl. Izop ograničenog prostora predviđamo da ovo poglavje k ovdje će biti uloženo u istom samom gore navedenom temeljne područje. Detaljnije podatke čitaoce može naći u knjizi od istog autora A. Jantić: Biomedicinska elektronika. Školska knjiga, Zagreb, 1995.

* Ista promjena potencijala je vrlo značajna kod živčanih i mišićnih stanica i zove se akcijski potencijal.

3

Podrži li se stanica izvansa mehanizmom, kemijskim ili najbolje električnim podržavanjem, doći će do naglog povećanja vodljivosti stanične membrane sadu za natrijove katione K^+ koji će prodirjeti naglo u stanicu u takvoj količini da će promijeniti njezin polaritet, pa će sadu u kratkom vremenu (0.5 do 5 ms) membrana postati pozitivna prema vanjskoj dijelu membrane stanice, što je vidljivo na sl. 1.1.c. No sadu dolazi s udikom koncentracije do povećanja vodljivosti za kalijove katione K^+ koji svojim ispluom opet vraćaju negativni potencijal unutar stanice, dok se ^{opet} uspostavi ravnoteža stanice. No usrednjim podržavanjem stanice, što je slučaj kod fiziološkog podržavanja, došlo bi do prevelikog nagomilavanja natrijovih kationa K^+ unutar stanice što bi omogućilo daljnje stvaranje akcijskih potencijala. Da do toga ne dođe, postoji tzv. natrijova i kalijeva pumpa koja utrošak energije koja se stvara oksidativnom sećere dovodi do vraćanja natrija izvan stanice i kaliji unutar stanice. To se obično čini da se natrijovih kationa Na^+ više sa tzv. γ -kompleksom (kemijska grupa chumasta) u neutralni $Na\gamma$ kompleks koji utrošak energije ~~u~~ ulazi izvan stanice. Ovaj se raspada u natrijove katione Na^+ i γ -kompleks koji prelazi u nešto izmijenjeni X-kompleks koji se sadu više sa kalijovim kationima K^+ u $K\gamma$ kompleks koji potroškom energije ulazi u stanicu gdje oslobađa unutar stanice kalijove katione K^+ . Sadu se X-kompleks pretvara u γ -kompleks koji se vezuje za Na^+ katione i ciklus se zatvara kako je to vidljivo na sl. 1.2.a. Stvaranje akcijskih potencijala fiziološki je prisutan kod živčanih i mišićnih stanica i njihova frekvencija je ovisna o intenzitetu podržavanja. Na taj način se akcijskim potencijalima prenose informacije živčanim stanicama.

Izgled živčane stanice prikazan je na sl. 1.3.a. Ona se sastoji od većeg dijela tzv. soma s jezgrom i produžetka koji se zove akson ili neurit. Krajnji vrh produžetka završava s više završetaka ^{odnosno dendrita} V. (telodendron). Na somi živčane stanice nalaze se dendriti koji služe za vezu s drugim stanicama. Mjesta takvih kontakata zove se sinapse.

Na sl. 1.3. b prikazana je sinapsa koja se sastoji od presinapse i postsinapse. Kad akcijski potencijal dosegne postsinapsu, laci tvar tzv. transmiter (najčešće je to acetil kolin) koji ^{o istučnjaj (u sinaptičku pukotinu)} pada u onomost. Violičim Vatovra akcijski potencijal u postsinapsi sljedećeg dendrita neurona. Da li će se sljedeći neuron podvratiti i li me onzi ^(sl. 1.1. c) preuzeti podvratiti neurona. Na toj matici dolazi do odluke hoće li se sljedeći neuron podvratiti i stvrti akcijski potencijal ili ne. One sinapse koje pokuduju sljedeći neuron roru se ekscitacijske, a one koji ~~islu~~ spijiciraju potudijuju roru se inhibicijske. Isto tako & frekvencija potudijuju impulsa ovisi intenzitetu kojim je ulno refikto podvrateno. Ostila odvorno receptori stravaji o veličini podvratnja to receptorski potencijal o čijoj odličini ovisi frekvencija akcijskih potencijala na prvoj V. ^{postsinapsi} tako se zapravo odlikovava neforno frekvencija potudijuju na sinapsama, prema sl. 1.4.

Kod mišićnog vlakna podvratnjaj ~~islu~~ se pruži frako motome placice koja je zavisetah živčanog vlakna kao presinapsa ^{dok je} postsinapsa u samom mišićnom vlaknu. Akcijski potencijali iz živčanog vlakna podvratuju mišić što ima za posljedicu živčaji akcijskog potencijala duš mišića. To izostva upjornu kontrakciju. Živčaji akcijskih potencijala može se upjorniti postavljanjem elektroda na kožu, a njihovo ukupno djelovanje deji valne oblike neforno karakteristične za pojodne organe. S dijagnostičkog stajališta najvažniji su neforni srca i mozga, a u istu svrhu koniste se još i neforni okla mišića općenito i travine i ostjeerne muskulature.


1.2.1 Naponi srca.

Srce možemo predstaviti kao desji suplje loptaste mišićne tvorenine. Od kojih je jedna predstavlja prthelijetke, a druga kljjetke. Takova loptaste tvorenina prikazana je na sl. 1.5. V odna je kao i stanica nefijne izvava pozitivna, a iznabra negativna. Ali takova mišićnu loptu podvratimo izvava, doći će do prodora nefijne katijone ^{Na⁺} izvava u njiznu unutrašnjost, što će iznabra za posljedicu promjenu potencijala na toje dijelu golje je izostva podvratnjaj. Na strijoni koja stee na graničama golje su potencijali

različiti vrši se polarizacije još ne podrazumijeva Flura pa se ova granica širi kao val duž loptaste površine. To je proces depolarizacije. Budući da ova loptasta površina ima udioj različitoj predstavlja nepravilnu na odvojenim mjestima to ova predstavlja za vrijeme procesa depolarizacije električki dipol. Taj dipol se može prikazati i vektorom čijeg intenzitet raste proporcionalno kvadratnom broja udioja. Kada se ova loptasta površina nalazi u dobro vodljivoj mediji do se postavlja ujem elektroda u uzdužnoj blizini može i drugiti na vrijeme u pojedinih fazama depolarizacije i repolarizacije.

Način [Lit. --] V za vrijeme procesa depolarizacije mijenja se intenzitet vektora pa prema tome i način na elektrodama kako je to prikazano na sl. 1.5. b. Kada je proces depolarizacije završio započinje proces repolarizacije u okviru srca, koji je posljedica izlaska kalijevih kationa K^+ površinu kugle. To dovodi do promjene polariteta i povratak u stanje mirovanja kakvo je bilo prije podražaja.

Sve se svoj rad dobro podrazuje iz sinusno-atrijskog V čvora (SA) iz kojega se akcijski potencijal proširuje do atrio-ventrikularnog V čvora (AV) gdje se nakon trenutne ^{stanka} ^{brzo} preko Purkinjevih ^{mišića ventrikula} miti na ventrikularni dio srčanog mišića. To dovodi do snažne kontrakcije i istiskivanja krvi u aortu i plućne arterije (plato). Akcijski potencijal, koji kod srčanog mišića ima izvrsni vrh ^{plato} prema sl. 1.6. a neprekidno ^{se} povećava [Lit. --] u ritmu broja otkucaja u minuti.

Ali preključke ^{i klijetke} ^{u srčanom mišićnom} loptama ovdje ^{se} prema sl. 1.6. može naestati promjene načina za vrijeme depolarizacije i repolarizacije ~~klijetki~~ preključki i malo zatim klijetki, što se prikazuje kao na sl. 1.7. a. To je očito da se vrijeme repolarizacije preključki poklapa s vremenom depolarizacije klijetki što daje  valni oblik kako je prikazan na sl. 1.7. b. Ovdje treba uočiti jednu iznimku, koja je prisutna kod repolarizacije klijetki, a to je pozitivna promjena repolarizaciji, a ne negativna kao što bi se očekivalo. Razlog tome je što kod klijetki proces repolarizacije ^{ondje} počinje ^{gdje} je završilo vrijeme depolarizacije. Na sl. 1.7. b. pokazane su i karakteristične ~~su~~ vremenske i naponske vrijednosti. Tu su karakteristični P- val (depolarizacija preključki), Q-R-S kompleks (depolarizacija klijetki i repolarizacija preključki) i T- val (repolarizacija klijetki).

Procesi depolarizacije i repolarizacije srčanih klijetki i miokardijalnih mišića mogu se prikazati dipolom, odnosno vektorom. Ovdje treba napomenuti još jedan značajni čimbenik da je napon mjeran na derjenskim elektrodama ^{približno} Vrašnjevan projekciji vektora na pravac koji prolazi oni u elektrodama (lit. ...).

Za mjerenje srčanog napona ^{u elektrokardiografiji} vektrode se moraju postaviti na dopovornim mjestima, a to su lijeva i desna ruka i lijeva noga, dok desna noga služi za usmjerenje pacijenta. To električki izgleda zbog dobre vodljivosti ruku i nogu kao da su elektrode stavili ispod lijeve i desne ključne kosti ^{kako je to pokazano na sl. 1.8.a.} i u podnožju prepona. Ove dvije priljubljive elektrode dobiva se u vele elektrode ili odvod koji odgovara Einthovenovom trokut prenos sl. 1.8.b. izgleda izgleda izgleda je na sl. 1.8.a. Osim Einthovenovih odnosa rutinski se upotrebljavaju i Goldbergerovi odvodi (sl. 1.9.a). Ti se odvodi ^{ovu} pojačani odvodi jer njih napon koji su oko 50% pojačani, ovo se postre zelo da se njih napon između jedne elektrode (ruke ili noga) i srednje razdaljine dobivene postavljanjem jednake razdaljine između preostale dvije elektrode kako je na sl. 1.9.a prikazano, u na knjizi se su može trazi odvodi tzv. prekordijalni odvodi koji se smještaju između šest pozicija ispod lijeve prsi i neutralne ili Wilsonove elektrode na kojoj se njih prema sl. 1.9.b srednji napon sve trije elektrode ili koji se smatra multim naponom.

1.2.2. Naponi mozga
 Osim mjerenja napona srca koja omogućuju pristavljanje najvećeg broja dijagnoza dobise mjerenje napona mozga koji talasir imaju veliko dijagnostičko značenje. Elektroencefalografija omogućava dijagnosticiranje više vrsta epilepsija, te koji raspoznati vrsta epile koje su utvrdene u bas tehnologiji elektroencefalografiju (Berger 1920). Tako se mogu odrediti generalizirane epilepsije (grand mal i petit mal) i posebne vrste epilepsija, zato neuroni i hematom i ujichove lokalizirane, zato oboljavanja kao što je encefalitis i meningitis itd.

Naponi mozga ~~su~~ pokazujuju suštino manji broj promjenitosti od napona srca, pa se kod napona mozga u encefalografiji definišu karakterističnim oblicima ili ritam. Na sl. 1.10.a prikazani karakteristični ^{ritmovi} α , β , θ i δ ~~ritam~~ koji se osim po obliku prebrišu različuju po frekvenciji i naponu. Tako α -ritam pokriva područje ^{frekvencije} od 7,5 do 13 Hz uz prosječnu vrijednost napona od 50 μ V, a β -ritam obuhvaća područje od 13 do 25 Hz uz manje napone od 20 μ V, θ -ritam obuhvaća frekvencije od 3,5 do 7,5 Hz sa naponima oko 70 μ V, a δ -ritam je spor ritam od 0,5 do 3,5 Hz s velikim amplitudama često većim od 100 μ V. α i β -ritam su ~~pr~~ prisutni kod svahog čovjeka pa su prema tome normalni. δ -ritam se pojavljuje u opisternom stanju, tokom sni oči, u toku vremena, a β -ritam je prisutan kod veće aktivnosti mozga i tokom sni oči. θ i δ -ritam su u određenim obolnostima patološki.

Da bi se naponi mozga suimili postavlja se na glavu pacijenta 19-elektroda prema standardu uz jednu neutralnu elektrodu. U posebnim slučajevima može se dodati još 4 do 6 elektroda. Ovaj standardni raspored elektroda na glavi pacijenta predložen je na sl. 1.10.b. Tu različuju dva načina priključivanja pojačala elektroencefalografa i to: bipolarni kada se pojačala priključuju između deriji elektrode na glavi pacijenta po standardnom utvornom rasporedu i monopolarni kada se pojačala priključuju između jedne elektrode i neutralne elektrode, koja se postavlja na nihu pacijenta. Na neutralna elektroda može biti izvedena i kao Wilksova elektroda u elektroencefalografiji.

1.2.3. Naponi mišića (elektromiografija)

Po svom volnom obliku naponi mišića su slični ~~u~~ elektrotonom činu, jer sačinjavaju broj velikog broja akcijskih potencijala pojedinih mišićnih vlakana, kao što je ^{pokazano} na sl. 1.11.a. Takav veliki broj oblika se kod uporabe površinskih (na površini kože) elektrode, jer je u ovakvom slučaju nemoguće razlikovati akcijske potencijale pojedinih vlakna. Kod uporabe pitlošćih (u podkožju) elektrode malih dimenzija može se doći do pojedinačnog mišićnog vlakna (fibrila)

i izmjereni pojedinačne akcijske potencijale, gdje se jasno može razabrati obliku akcijskog potencijala prema sl. 1.11.b. Tu je prikazana i vredba jedne potkivne elektrede. Kod elektroreogramna dolivenog površinskih elektrodama ne dolazi se za dijagnostičkih slučajeva volen obliku zato se obično izvodi efektivna ili srednja vrijednost mišićnog napona. Uz vrijednost je približno rasuđenja veličini sile kvadrata je mišića. Mišićni naponi su reda veličine od 300 do 500 μ V, dok im je frekventiji spektar najgušći između 40 i 80 Hz (Piperov istan). Kod prikaza akcijskih potencijala s jednog fiksnog živca frekventijom pojasa treba dostignuti i do 10 kHz.

1.2.4. Naponi oka

Kod oka je prisutan pozitivna naboja u bližini rošnice, a u podnežju negativna naboja tako da oko predstavlja jedan električni dipol, koji se može predstaviti kao ^(sl. 1.12.a) veličina. Ovo svojstvo se koristi u elektroretinografiji za praćenje pomaka očiju uslijed podražaja sustava za ravnotežu. Naime kod podražaja očiju ~~to~~ kalonetiini testone kod kojeg se ulivenje u tople vode ^{zagrijane na 44°C} u oko dolazi do podražaja sustava za ravnotežu i treperenja očiju. Dvoj refleksi na podražaj zove se mistagnus. Podražaj se može izazvati i udarom pacijenta oko vlastite oči. Paricijim očiju prouči se i očni dipoli kao vektori kojih je projekcija na pravac koji prolazi kroz dvije elektrede promjenjiva, što znači, da daje promjenjivi napon kao što je to opisan kod ^(poglavlje 1.2.1.) ~~ista~~ stanjem jedne elektrede na sredini čela a druge na ^{obje} veli počnice, dolaze se horizontalni ^{dobivraće} ~~mistagnus~~ ^{svjesitajem elektroda} ~~mistagnus~~ i ~~iznad oka~~ ^u ~~vertikalni~~ ^u ~~mistagnus~~. Kako se elektrede postavljaju vidi se na sl. 1.12.b. ~~Oba oko kao je na sl~~ kao i valne oblike napona, elektroretinogrami.

Kod elektroretinografije suješta se staklena elektrede na rošnicu oka kako bi svojstvo proleto kroz elektrede i razvijala ^{retinu} V , dok se druga elektroda postavlja na sjeponica. Oka se ne pomiče kao ^{kod} ~~elektroretinografije~~, nego se svojstava impulsi ma svojsta tozlicitog inkustitko. Na sl. 1.1.a prikazan

*
 V Daljnjom obradom signala tzv. usrednjavanjem (averaging) mogu se
~~dobiti~~ iz elektroencefalograma koji se prikazuje kao sum "izolirani" naponi i za red
 veličine manji od napona mozga koji su posljedica vizualnih ^{audio} (službenih) i taktilnih
 (somatosenzornih)
 V podražaja na odgovarajućim regijama mozga. To su tzv. izazvani ili
 evocirani potencijali. Pacijent se izvorno ^{više nego} ~~u~~ ^u ~~podražaj~~ ^{podražaj} koristi u kliničkim
 da bi se nakon dovoljno velikog broja podražaja pojavio specifični valni oblik napona
 kao odziv na podražaj
 V dobiven usrednjavanjem nad okcipitalnim (parijetal) regijama mozga. ^{U slučaju}
 vizualni i akustični naponi odziv izgleda približno se na sl. 1.14. a i b.

*
 V Akustični podražaj izvorno odziv u području temporalne regije gdje se
 nalazi središte za sluh.

(sl. 1.13.)

je svojstvoj elektroda i njih oblik neformal (kako se u ovom slučaju dobiva za vrijeme trajanja svojstva). Na početku pod djelovanjem svetla neformal pada u osvanu od inkus, tada svojstvo reakcije foto-receptora, da bi zatim ponovno (b-val) i natim opet se malo podiže ^{ratim} ~~od~~ ^{kao} definitivno opas od-val, što je ~~potrebno~~ ~~na sl. 1.14.~~

1.3. Elektrode

Elektrode su vrlo važni element u mjerenju bioloških neformal. One su sučelje između biološkog tkiva i električnih uređaja. O njihovoj kvaliteti i postavljanju najviše ovisi koliko će utjecaj imati smetnje na mjerenja. Elektrode se mogu podijeliti u tri temeljne kategorije: površinske elektrode, potkošne elektrode i mikroelektrode. ^{Ove elektrode prikazane su na sl. 1.15.} Površinske elektrode se najviše upotrebljavaju i njihov oblik je prilagođen vrsti mjerenja odnosno da li se upotrebljavaju u elektroencefalografiji, elektroencefalografiji ili nekoj drugoj vrsti mjerenja. ^(sl. 1.15.a) Potkošne elektrode su izvedene u obliku šuplje igle sa jednom do dviju unutrašnjih elektroda, a služe najviše za mjerenje mišićnih neformal. ^(sl. 1.15.b) Mikroelektrode se upotrebljavaju za mjerenje biopotencijala, na živim stanicama i mogu biti staklene ili metalne [lit.-]. Njihov vrh je promjera od 1 do 2 μm kako ne bi prilikom probleska kroz membranu stanice oštetio stanicu i tako poremetio njezinu funkciju. (sl. 1.15.c).

Za mjerenja je od posebnog značenja električna nadomjesna shema elektroda. Da bi to utvrdili potrebno je znati da se koža sastoji od četiri sloja: površinski rožnati sloj (stratum corneum), ^{prema cl. 9.16.} zatim slijede redom stratum lucidum, stratum granulosum i na kraju stratum germinativum. Citoplazma ovog četvrtog sloja ima jezgru i stanice su u ovom sloju žive i obnavljaju se i rastu prema površini gdje postupno gube jezgru i odumiru. Površinski rožnati sloj je bez jezri i većinom citoplazma i sastoji se od ^{od} mrtvih stanica pa o tog razloga i ne vodi struju. Unutrašnji dio kože (dermis) sadrži arterije, vene, kapilare i žljebde znojnice. Svi unutrašnji slojevi su dobro vodljivi. Postavljanjem površinske elektrode može se smatrati da se u dobro vodljivom donjem sloju nalazi slična površinska

elektrode s ne dobro definiranim granicama između vodljivih slojeva i unazaj vodljivih (*stratum lucidum*). Na taj način u ovom najjednostavnijem slučaju sl. 1.17. kako je prikazano na elektroda se može predstaviti paralelnim spojim kapaciteta C_p i otpora $R_p V$. Osim toga tu je potrebno dodati i jedan izvor napona zbog nepolne polarizacije koji se uvijek stvara na sučelju metalne elektrode i elektrolita. Naima za smanjenje otpora elektrode koji potječe od ~~proizvoljnog~~ ^{proizvoljnog} ~~otopine~~ ^{otopine} sloja ^{koji} upotrebljavaju se elektroliti u obliku paste ili vodene otopine soli (najčešće kalijevlje soli). Na sl. 1.17. prikazane su dvije elektrode postavljene na koži s njihovim međusobnim shemama unutarnjih organična može se također predstaviti otporom R_u . Taj unutarnji otpor, ako je prokordjem prošlom ocek arterije ili niži manji, arterija ^{ispod elektrode} ^{na unutarnji otpor} mijenja svoju vrijednost kako ~~koliko~~ ^{koliko} krv u arterijama se mijenja u ritmu pulsa. ^{što je} Mijenje specifičnog otpora od ostalog tkiva, pa se takve pulsacije mogu uzeti kao promjene unutarnjeg otpora R_u . Da bi se mogao isključiti utjecaj otpora perifernog tkiva i uzeti samo promjene unutarnjeg otpora odabire se za takve mjerenja najčešće mast nepajem it izvora visoke frekvencije kako bi se utjecaj otpora R_p mogao zanemariti zbog paralelna priključenja male kapacitivne reaktancije $1/\omega C_p$. Valni oblik napona koji se dobiva na dijagramski neuravnoteženog mosta, kojem je u jednoj grani spojen unutarnji otpor ^{tkiva} R_{po} u valnom obliku promjenama tlaka u arterijama. Mjerenja protoka krvi odavno prokordjenosti na ovaj način ostvaruju se u ^{pleti smografije} reografija, dok je u svijetu uobičajeno opći naziv električna impedancijska ^{za mjerenje} ~~promjene volumena~~ ~~u~~ ~~hod~~ ~~arterija~~ ~~ili~~ ~~šire~~ ~~i~~ ~~pluća~~ ~~električno~~ impedancijska pleziurografija. Naima hod disanja mijenja se unutarnji otpor koji je proporcionalan promjeni volumena pluća. Pluća inače imaju velik otpor u usporedbi s ostalim tkivom [lit.]. Prikazan je raspored elektroda hod mjerenja ~~respiracije~~ ^{respiracije} metodom električne impedancijske pleziurografije ^{prikazano} na sl. 1.18. Osim navedenih veličina od značaja je i ^{unutarnji} otpora

Evropski
za mjerenje

sl. 1.17.
kako je prikazano na

koji

ispod elektrode
na unutarnji otpor

što je

pleti smografije
električna impedancijska

prikazano

⊕ Elektrode se postavljaju na nejestina gdje potkožno postoje žljebci mozjine,

koje odmasno paralelno kapaciteti C_p spojenog otpora R_p ! Naime ovaj se otpor R_p u velikim slučajevima posebnog uslođenja, napetosti ili straha i manje u slučajevima posebnog zgodnog stanja, mijenja zbog vrlo finog lučaja svojih kora i neke vrlo loše vodljivi tlačni sloj kore. Poudari da ovaj ima relativno mali specifični otpor to i ovako mikroskopski sitno lučaje svoj mijenja vrijednost otpora R_p u granicama od 0,1 do 1% ⊕ Lučaje svoj u ovalovim stranim situacijama zove se psihogalvanski refleks (PGR). V Ovdje se mjerenja provode na niskim frekvencijama od 10 do 100 Hz, kako ne bi značajnije utjecala kapacitivna reaktancija $1/\omega C_p$ paralelno spojenom ^{otporu} R_p . Mjerenje psihogalvanškog refleksa mnogo se provodi u eksperimentalnoj psihologiji, za snimanja u snu u psihijatriji i kao tzv. detektor laži u kriminalistici.

1.4. Utjecaj električne smetnje na mjerenja

Smetnje koje ^{ili artefakti} pretežno ograničavaju mogućnosti mjerenja mogu se podijeliti na vanjske; koje potiču od električnog ili magnetskog polja, električne mreže ili ^{koje nastaju} od odnosno elektromagnetskog polja V i H koje nastaju s velikom potencijom ili visokofrekvencijskih izvora, unutaršnje ^{smetnje} V potječu od bioloških napona koje ne želimo mjeriti ili upr. promjene elektrode i shv. shv.

Smetnje od električnog polja nastaju zbog kapacitivnog djelila između ^{električne} mreže i pacijenta C_1 , i pacijenta i zemlje C_2 pa je napon smetnje U_{sz}

$$U_{sz} = U_m \frac{C_1}{C_1 + C_2} \tag{1.1.}$$

gdje je U_m napon električne ^{kako je vidljivo na sl. 1.13.a} mreže V . Napon U_{sz} ^{na pacijentu} praktički može iznositi nekoliko stotina mV kod napona mreže $U_m = 220V$, jer je omjer C_1/C_2 oko 0,001. Kako je unutrašnjost objekta (pacijent) dobro vodljiva to je taj napon približno us, svim nejestinama pacijenta jednak i predstavlja istofasni signal koji diferencijalno pojačalo s velikim faktorom pojačanja može dobro poticnuti (lit.). Zato se kod elektrocardiografa zahtjeva da je faktor pojačanja H veći od 3000, a kod elektroencefalografa veći od najmanje 10000, [lit. ...],

Drugi utjecaj smetnji od električne instalacije je što ovaj istofasni signal smetnje U_{sz} na vlastitim približnicama predpojačala njezine

uvratnja postaje različit, ali ^{impedancija} elektroda Z_e i Z_e' nisu isti odnosno, ali se razlikuju za $\Delta Z = Z_e - Z_e'$. Može se pokazati da je ΔU_{se} razlika napona ΔU_{se} zbog različite impedancija elektroda

$$\Delta U_{se} = U_{sz} \frac{\Delta Z_e}{Z_e} \frac{Z_e}{R_{ul}} \quad (1.2x)$$

Ovaj napon ΔU_{se} kao protufasni pojačalo će svakako pojačati pa prema tome on mora biti što manji, što se postiže sa što manjim otporima elektroda Z_e i shodno s time njihovim razlikama ΔZ_e na što veće ulazne otpore predpojačala. ^{Ovo je prikazano na sl. 4.18. b.} Ulazni otpori predpojačala R_{ul} danas redovito nisu manji od $2 \times 10^4 \Omega$, dok je razlika $\Delta Z_e / Z_e$ ^{najčešće} $\sqrt{0.05}$ do 0.15 . Otpor elektroda je uz upotrebu elektrolita (elektrolitna pasta) obično između od $10 \text{ k}\Omega$ do $40 \text{ k}\Omega$ do $40 \text{ k}\Omega$. Veći vrijednosti ^{od $50 \text{ k}\Omega$} $\Delta Z_e / Z_e$ obično više dopuštaju.

Magnetsko polje H ima utjecaj, ali približno elektrode stvaraju međusobno ^{u velikoj površini} S , je v je napon smetnje e_{ms} u tom slučaju

$$e_{ms} = \frac{dB}{dt} \cdot S \quad (1.3)$$

Ukoliko postoji napon polarizacije elektroda E_{ab} , onda prouzrokuje otpor elektrode uslijed njihovog pomaka sa istovremeno napon na ulazu u pojačalo, gdje je opet

$$\Delta e_s = -E_{ab} \frac{\Delta Z_e}{2 R_{ul}} \quad (1.4)$$

Detaljnije informacije o ovim problemima mogu se naći u [lit].

1.5. Elektronički uvratnji za mjerenje bioloških veličina.

1.5.1. Elektrokardiograf (EKG).

Elektrokardiografi su uvratnji koji pojačavaju i registriraju pisačem napone srca. Kalus su naponi srca po svojoj veličini obično nisu veći od 2 mV , to se u pogledu pojačanja na njih ^{ne} postavlja veliki zahtjev. Elektrokardiografi su najčešće jedнокanalni, ali mogu biti troканалni, a njeđe i šestокanalni. Pod kanalom se smatra sljed elemenata od ulaznog predpojačala, pojačala, izlaznog pojačala i pisača koji omogućavaju dobiti i zapis napona srca, tzv. elektrokardiogram.

elektro (EKG)

Ubeslo izgleda jedan je dnevni standardni Vardiograf prikazan je na sl. 3.1.

Na ulazu se priključuju tri elektrode koje se odobiru prema određenom rasporedu programskim selektorom na pojačalo. Dve elektrode su ^{selektorom na pojačalo. Dve elektrode su} povezane kao lijeva (LA) i desna ruka (RA), zatim lijeva noga (LF). Desna noga (RF) služi za usmjerenje pacijenta, priključak C služi za priključak prekordijalne elektrode ^{koji se postavljaju ispod dojke}. Programski selektor se sastoji od više preklopnika koji u određenim položajima omogućavaju priključenje ^{ovih odvođenih} ~~neodređenih~~ elektroda na ~~se~~ ulaz pretpojačala. Tako se kod

jednokanalnog elektrokardiografa ^{za} suimajuju trije Einthovenove odvođa preklopnik ima tri položaja ^{I, II, III} prema slici 1.8, a isto tako ima i tri pozicije za suimajuju Goldbergerove pojačanih odvođa, dok kod prekordijalnih odvođa preklopnik stoji u jednoj poziciji a prekordijalne elektrode ^{ispod dojke} se pomiču. Danas ^{prema slici 1.9, a} se kod mnogih EKG-a neposredno iza elektroda još u ^{itrode bez} ~~tr.~~ koda sekoj glavi sujestoji pretpojačalo koje je najčešće napunjeno sljedila i koja osiguravaju veliki ulazni otpor i beznačajnu utjecaj vanjskih smetnji na ulazni pretpojačalo.

Na sl. 2.2. je prikazan jedan programski selektor s pojačalima. Katkad ~~na~~ ova pojačala mogu imati i malo napunjeno pojačanje do najviše 20 puta. Ali na ulazu nisu predviđena pojačala, onda se prvo pretpojačalo ulazi iza selektora. Ovo pretpojačalo osigurava mali sum, veliki ulazni otpor i pojačanje ne veće od 50 puta, kako nebi utjecaj polarizacije ulazne elektrode ovo pojačalo dovelo u zasidjenje. Ovo pojačalo usudi foliot šuma osigurava i velik foliot rezikeje H na što kasnije stupnjevi nemogu više utjecaja. Glavno pojačalo osigurava potrebno napunjeno pojačanje s mogućnošću regulacije pojačanja u tri položaja (gubo pojačanje). Time regulacija pojačanja najčešće se izvodi u omjeru 1:2, kako bi se mogao točno ugoditi ^{odklon pisaca} ~~odklon pisaca~~ ^{ustodretni napon} ~~ustodretni napon ^{uzgijavanjeja} ~~uzgijavanjeja~~ (napon za kalibraciju). Kod EKGa je to ^{otklon pisca} ~~otklon pisca~~ ^{pisaca od} ~~pisaca od~~ 10 mm za 1 mV na ulazu pojačala. Ovaj napon se dobiva iz stabiliziranog ^{napojnog} ~~napojnog~~ ^{izvora} ~~izvora a djilom koji osigurava točnu ^{injaknost} ~~injaknost~~ ^{napojnog od 1mV} ~~napojnog od 1mV~~, a uključuje se posebnom tipkom. Svaki elektrokardiograf ima i mogućnost ugaenja otpora~~~~

elektroda, kako bi u slučaju svjetlosti se mogao smanjiti na toj elektrodi. Mješavice otpora provodi se obično izmjeničnim naponom niže frekvencije (10 do 20 Hz), ^{na elektrodama} Kako se zbog napona polarizacije / pojačala ne mogu biti istovremena jer bi to izazvalo nestabilnu multu liniju i mogućnost ~~se~~ dovodjenja pojačala u zatečenju, to se postavljaju kondenzatori na ulazu pojačala koji omogućavaju prolaz istosmjernu komponentu napona. Na taj način veličinom ~~se~~ kondenzatora C i otpora R određena je donja granična frekvencija pojačala, f_g , jer izvedu vremenske konstante $\tau = CR$ i donji granične frekvencije f_g postoji relacija

$$f_g = (2\pi\tau)^{-1} \quad (1.51)$$

Upravo zbog teškoće mjerenja ovala niže granične frekvencije f_g ona se kod svih elektromedicalnih pojačala određuju vremenskom konstantom τ , koji je lako odrediti dovodjenjem istosmjernog napona na ulaz pojačala. Ova vremenska konstanta τ ~~je~~ za elektrokardiograf propisana da ~~ona~~ ne bude manja od 3s.

Ovala velike vremenske konstante može izazvati poteškoće kod pojave većeg napona na ulazu, koji odleuva ~~to~~ pisaljku pisaa do zatečenja i tako "blokira" pojačalo. Da bi se pojačalo "deblokiral" kondenzator se kratko spaja i pisaljku pisaa tako dovodi ^{opet} na multu liniju.

Donja granična frekvencija elektrokardiografa određena se obično u tri do četiri mjehurića kao npr. 15Hz, 25Hz, 50Hz. Isto postoji mogućnost isključenja ^{od interesa} svjetlosti u ustojojasnom breuuu (notch filter) i uvedeno, kao dvostruko premošteno T. Izlasko pojačala originalne dovoljne snage odnosi na struju za pogon pisaa ne što je potrebno oko 2 do 3W.

Poklopujući vse danies vezinom ^{elektrokardiografu i elektroencefalografu} uvede FET-ovskim ^{analognim} ~~sklopovima~~ upravljanim ^{računom} posebnim kontrolerima. Pri takovoj uvedbi treba voditi računa FET-ovske sklopke za njihove osobnosti, što se rješava velikim ulaznim otporom pojačala.

1.5.2. Elektroencefalograf (EEG)

Elektroencefalograf ne razlihu od elektrokardiografa imaju pojačanje oko dva deset puta veća ~~od~~ ^{elektrokardiografa}, a mogu ga povećati još ~~do~~ 2 do 5 puta. Broj kanala elektroencefalografa je znatno veći nego kod ~~elektrokardiografa~~ i iznosi

8 do 32 kanala. Najviše su u upotrebi 16 kanalni elektroencefalograf. Budući da imaju veliki broj kanala, a i velika pojačanja mogu se upotrebiti i za učenje druge biološke veličine koje ne mogu biti ^{nepravilno mjereno ili mjereno uspe} električne veličine koje se pretvaraju, pretvaraju u električne. Tako se na snimanje napona srca, mogu snimati kromi tlak, psihogabovni refleksi, priache oči i dišno, ~~pracei oči i dišno~~. Tada se takav uređaj koji ^{umjeri i} ~~druga~~ pojave onim napona proširenim mogućnostima učenja zove poligraf.

Block shema jednog kanala ^{elektroencefalografu} ~~u korekci~~ je na sl. 2.3. Kanal EEG-a ima više donjih granica u frekvenciji od EKG-a. Tako na standardnu vremensku konstantu od 0.3 s ima još najmanje vremenske konstante od 0.1 s, 0.03 s i najviše od 1 s. Što se tiče gornjih granica frekvencije to su najčešće 15 Hz, 30 Hz, 70 Hz i 100 Hz. Osim toga EEG ima i zajedničku regulaciju pojačanja u slučaju i navedenog nastupa veće amplitude EEG napona kada je nemoguće pojedinačno smanjivati naponi svakog kanala nego ih treba smanjiti zajedno na svim kanalima. To je tzv. simultano pojačanje. Selektorom se može dovesti ~~ofan~~ tako da se sa selektorom može ~~svaka~~ elektroda ne ulas biološki pojačala ili pale po utvrdanom programu koji odgovara standardnim rasporedima (odvodima) elektroda. Uređivanje pojačala elektroencefalografu obavlja se naponom od 50 μ V koji treba davati ~~otklon~~ ^{pisala} ~~analognim~~ kontrolni selektora su veći u izvedeni FET-ovim sklopovima koji se upravljaju preko kontrolera ~~analognim FET-ovim sklopovima~~ ^{analognim} kontrolerom. U ovom slučaju se mogu vrlo jednostavno ^{i rasporede odrede i} provoditi promjene u programima (program selektora), ne postoji ofanost od loših kontakata. Kod elektroencefalografu posebno je važna učenje otpora ^{elektroda} ~~elektr~~, kako bi se utvrdile elektrode velikog otpora od koje potječe smetnja. Mjeri se provodi U-I metodom s iznom konstantne struje I_k koje ~~u~~ ^u napona di-velično pasiviran otpor elektrode Z_e , jer je $U = I_k \cdot Z_e$. Mjeri se ^{u naporu} provodi i druge načinom strujom kako ne bi utjecaj polarizacije elektrode.

Da se izbjegne utjecaj smetnji koje mogu utjecati kod dugije pridruženih kablova pa se ~~to~~ ~~to~~ ~~to~~ pripojenostima uprednje u približnu kutiji za elektrode.

1.5.3. Digitalizirani uređaji za mjerenje bioloških napona

U posljednji vrijeme u elektroničkoj instrumentaciji sve se više upotrebljavaju digitalizirani mjerni uređaji. Tako su se danas pojavili i digitalizirani elektroencefalografi i elektrokardiografi. Jedan primjer digitaliziranog elektroencefalografa prikazan je na slici 2.4. Ovdje se mjere naponi između svake pojedine elektrode i neutralne elektrode na multu potencijalu tako da se provodi monopolarno mjerenje. Pripojenost se nalaze uprednje u glavi za približnih elektroda. Pripojenost su "plivajući" i izolirajući tipa [lit. -], kako ^{eventualni} prenaponi ne bi imali utjecaja. Izlazni napon iz pripojenosti vodi se do glavne pojačala u uređaju kojemu se može regulirati pojačanje. Glavna pojačala pojačavaju signal do rasine potrebne za analognu-digitalnu pretvorbu. Budući da više harmonički članovi

napona moraju ne prelaze 100 Hz to se može primijeniti vremenski multipleks

za svaki kanal. Vjer je A/D pretvorbu dovoljno Hz. Ako je broj elektroda odvisno kanala 24.

24 onda je potrebno da broj uzorka u sekundi bude $24 \cdot 100 \cdot 2 = 4800$ uzorka u sekundi

što je lako ostvariti. Uzorci se uzimaju istovremeno pomoću sklopova za

uzimanje i zadržavanje (sample & hold) koji zadržavaju uzorke dok ih

multiplexer sve ne uzme. Kontroler upravlja multiplexerom, A/D

pretvorbu i sklopovima za uzimanje i zadržavanje uzorka. Uzorci pretvoreni

u binu digitalne binarne brojeve preko ulasno-izlazne jedinice ulaze

u računalo. Radi brze obrade računalo može imati i više mikroprocusora

(4 do 6), 12-bitna rezolucija A/D pretvorbu je zadovoljavajuća. Digitalizirani

podaci u računalo se polarniji učitavaju vidom pa se radi mogu

prikazati na rastom katodne cijevi monitora. Slike se prikazuju rasterom ^{kao kod monitora}

Smuljani podaci predstavljaju monopolarne zapise između elektrode i

neutralne elektrode. Da bi se dobili bipolarni zapisi odvajaju se pojedini

uskaladišćeni monopolarni zapisi nestandardno. Isto tako može se na temelju monopolarnog zapisa provesti nekudno povećanje ili smanjenje pojačanja odnosno amplitude signala. Zatim se može ovaj digitalni zapis i mijenjati u frekvencijskom području primjenom digitalnih filtera. Digitalni zapis se bitor Fourierovom transformacijom prevodi u frekvencijsko područje pa se onda mogu smanjivati viši ili niži harmonički članovi u skladu digitaliziranja nisko- ili visokofrekvencijskog filtra. Nakon toga opet se provode inverzije iz frekvencijske domene u vremensku ~~domenu~~ i inverznom Fourierovom transformacijom. Na ovaj ^{način} u ofpade mnoštvo kvadrata i ofpade polubitak kod izvedenog analognih filtera. Na ovaj način tehnika se može izvesti bilo kakav raspored elektroda za odvođene kanale što znači ^{da se} mogu ~~se~~ slagati ^{i proporcionalno} odvođi ^u po volji ili prema standardima

Zapis se najčešće obavlja pisaljkom koji piše tinteom ili vje teručki zapis na termoočjetljivom papiru. Zapis se može ^{provesti} i teručkom glavom ^{izvedenom} s nizom minijature kvadrata ^{po principu okomitom na} spojenih u gustu ^{šeruo om} mrežu. Tako se oblikuje kvadrati koji su usmjereni ostavit će ^{termoočjetljivom} na papiru ^{traj}. Tako se oblikuje zapis po okomitim pravcima. Ovaj posljednji opisani način upotrebljava se kod digitaliziranih EEGa.

Postoje je prednost ^{očituje se} kod digitaliziranih EEGa u mogućnosti zapisa na tvrdom disku ili optičkom disku koji se u odnosu na papir mnogo više ^{u mogućnosti} koristi za zapis nego papir. Također je na ovaj način ^{elektroencefalogram} moguće ^u zapisati ^u nekoj pacijenta.

3. BIOELEKTRIČKA STIMULACIJA

3.1. Općenito o bioelektričnoj stimulaciji

Bioelektrična stimulacija upotrebljava se u terapijske i dijagnostičke svrhe. U dijagnostičke svrhe omogućuje ujednaži brzinu provođenosti živaca i ispitivanja aktivni mišića snimanjem intenziteta - vremenske karakteristi. ^{je primjena bioelektrične stimulacije u} dok terapijske ~~svrhe~~ odnosi se na protetske svrhe primjene ^{još} ~~električne~~ stimulacije ~~na~~ znatno veća. Još u 18-stoljeću Galvani je našao da se električnim impulsima aktivira kontrakcija mišića. Kasnije je utvrđeno da između duljine trajanja ^{podražaja} t_p i ^{intenziteta} I koji kod električnog impulsa je moguća starija, a može biti i nepou, da bi došlo do početne kontrakcije postoji odnos

$$I = \frac{a}{t_p} + b \quad (3.1)$$

To znači da bi izazvali isti intenzitet kontrakcije mora se lože i uspoređivati intenzitet podražaja biti veći i obrnuto [elit. -]

Danas se najviše podražuju mišići ili živi posredno ili neposredno. Tako se podražuju mišićima kod paraplegičara može poboljšati hod uz pomoć. Stimulacijom živca peroneusa može se znatno smanjiti šepanje. Stimulacijom mišića udova mogu se utjecati na inkontinenciju ili kontinenciju urina. Kod inkontinencije (nesadržavanje) urina utječe se električnom stimulacijom na mišić sfinktera koji pojačanom kontrakcijom sprječava nekontrolirani izlaz urina. Za kontinenciju (sadržavanje) urina potiče se stimulacijom mišić detrusora koji omogućava istjecanje urina. Elektrostimulacijom želudca ili crijeva mišićulature uključujući tu i debelo crijevo može postići veći mobilitet (pokretljivost) i peristaltika crijeva. Ostale navedene slučajeva upogled bioelektrične stimulacije treba navesti i električnu stimulaciju dišnih organa odnosi se na dijafragme ili živa frenikusa kod pacijenata s običnim dišanjem. Električnom stimulacijom može se povećati dišajni volumen, 20 do 50%.

Električnom stimulacijom živca karotidnog sinusa može se suziti koronarni žilak i utjecati na stenokardiju (sužnje srčanih arterija) kod angine pektoris.

Najveći primjene pale ima električna stimulacija kod podraživanja srca kada dolazi do prekida sinusa impulsa od sinusa-atrijalnog (SA)

čvrsta do atrio-ventrikularnog ^(AV) čvora tzv. AV-blok, kao i kod tahikardije i
 aritmija. Srčani elektrostimulatori (pacemaker) imaju danas veliku
 primjenu, jer su srčani neurogim srčanim bolesnicima produljili život
 i poboljšali kvalitetu života.

Električna stimulacija se može primijeniti i kod mnogih izazivanja sus
 kao i suceljavanja kolova (pauze relief) u određenim slučajevima. Osim toga
 električna stimulacija u nešto drukčijem obliku (sušna serija impulsa) se
 primjenjuje u psihijatriji kod davanja elektrošoka. Tu se može spomenuti
 i danas razdoblno sredstvo za prekidanje fibrilacije srčanik ključni tzv. defibrilator

Kod srčanih otk. primjena, može se govoriti od dva načina uvođenja
 elektrostimulacija, a to su izvjesni elektrostimulatori (ekstrakorporalni) i
 implantirani elektrostimulatori. Izvjesni stimulatori su predviđeni za kratkotrajnu
 uporabu i rjeđe dugi od tjedan dana. No oni imaju više mogućnosti
 regulacije. Njihova dulja uporaba je nemogućna zbog proširile elektrode
 koja nakon dulje uporabe iritiraju kožu, i mogućnja nastajanje infekcije i na
 određenim mjestima postavljene elektrode mogu izazvati kolne podnesaje i
 kontrakciju mišića. U takvim slučajevima se najčešće implantira samo
 primjemnički dio sa elektrodama, kako navedeni fenomen nastaji.
 Odesi faktu dio se nalazi izvana, i prenosi bičnu energiju na primjemnički
 dio koji je implantiran i koji ima elektrode postavljene na organ koji se
 podražuje. Bičnu primjenu se najčešće realizira radio valovima, frekvencije
 od 0.5 MHz do 15 MHz. Ima izvedbi gdje se te frekvencije i mnogo više (150 MHz).
 Radi veće efikasnosti primjena često se energija prenosi magnetskim
 poljima na način da se zavojnica izvora prikloni na kožu ispod koje
 se nalazi primjemnički dio sa zavojnicom susjednom ispod kože.

~~to~~

Jedan od najnovijih sustava prikazan je na slici 3.1. Frekvenciji impulsa
 određuje stabilni multivibrator (A.M) koji sa svojim nastućim bridom

olida monostabilni multivibrator M.M. Kvaristabilno stanje multivibratora određuje vrijeme trajanja impulsa. Ovi impulsi moduliraju ^{odnosno uklopaju} visoko frekventni oscilator koji oscilira na frekvenciji od 1 MHz (u ovom slučaju). Zauzimanje oscilatora je vidno i antena te služi za odašljajući visokofrekventne energije koja kroz kožu prodire do serije prijemnika koja s kondenzatorom C čini trajni krug, ovaj prijemnički trajni krug je u rezonanciji s odašljalom frekvencijom. Napon trajnog kruga se može udvostručiti sa sklopom sa diode (Graicheck-Debarov spoj), gdje se malom ispoljavanju dolazi pravo impulsi podnosi se koji kojima se preko elektroda podvrtuje odabrana mišićna skupina.

Na uholito se zahtjeva trajna stimulacija bez prekidanja, onda je potreban ugraditi cjelokupni stimulator. Takav je slučaj kod srčanog elektrostimulatora

3.2. Srčani elektrostimulator

Srčani elektrostimulator ima više vrsta. Najjednostavniji od njih je asinkroni elektrostimulator (fixed rate) koji odašlji elektrone impulse na jednoj čvrstoj frekvenciji. Ovaj tip ~~se~~ elektrostimulatora bio je u upotrebi kod prvih stimulatora i danas se više neupotrebljava, ali se ovaj način rada upotrebljava kod svih srčanih stimulatora ^{dob} i se ne pojavi vlastiti ritam srca, koji karakterizira QRSV. Uholito je se srčani ritam povremeno pojavljuje ovaj tip srčanog elektrostimulatora se ne smije upotrebljavati, jer može doći do onetanja nestalog srčanog ritma ^{us niti nastajanje fibrilacije} V. Ako sada upadne obidni impuls u podnije vulnerable zone sl.1.7b može doći do fibrilacije klijetki što može rasneti i smrt. Jedan asinkroni srčani elektrostimulator prikazan je na sl.3.2. s uporabom komplementarnih tranzistora (n-p-n i p-n-p) što omogućava vodnje ^{oba tranzistora} stanje ~~se~~ vrijeme trajanja impulsa određeno invertiraju tranzistora. ^{stanje} se vrijeme ^{stanje} dva impulsa. Uholito je vrijeme stanje ^{dužina impulsa} V_i do 1000 puta duže od vremena trajanja impulsa to se na taj način mogu osbanti značajne uštednje energije, koja je kritična kod srčanog implantiranog uređaja.

Da nebi došlo do interferencije kod pojave prirodnog ritma srca uvedeni su srčani stimulatori, koji rade na zahtjev (on demand). Ovi Vopet mogu biti inhibirajućeg tipa i sinkronog tipa. Takvi elektrostimulatori na zahtjev inhibirajućeg tipa zaustavljaju svoju aktivnost i preklada davanje impulsa na izlaz kod pojave QRS-kompleksa ^{odnosno R zupca} prirodnog ritma. To se ostvaruje dovodnjem negativnog napona na ulaz astabila, koji je posljedica pojave QRS ritma. Kod inkronog tipa na zahtjev se za kod pojave R-zupca ~~kompleks~~ sinkronizira frekvencija astabilnog multivibratora s R-zupcem tako da ga neposredno slijedi sa kašnjenjem manjim od 30ms, kako je na n.3.3 pokazano. Inhibirajući tip na zahtjev je s energetskog stajališta bolji od sinkronog, jer ne troši energiju dajući impulse za vrijeme pojave prirodnog srčanog ritma pa se danas najviše upotrebljava.

Kod srčanog elektrostimulatora inkronizirajućeg na P-val odlično o davanju impulsa dovodi pojave P-vala. Nakon nekak 200ms po pojavi P-vala daje izlaski stupanj impulsa. U ovom slučaju mora postojati osjetna elektroda (sensing electrodes) u atriju srca koja pojača P-vala pojača i dovodi na komparator koji okida monostabil koji daje izlaski impuls. U ovom slučaju kod nestanka P-vala monostabilni rad prelazi u astabilni kako bi neki srce prestalo s radom.

Kod svih srčanih stimulatora izlaz je odvojen od slojne keramike ^{keramike} kako bi se izbjegla istosmjerna komponenta struje što može utjecati na polarizaciju elektrode i okolno tkivo.

Osim navedenih jednostavnih srčanih elektrostimulatora koji predstavljaju temeljne načine rada danas se praktički sve više najviše programabilni elektrostimulatori koji omogućuju promjenu frekvencije i amplitude impulsa a neki i i njihovu trajanja impulsa. Ove promjene ostvaruju se istovremeno pomoću razvijene čije magnetsko polje upravlja rad relejama koji zatim stvaraju impulse koji omogućuju navedene parametre [lit.]. Danas se srčani elektrostimulatori najviše izrade CMOS-tehnologiji s kompleksnim tranzistorima

Jedan od najosjetljivijih i najslabijih točaka u smislu pouzdanosti je izvor za napajanje elektrostimulatora. O izvoru za napajanje ovise halbe duga će elektrostimulator raditi i prestane li raditi izvor znači ugovor promijeniti uz sporazumni sklad. U samom početku njihove primjene radile su se živine baterije sačinjene od cinkove elektrode kao negativnog pola i živinog oksida kao pozitivne elektrode. Ovi izvori imali su napon od 1,35 V i trajali su oko 2 godine kada ih je trebalo zamijeniti što se radi promjenom cijelog elektrostimulatora. Bilo je različitih pokušaja da se ove baterije zamijene bioprovodnim ćelijama, pa ^{zanimljivije} i prethodnom mehaničkim priključivanjem u električni krl. No najbolji rezultate daje danas litijeva baterija kod koje se negativna elektroda izvodi od litija (Li), a pozitivna od joda I usmijesi s polivinilpiridinom koji se pri visokoj temperaturi veže s jodom u dobru vodljivu supstancu. Tometu ovih elektroda mješeri se litij-jodid koji predstavlja elektrolit. Za vrijeme uporabe litijevog elementa povećava se količina litij-jodida uz smanjivanje količine litija i joda prema reakciji



Napon litijeve ćelije bi bio 2,8 V uz relativno veliki kapacitet od 1,8 Ah. Tada i drugu izvedbu ^{litijeve ćelije} koji umjesto J koriste druge elemente ili spojeve za dobivanje veće napona pa čak i 3,8 V po elementu. Litijeva baterija ima danas ^{trajanja} više od 10 godina.

Ovdje se još mogu spomenuti i nuklearni izvori koji su bili duga u uporabi ali nikad se većinu postalo. Kod nuklearnog izvora može se konstiti isotope plutonij 238-Pu, a i neki drugi isotopi kao što su prometeum i tritij. Isotop plutonij 238 ima α-čestice koji u zatvorenom volumenu stvaraju povećanu temperaturu do 10°C već od okoliša prema slici 34. Na ovaj zatvoreni volumen napajaju se jedne spojeva poluvodičile termoparova, a ne ~~st~~ vajuće stježu druge spojeva. Tako se na spojevima javlja naponska temperatura oko 10°C. Kako svaki poluvodičile termopar daje 100 μV po °C to 700 ugrađenih termopara daje 0,7 V na temperaturu različitu od 10°C. Budući ^{da se} u pogoru elektrostimulator treba oko 7V to se stvaranje istosmjernog - istosmjernim pretvornikom (DC-DC converter)

3.3. Defibrilator

Kod nekih oboljela srca kao što je infarkt ili nekore prolaska struji kroz srce dolazi do poremećaja najvažig praga kod sinusno-atrijalnog čvora i pojave se podnueja s nižim pragan podražaja koji postaju novi predvodnici srčanog ritma. To su tzv. ektopični centri. Kako se srce pokušuje podraživati s različite mjesta srce podstihava i ne daje cjelovite kontrole koje istiskuju krv. Kod fibrilacije postaju ritmično ispravnije krvi i ključni pa prema tome i napajanje tijela i samog srca krvju što ima za posledicu sve slabiji uspjeh od do potpunog usjgovog prestanka. Ovo stanje se može prekinuti ako se kroz srce protjera naatuo jača struja (10^3 do 10^4) od stupi podražaja s koja ^{sada} dipolarni va ^{mišićne} srce vrstunice do njihove postupne repolarizacije. Proleshom struji od oko 5 do 7 A kod površinskih elektrode ili oko 2 A ako su srce postavljene na srce, dolazi odluču ili u više navrata, do prestanka fibrilacije ključni i kod uspjehnog ishoda do ponovnog uspostavljanja srčanog ritma.

Ovo se može provesti isuzimnom ili istosmjernom strujom. Danas se to najuspješnije provodi istosmjernom strujom koja nastaje prašnjevanjem kondensatora ^C nabijenog na visoki napon. Intenzitet defibrilacije ovisi o privrednoj energiji koja je u ovom slučaju dana izrazom

$$E_c = \frac{C U^2}{2} \tag{3.2.}$$

Maksimalna energija koja treba je oko 400 Ws. Na slici 2.5 prikazan je defibrilator koji se sastoji od naponskog transformatora, kojim se regulira napon i visokonaponskog transformatora, koji daje najveći napon od 7 kV. Ovim naponom se nabija kondensator C preko dva ^{izmjenična} kontakta ^{a1, a2} koji se upravljači relejom A. Kad je kondensator nabijen do željene vrijednosti i ~~u~~ time nakrcan određenom energijom, onda se putišlom ne triple T_1 i T_2 kontakti a_1, a_2 prekace i kondensator C se ispruje preko induktivnosti L i otpora srca R_{sr} . Induktivitet L služi da bi "otupio" vrlo veliku početnu struju, koja bi mogla oštetiti srčani mišić. Vrtmetar ^U ^{poznamom} ^{kon} ^{de} ^{nsa} ^{tor} ^C mjeri napon ^{na} ^{kon} ^{de} ^{nsa} ^{tor} ^C.

Da se utvrdi efikasnost defibrilacije na osciloskopu ~~se~~ promatra^{se} eventualna pojava srčanog napona.

Budući da se defibrilator ugrađuje i kod testne antena^{sveta} kada je potrebno u^{normalni}postaviti istom mora se osigurati da ne dođe do pritiska tipala T_1, T_2 za vrijeme trajanja vulnerabilne zone u kojoj bi prisuni kondensatori^C mogli izazvati ~~pru~~ fibrilaciju. Zato je nakon pojačanja^{srčanog napona} ugrađen komparator K koji identifikuje sube R, multivibrator M, izvede potrebnu besprijetnu od oko 30ms i na koncu^{multivibrator M2} vrijeme od oko 50 do 80ms, nakon čega vulnerabilna zona otvori kontakt b reljenu B. Ako su u ovom trenutku bile prisune tipale T_1, T_2 do prethodnog kondensatora C neće doći, jer je kontakt b otvoren.

4. Dvodimenzijalni prikazi

4.1. Uvod

Dvodimenzijalni prikazi u medicinskoj dijagnostici imaju veliku značajku. Tu se na prvom mjestu računarski prikazi koji se koriste principom računalne obrade prikaze pojedinih presjeka tijela što omogućuje kompjuterizirana tomografija. Ultrazvuk temeljen na refleksijama organa različite gustoće^{akustičke impedancije} omogućuje prikaze kontura tkiva. Načelno se mogu spomenuti scintigrafijske metode među kojima je pozitronska emisijska tomografija (PET), jednofotonska emisijska tomografija (SPECT) te gama-kamera^{i skener}. Također treba spomenuti i prikaze ostvarene na različitim nivoima mogućih rezolucija.

4.2. Ultrazvučna dijagnostika

Ultrazvučna dijagnostika temeljena je na refleksijama snopa ultrazvuka na rubovima tkiva različite akustičke impedancije. Na taj način

i oblik.

se može utvrditi njihove lokacije. Akustična impedancija je definirana kao $Z = \rho \cdot c$, gdje je ρ gustoća medija kojim se prostire ultrazvuk, a c je brzina ugovora prostiranja. Koeficijentom refleksije R odnose se odnos reflektirane energije i ulazne energije.

$$R = \frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \quad (4.1)$$

Ultrazvučna energija, prolaskom kroz sredstvo se prigušuje i opada s udaljenošću prema izvoru

$$I = I_0 \cdot e^{-\alpha x} \quad (4.2)$$

Tako se može uporabom jednačine (4.1) i (4.2) odrediti koliki je povratak energije. To je prikazano slikom 4.1.

Ultrazvučna energija se dobiva mehaničkim trnjenjem piezoelektričnog kristala koji je poluvodivom kvadratojzmin impurificirana. On se impulsi nakon refleksije vraćaju i na istoj piezoelektričnoj pločici istovrgi napon. ^{Poznavanjem vremena t} i brine prostiranja ultrazvuka, ^{u prostoru od trenutka odašljavanja do povratka reflektiranog impulsa} može se odrediti udaljenost izvora do mjesta refleksije na temelju izvora $s = c \cdot t / 2$. To se može prikazati na rastoru osciloskopa odakle li se odgovarajući napori k_p piezostrog napona u_p koji se privedi horizontalnim odloženim položajima $u_p = k_p \cdot t$ odnosno $u_p = 2 k_p s / c$. Odatle proizlazi da je pozicija svake točke na rastoru koja je proporcionalna naponu u_p na pločicama u isto vrijeme i razmjeru udaljenosti mjesta refleksije na promatranom objektu.

Ali se reflektivni signal prikazuje kao vertikalni odklon na rastoru bezobne cijeli mjesta na horizontalnoj osi će odgovarati ujedinstvena refleksije. Na ovaj način se pokazuje mjesta refleksije odnosno granice organa, des i lijeva suopa odgovara suopa sinija ultrazvuka. Ovaj priket des je duog prevea zove se A-priket (A-skopija) i upotrebljava se u prikazivanju lokacije medijalne ravnine kod mozga, odnosno njihovog poruka kod kretanja. Isto tako mogu se vidjeti i hemotomi ili tumori u mozgu na način kako je to na sl. 4.2 prikazano. Ovakav priket primjenjuje se u mozgu zove se ehocerebolografija.

Odeljivač ultrazvuka ^(sonde) priključuje se na sklopnoćevnu glavu. Nakon odosiljanja impulsa vidi se odraz na zastoru katodne cijevi kod pr. upr. akustičke impedancije prelazne iz jedne na drugu hemisferu mozga (medijalna nervina). Isto tako mogu se vidjeti tumori i hematom i zbog njihove različite akustičke impedancije od okoline. Da ne bi došlo do velikih refleksija na samom sučelju između sonde i u ovom slučaju glave zbog različitosti ^{i velike razlike u akustičkim impedancijama} ~~može se~~ kontaktus ^{može se} upr. uglavu.

Na sl. 4.3. je prikazana blok shema elektroceflografa s A-prikazom. Davać talata D.T. odeljivač impulsa i okide generator pilastog napona koji dovodi pilasti napon preko X-pojcača na horizontalnu otklonu ploču. U isto vreme davac talata upravlja odeljivačem koji daje električni impuls koji pokreće piezoelektričnu ploču u sondi S. Ultrazvučni signal prikazan na sl. 4.4 je jalo priglasni tatraj koji se širi unaprijed po pravcu i reflektira se na difuzivnu mozga s različitom akustičkom impedancijom. Reflektivni impulsi koji odom prihvataju pokreću iste piezoelektričnu ploču na kvadrantno istraživanje, što se dovodi pojačalu s eksponencijalnom karakterističkom pojačanja

$$A = A_0 \exp(k_p \cdot u_p) \quad (4.3.)$$

g. kojim se pojačanje mijenja s rastućim naponom u_p i tako pojačavajući sve više sve slabije refleksije koji dopiru s udaljenih mjesta.

Budući da signal s udaljenosti eksponencijalno opada prema izrazu (4.2.) to ovakav ^{porast} pojačanja kompenzira nestali pad pojačanja uslijede priglasnja.

Iako je odzivni signal priglasni tatraj to se demodulatorom s odzivom na visinu vrijednost napona pretvara u impuls. Pojačalo s logaritmičkom karakterističkom sada još ujednači preostale razlike u amplitudama odzivnih impulsa i nakon Y-pojcača dovodi na vertikalnu ploču katodne cijevi.

Za prikaz dimenzionirane prikaze u obliku slike tzv. B-prikaz (skopija)

* a otkloni priklasci u vertikalnom smislu u A-skopiji sada se dovode na Wehneltov cilindar na kojim se modulirane elektronski snaga; time intenzitet izvika na zaslom katodne cijevi. Reflektivni veći intenzitet daje sigurniji prikaz. 27

Mikatan je isti princip samo se otkloni elektronskog snaga prouci priborima prilagodava pravek zivjenja ultravioleta. To je slucaj kada se snaga prouci po tijelu gdje se vrši mikasa. Ovaj se način najviše upotrebljava u gindulogiji ali i u drugim pretrepama. Tokusne i pljime (abdomena). U ovom slucaju se podaci mogu parirati ili na zaslom katodne cijevi [C+T] ili na slom A/D pretvorke u digitalnim memorijama.

Osim navedenog načina dobivanja B-skopijskog pikasa mogu se koristiti i druge načini koji su pokretani na sl. 4.5.

4.3 Rentgenski prihaci

Rentgensko zračenje nastaje umjetnim putem bombardiranjem metalne anode jakim elektronskim. Taj se proces ostvaruje u rentgenskoj cijevi koja kao izvor elektrona ima usavim nit katode i anodu od volframa, na $\frac{1}{2}$ znatno višem potencijalu od katode kako bi se elektroni oslobodili iz katode snažno ubrzdali. Udarom elektrona o anodu veliki dio kinetičke energije elektrona pretvara se u toplinu odnose zračenje u vidu γ zračenja dok se samo manji dio pretvara u rentgensko zračenje. Do rentgenskog zračenja dolazi zbog naglog kočenja elektrona u materijalu anode. Rentgensko γ zračenje proizvedeno kočenjem elektrona ima kontinuirani spektar prema slici 4.6. Osim kontinuiranog spektra postoji (diskretan) rentgensko zračenje na odvođenim γ zračenju koji nastaje isbijanjem elektrona iz vidle energetske razine γ zračenja povećom elektrona s vidle razine u ispraznjenim razine.

Značena rentgenska snaga razvijena je preko konstante c_k kvadratu anodnog napona U_a^2 , atomskom broju Z (materijala anode) anodnog struji I_a

$$J = c_k \cdot I_a \cdot U_a^2 \cdot Z \quad (4.4)$$

kako je s druge strane navedena električna snaga $U_a \cdot I_a$ To itarsi da je stepanj djelovanja rentgenskog zračenja

$$\eta = c_k \cdot Z \cdot U_a \quad (4.5)$$

✓ Zbog velikog zagrijavanja anode rentgenske cijevi ona se hladi uljem. To je tzv. Coolidgeova cijev i ona se radi samo za manju snagu upot. u zubatstvu. Danas se sve više upotrebljava rentgenska cijev s rotirajućom anodom jer se umjesto gubitka padajućih uskopljene rentgenske zrake kod rotirajuće anode ~~pa se~~ raspoređuju duž cijelog rotirajućeg diska i tako se površina na koju pada zračenje ~~tako~~ povećava od dimenzije axa na $2\pi r/a$, gdje je r radijus anode rentgenske cijevi gdje je z amplituda rentgenskog zračenja.

Viđljivo je da se samo s visokim naponom može ostvariti veći stupanj rentgenskog zračenja (kod 400kV tek 3%). Isto tako može se pokazati [Lit.-] da je najmanja veličina duljina rentgenskog zračenja određena anodnim naponom, jer je $\lambda_{\min} = 1,24/U_a$ (kV, nm). Što je anodni napon U_a veći to je veličina duljine rentgenskog zračenja manja.

Na sl. 4.7. prikazana je ^{električna shema} ^{jednovekulnog} jednostavnog rentgenskog aparata bez automatike. Mrežnim transformatorom regulira se napon visokonaponskog transformatora u sekundaru visokonaponskog transformatora nalazi se rentgenska cijev koja vodi struji samo kad je anoda pozitivna pa predstavlja poluvolno ispravljače struji. U seriji s rentgenškom cijevi dodana je još jedna visokonaponska dioda da spriječi mogućnost tijeka elektrona i u suprotnom smjeru kad se anoda rentgenske cijevi usavrši. Visokonaponska dioda u rentgenškoj tehnici masivno se ventilom, budući da je kod poluvolnog ispravljanja jačost struje elektrona smanjena i isprekidana konisti se us poluvolno ispravljanje i višefazno ispravljanje (tro-, šestoro- i dvanaest-fazno ispravljanje) s više ventila do 12-ventilnog ispravljanja. *

Na sl. 4.8 prikazano je rentgenško pristrojenje koje se sastoji od rentgenske cijevi s uspravljanjem, objektom koji se promatra i fluorescentnim sastavom. Fluorescentni sastav obavlja rentgenskim zračenjem snježiti, tj. rentgenško zračenje male veličine ^{pristupa} ^{zračenju} pronađe zračenju puno veće veličine. Slike koja se dobiva na fluorescentnom sastavu ovisi o intenzitetu rentgenskog zračenja koje je prodrla do sastava nakon apsorpcije od pojedinih dijelova organizma. Intenzitet rentgenskog zračenja kao i drugih zračenja pa i ultraviole opade s udaljenošću po difuzijskom zakonu pa je

$$J = J_0 e^{-\mu d} \quad (4.6)$$

gdje je udaljenost d čvrsta to intenzitet zračenja ovisi samo o koeficijentu gušćine μ . Ovaj koeficijent sastoji se od 4 komponente $\mu = \tau + \sigma_k + \sigma_e + \bar{\mu}$. Najveći utjecaj ima koeficijent apsorpcije τ , zatim utječe na gušćinu koeficijent σ_k zbog raspršenja, a koeficijent σ_e od Comptonovog efekta, koeficijent $\bar{\mu}$ zbog

stranica parova elektron - pozitron nastaje se potpuno zavisno od. Koeficijent
apsorpcije dan je izrazom

$$\tau = a \cdot \rho \cdot \lambda^3 \cdot Z^3 \quad (4.7)$$

Zbog dominantnog utjecaja τ u koeficijentu gubitka μ isključivo će
biti veći, ali je gubitak materijala veći ako ćemo se zabaviti dobivanju
rentgenске slike. Što se više dužine trčite to će znači veći velični dužine λ
biti više apsorbirano od onih kraćih velični dužine, što znači da su kraće velične
dužine manje apsorbirane nego dužine jer je manji τ . Zato se kraće velične dužine
prodornije i predstavlja trč. ^{rentgenске} zračenje, a one dužine velične
nako rentgenске zračenje. Većina rentgenских zračenja se na
filmu jer uporaba fotografskog materijala omogućava pojedinačnu djelovanja zračenja
i velikom osjetljivosti puta prvenstveno direktnom promatranju na fluorescentnom ekranu.
Veliko povećanje osjetljivosti ^{svimećenem} fotografskoj emulziji temeljeno je na slabijem kvaliteta
zračenja koji su potrebni za nastajanje srebrno - bromida i za stvaranje latentne
slike koja se kasnije procesom razvijanja privode kraj. Za povećanje osjetljivosti
slike danas se upotrebljavaju i optička pojačala [lit. --]. Isto tako za
promatranje slike koriste se i videokamera koja s optičkim pojačalom i
monitorima čini tzv. TV-kamere.

4.4 Rentgenška kompjuterizirana tomografija (CT)

Tomografija (grč. tomos) je metoda pretrage koja omogućava prikaz
jednog sloja ili presjeka promatranog objekta odnosa tijela. Tomografski
svimih odnosa jednog sloja nastaje se je postizavan isključivo nasuprot
poziciona rentgenске cijevi i filma [lit. --]. Zbog toga taj sloj kao i
za nedovoljne boje
V razvijanju gubitak nastaje se postići primjenom kompjuterizirane tomografije (CT).
Tome je razlog ~~veća~~ veća osjetljivost detektora zračenja od filma.
Dobivanje presjeka najkvalitetnije se može prikazati na prvoj generaciji
CT uređaja. Tu se je pojavio paralelno s rentgenškom cijevi i detektor

Da bi se rekonstruirala slika potrebna je proračunati gustinju svakog pojedinačnog elementa slike i elementarna s reline gustinju dodijeliti manji razlika i obrnuto.

Značenje na slici 4.9. i pokušao. Prva stranica presjek se je podijelio na mrežu kvadratića (pixel, picture element). Dimenzije odabranih kvadratića ovise o finazi snopa rentgenovog zračenja i mogućnostima rekonstrukcije. Početni broj se mora dobiti probnim jednim zračenjem se kvadratić primjenom zračenja prema odabranom zračenju. I_0 odavno I_0/I , karakteristič zračenju na detektoru ovise o ukupnom gustinji probnom zračenju kroz sve elemente toga stupca j pa se mora napisati

$$I = I_0 \exp[-(\mu_{j1}d + \mu_{j2}d + \dots + \mu_{jn}d)] \quad (4.8)$$

što se nakon svedivanja mora napisati kao

$$\mu_{j1} + \mu_{j2} + \mu_{j3} + \dots + \mu_{jn} = \frac{1}{d} \ln \frac{I_0}{I} \quad (4.9)$$

razjir I_0/I se razjir, a veličina d je unaprijed određena pa se ovo može dobiti jedna jednačina o n nepoznanica. Translacionom dobi ličica i primjenika dobiti se m jednačina, ali se broj nepoznanica poveća na $m \times m$. Prema tome broj jednačina nije dovoljan. Sada se rentgenovim cijev i detektor zahvatu sa 1° pa se dobije nova grupa jednačina i tako na 120° . Na ovaj način se mora ostvariti njihov dovoljan broj jednačina samo mnoge od njih ne daju nove podatke, tako da je na ovaj način nemoguće odrediti sve elemente. Da bi se to postiglo primjenjuje se metoda algebarske rekonstrukcije kod koje se na početku podatke višestrukim promjenjivim stupcem postupno u pet do šest koraka ne postigne zadovoljavajuća vrijednost, u tom postupku se nove dosta nove jednačine ^{ponovo} uvode u početku i ^{novi} ponovo provodi isti postupak i tako se manja pogreška. Dobiveni novi rezultat se ponovo uvodi i postupak se ponavlja. Ovo se opisano u [lit. -].

Suvremeni uređaji predstavljaju tri četvrti i ^{djelomično petu} generaciju kodre su bitne suštanja sustava veće. Već treća generacija isklyučuje translaciju i ima samo rotaciju rentgenovske cijevi. ^{Peta generacija je još manja veći primjene} V_1 a ~~zračenje~~ zračenje i zračenje i rentgenovske cijevi razjiraju se sive i primaju sa do 320 detektora, a prisutna je samo rotacija. Kod četvrti generaciji detektor zračenja su raspoređeni po cijelom obodu, a rentgenovske cijevi ^{za 120°} krenu i lepezasto zrači po detektorima kako je to na sl. 3.10. prikazano. Na taj način se

(scintilacija)

* Na taj način svi bljeskovi su istovremeno prisutni na ploči od NaI i treba ih istovremeno obraditi.

upotrebljavaju i jod - 131 kalajt - 57 i sl.

(Prvi scintilacioni pojačivači su se još 1950 godine (Casson).)

Načelo rada scintilaciona ili fot skenera, jednog od prvih uređaja, koji

koristi radiomuklide, prikazan je na sl. 3.13. ^{gama (γ)} zračenje isotopa se registruje kao trenutni bljesak ^{aktivnog talijem Te,} u kristalu NaI (Te) tako da se γ-zračenje pretvara u svjetlo. Da bi

se ovaj slabiji bljesak pojačao upotrebljava se fotomultiplikator kod kojega svjetlo ^{na površini} uzrokuje emisiju manji broj elektrona čiji se broj zbog sekundarne emisije

pojedinih anoda neprekidno povećava eksponencijalno. ^{s brojem anoda, tako da je $I_n = I_p \delta^n$, δ je koeficijent sekundarne emisije} Posledica povećani broj elektrona s porastom napona na objemniku, koji se dalje pojačava

pojačalom. Ovako pojačani signal djeluje na stepenac, kod kojega svjetlo bljeska stavlja trag na papiru. Kristal NaI (Te) s fotomultiplikatorom ugrađen

je u rešetkicu od zračenja štenci koja se linearno ^{horizontalno} u giba kod ^{horizontalne linije} zračenja. ^{debljinom} Pomoću razjedane ^{se} u mreže i tako obavlja skeniranje.

Zračenje se primenja samo iz jedne ispod kolimatora, a postrojenje zračenja neuzima utjecaja. Na taj način se točno definiira otvor zračenja, što omogućava dobivanje točnih obrisa slike. Da bi se povećala svjetlost broj otvora na kolimatoru

može biti veći (i do 100).

4.5.2. Gama kamera

Sumarni scintilacioni sa skeniranjem je presporo i ako se želi preći u ^{velike} ^{isotopa} ^{koncentracije} ^{to je nemoguće.} Zbog toga se danas koriste ^{koja omogućuje i do 100 sekund u sekundi} ^{veći} ^{gama kamere}. One se sastoje od velikog kristala NaI dimenzija oko 40 x 50 cm i debljine nešto veće od 1 cm. ^{odolje} ^{se} ^{ispod} ^{kristala} ^{nalazi} ^{kolimator}. ^{Porod} ^{fotomultiplikatora} ^{koji} ^{pojačavaju} ^{slabu} ^{svjetlost} ^{bljeska} ^{može} ^{biti} ⁱ ⁵⁰, ^{obično} ^{je} ³⁰ ^{do} ⁴⁰ ^{biti} ⁱ ^{do} ⁹⁰, ^{ukon} ^{čija} ^{sljede} ^{prepojačala}, što je vidljivo sa slike 4.14.

Temeljni problem daljnji obradbe je određivanje lokacija ^{svakog} pojedinih zračenja. Tu ima nekoliko načina rješavanja tog problema, a jedan od njih je da se ^{NaI kristalu} pojačalima daju različite pojačanja tako da su ona na krajovima ^{većeg} pojačanja od onih u sredini i da one pojačala na pozitivnom kraju koordinata su imaju pozitivno pojačanje, a ona na negativnom negativno

isturedu dva detektora inače se udaljavat ^{Δx} od centra sudara i oslobađaju dvoji fotone odvojeni prema stranu

$$\Delta x = 0.5 \cdot c \cdot \Delta t \quad (4.10)$$

gdje je Δt razlika vremena prijema fotona na detektore a c brzina fotona odnosno svjetlost. Da bi se dobio nit^{znatna} ^{iz raka a to je} ^{parove} ^{gdje} ^{odvojeni} ^{fotona} u nekim slučajevima, postavlja se na obrub krunice oko pacijenta nit^{znatna} ^{gdje} ^{odvojeni} ^{fotona} prema slici 4.15.b.

Iako su detektori smješteni u tri para jedan nasuprot drugima, to da se popuni cijela krunica potrebno ih je ^{još} zakrenuti za 60° i to u koracima od 3° . Osim toga dolazi i do paralelne translacije za 5 cm. Evaluirao da ima i drugih izvedbi osim ove ovdje opisane.

Podaci iz ^{nasuprot} ^{sklopova} odvojeni mjesta sudara i nose se u računalu, koje osim toga dolaze točne podatke o položaju detektora lahko bi se moglo odrediti njihove pozicije na zastaru metode cijeni odnosno monitorom. Osim NaI s primjesom Tl

kao detektor ^{još se} ^{više} ^{upotrebljava} bismut-germanet (BGO). Za povećanje osjetljivosti ovdje se isto upotrebljavaju fotomultiplikatori iza detektora. Osim izotopa fluorodeoksiglukoze ~~ovdje se još~~ ^{još se} ^{upotrebljavaju} izotopi ugljika ^{14}C , dušika ^{13}N i kisika ^{15}O .

Kod pozitronske emisijske tomografije najviše se upotrebljava za rekonstrukciju slike metoda paralelne projekcije. Više podataka može se naći u lit.

4.5.4 Jednofotonska emisijska tomografija (SPECT).

Jednofotonska emisijska tomografija registrira fotone koji emitiraju izotopi. Kao izotop ovdje se upotrebljuje talij-201, jod-123, tehnecij-99, a ^{se rabi} najviše ^{je} ^{dobivanje} ^{informacija} o prokrvljenosti mozga i srca. Oni izotopi imaju dugu vrijeme poluraspada od onih koji se upotrebljavaju u pozitronske emisijske tomografiji, što znači, da se generator izotopa ne mora biti u neposrednoj ^{uvedaja kao} ^{blizini} ^{što} ^{je} ^{to} ^{slučaj} ^{kod} ^{PET-a}. Iz tog razloga jednofotonska tomografija je uveliko puta jeftinija od PET-a je istoga u smislu većoj uporabi.

U ovom slučaju giba više detektora znatno po obrubi krunice. Svaki detektor ima nasuprot kolimator kako bi prihvaćao samo znatno iz pomoć emisija. Broj detektora sa kolimatorima može biti i do 1000. (slika 4.16.)

* U zajedničkom djelovanju svih nuklearnih magnetâ u istom sujem može se predstaviti vektorom magnetizacije M_0 .

Podaci prikupljeni iz različite sujeve pod odredu konvencije ^{koriste se različitim} rekonstrukcije slike ^{na različitom} katodne cijevi. Rekonstrukcija se obavlja iz prethodno prikupljenih ^{podataka koji se sude sa} ^{sa ostalim podacima dobivenim od drugih} slika ^{na osnovu konvencije u kojoj projekcija i stvaraju} zračnica ^{na istim elementarnim} slike kao što je to slučaj kod kompjućenirane tomografije. Kod jednofotonske emisijske tomografije najviše se rabe iterativne metode kod rekonstrukcije slike (it.---).

4.6. Prikazi temeljeni na nuklearnoj magnetskoj resonanciji

Kod dvodimenzijalnog prikaza temeljenog na nuklearnoj magnetskoj resonanciji pokuduju se atomi koji posjeduju tzv. spin. To su atomi ovih elemenata koji imaju neparni broj neutrona. Također je i vodik koji je prisutan u molekulama ^{namirnih proteina i t.d.} vode. Rotacijom vodikovih protona ^{oko vlastitih osi} stvara se protonski spin ^{koji predstavlja} elementarni magnet sa svojim ^{magnetskog polja} vektorom magnetizacije ^{u elektronskom} oboritom na ravni u kojoj rotiraju protoni. Oni su elementarni magneti ili ~~vektori magnetizacije~~ kao čestice raspodijeljeni, dok se ne uspostavi jako vanjsko homogeno polje magnetske indukcije B_0 , koje orijentira sve elementarne magnetne ^{vektore} kolinearno u sujem djelovanja vanjskog magnetâ.

Ali se sada djeluje ^{ultračestotnim} ~~transverzalnim~~ ^{transverzalnog} vektora magnetizacije u sujem okolnostima ^(transverzalnog) M_0 sujem djelovanja glavnog magnetâ, onda će doći do poremećaja sujeve vektora magnetizacije koji se već prema svojoj transverzalnog magnetskog polja dovesti do zahvatanja ~~vektora~~ ^{amplitudom i vremenu trajanja impulsa} ~~vektora~~ ^{ne kut rotiranja} vektora magnetizacije M_0 ^{vektora magnetizacije} ~~vektora~~ ^(kao vrh) M_0 odabire da neke vektore magnetizacije spinova za 90° ili 180° . Nakon djelovanja ovog poremećaja vektor ^{vektora magnetizacije} ~~vektora~~ ^(kao vrh) M_0 preest ^{vektora magnetizacije} ~~vektora~~ ^(sp. 3.17.a) položaj u sujem djelovanja magnetske indukcije B_0 glavnog magnetâ. ~~Frekvencija ove preest~~ ^{frekvencija} ~~ineć poznata pod~~ imenom Larmorove ~~frekvencije~~ ^{frekvencije} koja je razmjerna jačosti magnetske indukcije B_0 koja djeluje ^{glavnog magnetâ} ~~vektora magnetizacije~~ ^{određuje se} prema iznesu

$$f_L = \frac{\gamma}{2\pi} \cdot B_0 \quad (4.11.)$$

gdje je γ žiro magnetske konstanta koja je definirana kao $\gamma = \frac{g \cdot \mu_N}{\hbar}$ ^{odnosno protona} μ_N je $\frac{1}{1836}$ od μ_B ^{odnosno protona} μ_B je različita za različite atome ^{vektora} γ za vodikove je $\frac{1}{2\pi} \cdot 42,58 \text{ MHz/T}$, odnosno Larmorova frekvencija f_L za vodikove

protone je ~~... ..~~ kod magnetske indukcije glavnog polja $B_0 = 1T$
 42,58 MHz. Uobičajeno je da se vektor glavne magnetske indukcije B_0 usmjerava
 u smjeru osi z, dok se zavojnica pobudnog magnetskog polja i zavojnica
 koja prima elektro-magnetski val nastao istraživanjem, usmjerava ^{u smjeru osi okomitoj} na x-y
 ravni. Zavojnica pobudnog magnetskog polja i prijemnička zavojnica
 mogu biti jedna ^{ista} zavojnica, koja se nakon magnetske polude upotrebljava
 za prijam elektro-magnetskog vala. Frekvencija pobudnog magnetskog polja
 izvanjske strujom u zavojnici odgovara Larmorovoj frekvenciji. Impuls
 polude je ~~... ..~~ ^{signal} modulirana funkcijom $\sin \omega t / \cos$
~~funkcije $\sin \omega t / \cos$~~ . U prisutnosti o intenzitetu pobudnog impulsa B_1 može se
 izazvati zakretanje ~~... ..~~ vektora magnetizacije M ili magnetskog momenta M_0
 za 180° , što znači u antiparalelni položaj prema osnom kade su
 vektori magnetizacije M_0 bili orijentirani u smjeru osi z odnosno u smjeru
 glavnog magnetskog polja B_0 . Ovaj antiparalelni položaj zove se i podmije
inverzije te naliku od slučaja djelovanja za polovicu slabijeg pobudnog
 impulsa kada dolazi do zavrta vektora magnetizacije M_0 za 90° , što
 predstavlja podmije razicunja (sl. 4.17. b)

U jednom i u drugom slučaju poratak vektora magnetizacije M_0 u smjeru
 glavnog magnetskog polja B_0 u smjeru osi z propredien je isjavu u smjeru
 elektro-magnetskog vala ~~... ..~~ koji odgovara ~~... ..~~ ~~... ..~~ Larmorovoj
 frekvenciji. Ukoliko se vektor magnetizacije M_0 vrata iz položaja razicunja, odnositno
 kad se je nalazio u x-y ravni, može ga se protiti kao inducirani napon
 u zavojnici ^{prijemničkoj} nastao promjenom magnetskog polja u zavojnici ~~... ..~~
 preceije vektora magnetizacije M_0 . Takovo istraživanje odgovara ^{po valnom obliku} ~~... ..~~
 titnji, koji se približuje nuli kada se vektor magnetizacije M_0 približuje ~~... ..~~
 položaju u smjeru z-osi. Takovo istraživanje zove se slobodno istraživanje (Free
 Induction Decay FID) i može se izraziti kao

$$u = U_0 e^{-\frac{t}{T_2}} \sin \omega_1 t$$

(4.12)

dok amplituda koja predstavlja ^{komponentu vektora} magnetizacije M_y ima oblik

$$M_y = M_0 \exp(-t/T_2) \tag{4.13}$$

Vremenska konstanta T_2 je poznata pod imenom vrijeme ishtrovanja spina prema spinu (Spin-Spin Relaxation Time). U isto vrijeme se ^{komponenta} vektora magnetizacije prema z-osi se povećava prema izrazu

$$M_z = M_0 [1 - \exp(-t/T_1)] \tag{4.14}$$

Dulje je T_1 vremenska konstanta poznata kao vrijeme ishtrovanja spina-rešetke (Spin-Lattice Relaxation Time). To vrijeme T_1 ovisi o odnosu spinove prema rešetci kristala i ovisno je o sredini u kojoj se obavlja ishtrovanje spina. Tako je npr. vrijeme T_1 za pluća 790ms, za jetra 570ms, za želudac 800ms, dok u destiliranoj vodi može biti i 1000 puta duže. Vrijeme spin-rešetke $\frac{1}{T_1}$ je duže i u tumorsnom tkivu za 1.3 do 3 puta što ovisi o pojedinih organa. (Sl. 4.17.b)

Za dvodimenzijalni prikaz odabrane ^{se} kao karakterističnu veličinu kolčina vodikovih ^{N(H)} protona u nekom tkivu, pa se na zaslon katodne cijevi (monitor) veća kolčina vodikovih spinova prikazuje svijetlije, a manje s manjom svojstvenom. Očito je da ta kolčina bitno ovisi i o vremenima T_1 i T_2 . To je vidljivo i iz slike 3.17.c. Vrijeme T_2 je vrijeme povraćanja nebudnog impulsa -90° (u ovom slučaju onaj koji zahvata vektor magnetizacije za 90°). Podatak o veličini vektora magnetizacije M_z u smislu z-osi dobiva se kod svodnog djelovanja impulsa 90° kada se u zavojnici inducira napon razmjernan komponenti vektora magnetizacije M_y , gdje je suvjetana prijenosna zavojnica. Prolazim odobrnom vremenom T_R može se dobiti bolja rezolucija pojedinih tkiva. Isto tako odobrnom vremenom T_E mogu se dobiti informacije o vremenom T_2 . Vrijeme T_E je vrijeme protoklo od trenutka djelovanja impulsa 90° do vremena očitavanja veličina napona induciranog u zavojnici. U direktno je razmjerna kolčina vodikovih atoma. Ova tehnika dobivanja podataka ^{je veće dostupnosti} zove se tehnika ishtrovanja iz zaticanja dok postoje još drugje ^{drugi} metode ^{metode} i eho-spin tehnika. Ove ^{drugi} posljednje se danas više i uporbati.

bold

Tehnika iskitavanja iz inverzije radi dvostrukom intenzivnijim impulsom 180° ista kojeg sada dolazi impuls 90° koji omogućava očitavanje ~~odnosno~~ u poruku u zavoju, pa zatim nakon vremena T_E opet impuls 180° (pobudni impuls) pa impuls 90° (za očitavanje) itd. (sl. 14.18.b)

Treća echo-spin tehnika je u načelu različita od prethodne gdje ovdje se na početku djeluje kao pobuda s impulsom 90° , a zatim se u preslicim $T_E/2$ vremenskim intervalima $(n+1)T_E/2$ djeluje impulsima 180° koji zadržavaju veliku magnetizaciju na 180° , što ima za posljedici svodenje amplitude iskitavanja na nulu, pa zatim prvo do izopisne najveće vrijednosti i potom opadanja do punovnog djelovanja impulsa 180° što se ponavlja od 3 do 6 puta. ~~Kako su~~ Ovi maksimumi V_i ^{su} veći ^{i manji} imaju eksponencijalni pad, što određuje vrijeme T_2 . Opisi ovih tehnika dani su detaljno u knjizi [Lit.].

Podaci koji se očitavaju i koji nos obavješuju o broju vodikovih atoma do sada je pretpostavljeno da se nalaze na jednom mjestu. Da bi se dobio njihov raspored kakav je u nekom presjeku u organizmu mora se dobiti informacija u njihovom ^{prostornom} rasporedu u pojedinim organima na tom presjeku. To se ostvaruje uvođenjem linearno rastućeg magnetskog polja u smjeru svih triju koordinata x, y, z . Budući ^{da} su magnetska polja linearno rastuća to su njihove derivacije konstante i predstavljaju gradijente ^{G_x, G_y, G_z} u svim koordinatama x, y i z . Gradijent G_z djeluje u smjeru glavne magnetske indukcije B_0 . ^{Gradijenti su} ~~već~~ ^{relativno} slabiji u usporedbi s glavnom magnetskom indukcijom B_0 koja može imati od 0.2 T do 1.9 T.

Podaci o mjestu gdje se nalaze skupine vodikovih atoma dobiva se iz promijenjene Larmorove frekvencije ^{prema} ~~razliku~~ ^{linearno} ^{rastućoj} magnetskoj indukciji i glavnoj magnetskoj indukciji B_0 , jer je sada

$$f_L(x, y, z) = \frac{\gamma}{2\pi} (B_0 + G_x \cdot x + G_y \cdot y + G_z \cdot z) \quad (4.15)$$

Gradijenti se ostvaruju dodatnim namotajima ^{s raspoređenim zavojima} koji leže u neovimama, okomitim na njima odgovarajuće ^{koordinatne} osi. Gradijenti se ne ukapćaju svi

istovremeno, nego postupno jedan za drugim kod tehnike faznog dekodiranja, dok kod tehnike povratne projekcije (kao i kod kompjuterizirane tomografije).

ukapćaju se istovremeno dva gradijenta.

Točnu vrijednost gdje je određena nakupina vodikoni atoma $N(H)$ određuje se iz čvrstog odnosa koji vlada između mjesta dva određena gradijenta i frekvencije f_L . Prema izrazu () ta se veza za x-os može odrediti iz iznosa () gdje se određena nakupina vodikoni spinova

$$x = \frac{2H}{\gamma G_x} - \frac{B_0}{G_x} \quad (4.16)$$

Ovo se može vidjeti i prema slici 4.19. Kod faznog dekodiranja najprije djeluje gradijent G_z duž osi z. Nakon toga djeluje gradijent G_y duž osi y i podatak o usporavnoj fazi određuje mjesto x na x-os, dok se krajnje djeluje gradijent G_x koji određuje mjesto nakupina vodikoni atoma duž x-ose prema sl. 4.19. Na taj način se skenira red po red na x-osi zatim na y-osi za jedan mali Δy (za debljinu eterke na TV-ekranu). Gradijent G_y djeluje postupno u komeinu. Ovo je vidljivo na sl. 4.20

Kod tehnike povratne projekcije djeluje istovremeno gradijenti G_x i G_y s time da se jedan povećava a drugi smanjuje i obrnuto u odnosu na kretanje projekcije po kružnici za 180° , tako da je $G_x^2 + G_y^2 = \text{konst.}$ hvala ti to vidljivo na sl. 4.21. Ove promjene se također odigravaju u komeinu po 1° . Zbiranjem N projekcija dobiva se prikaz u dvodimenzionalnoj ravni. Da se izbjegnemo N projekcija dobiva se prikaz u dvodimenzionalnoj ravni. Da se izbjegnemo N projekcija dobiva se prikaz u dvodimenzionalnoj ravni. Da se izbjegnemo N projekcija dobiva se prikaz u dvodimenzionalnoj ravni. Sve se ovo provodi računom što omogućava dovoljno brzo rekonstrukciju slike. Ove tehnike detaljnije se prikazuju u knjizi (lit. ...).

Upravljanje intenzitetom magnetske rezonancije provodi se računom, što se odnosi na upravljanje gradijentima i vremensko ukapćavanje i iskapćavanje. Osim toga druga metoda prikuplja podatke i vrši rekonstrukciju slike i povisuje projekcijsku ravninu s slikom na zaslonu monitora.

Posebna pozornost posvećena je izvedbi glavnog magneta, koji mora stvarati homogenu i jako magnetsko polje B_0 . Magnetska indukcija B_0 do 0.5T može se postići elektronapajima na normalnoj temperaturi, dok se za veće magnetske indukcije B_0 do 1.5T koriste superprovodni magneti u superprovodnom stanju.

su ovi magneti ^(He) za scobe / hladjeni u heliju. Hladjeni na nižim temperaturama u tekućem, puno jeftiniji ^{N₂} destilatu, još nije našlo primjenu.

MRI (Magnetic Resonance Imaging) uređaji magnetske rezonancije zahtijevaju posebne prostorije i električne instalacije kao i zaštita od vanjskih magnetskih polja. Za navedeni razlog uređaji magnetske rezonancije od 5 do 6 puta su skuplji od uređaja kompjuternom tomografije. Budući je magnetska rezonancija ^(MRI) zasnovana na promatranju vodika u spojinama u pojediniim organima, dobiva se delikno bolja uvidnost promatranja uvelike ^{u organima} brzo, nego kod rentgenske metode kompjuternom tomografije ^(CT). Osim toga ^{snimanje} magnetske rezonancije delikno je manje štetno po zdravlje od snimanja rentgenskom tehnikom.

2. Mjerenje bioloških i fizioloških veličina

Ovo područje bioloških mjerenja obuhvaća veliki broj elektro-mehaničkih uređaja. No zbog ograničenog prostora prikazati će se mjerenje samo najvažnijih i najmodernijih fizioloških veličina i to s naglaskom na pretvornike. Fiziološke veličine koje se mjere su toplinske, mehaničke, kemijske i hemodinamičke.

2.1. Mjerenje temperature

Najviše se mjeri temperatura tijela. Najjednostavniji takav uređaj je termometar sa živom koja se rastopi zagrijavanjem i neposredno pokazuje temperaturu. Ako je potrebno zapisati promjenu temperature ili ih prikazivati brojčano upotrebljavaju se pretvornici temperature s pretvorbom u napon ili struju.

Kao pretvornik najčešće se upotrebljavaju termoparovi ili pretvornici od poluvodičar materija ^{metalnih oksida} sušice. trj. termistori s najčešće negativne temperature koeficijentom NTC - otpori (Negative Temperature Coefficient). ^{Termistori s pozitivnom temperaturom} Termoparovi se dostižu upotrebljavajući a sadrže se. ^{bežično prenošenje signala} ^{u malim količinama} ^{ne upotrebljavaju} Termoparovi se dostižu upotrebljavajući metalu ili poluvodiča na jednom kraju spojeva, dok su na drugom kraju nastavljeni, gdje se pojačavaju napori nastojeći rasbiti temperatura između spojeva i nastavljenu krajeva. Spojiste se priloga na objekt kojim se mjeri temperatura, a mjesto gdje se mjeri napori ugrađuje bit na poznatoj (referentnoj) temperaturi. Najčešće je referentna temperatura ^{koja je} oko 0°C ugrađena u termistate. ^{konstantne temperature} ~~Ferit~~ Promjene temperature izlaze krajem mogu se komparirati s NTC-otporom. Termoparovi imaju malu vremensku konstantu i u velikom mjernom području su linearni, ali im je koeficijent pretvorke mali, pa ih često treba više senzila spojiti. Zbog male vremenske konstante upotrebljavaju se za praćenje respiracije kod se čvoriste termopara drugo stvarno ispod nosioca gdje ga stujanje toplog i hladnog zraka hladni i razlikuju pozitivnom dečija. Termoparovi imaju nedostatak, što radije izvri odstavljaju. Za mjerenje temperature tijela NTC-otpori imaju veći primjenu, jer

✓ Krvni tlak se može mjeriti na dva načina: invazivnom (kroznom) metodom i neinvazivnom metodom (beskroznom) metodom. Invazivna metoda je direktna i ostvarena se ubodom igle ^(kanula) u arteriju. Od kanule do pretvornika spojen je plastična cijev. Može se postaviti da ona dovodna cijev ne bude predubavljena i pretvornik odmah do prijenosna funkcija ovog sustava omogućava prijem svih hemodinamičkih elemenata i posebnih signala tlaka kako ne bi došlo do valnog izobličenja. Kao pretvornici u ovom slučaju najviše se upotrebljavaju induktivni pretvornici i tenzometri ^{ili polimerni} (metalni).

Neinvazivne metode ne oštećuju ni u kom smislu organizam i primjenjuju se sasvim izvan organizma.

* kod auskultativne metode

su oko 10 puta osjetljiviji i buduću da ne usjavi tashku temperatura se treba
 ne treba referentnu temperaturu i time znatno pojednostavniji mjerenje. No
 NTC-otpori su nelinearni što se senjskim ili paralelnim približnom otpora može
 za nisko podneži temperatura, što je u medicinskoj primjeni slučaj, može linearizirati.

2.2. Mjerenje krvnog tlaka

Mjerenje krvnog tlaka je od velikog značaja. Prosjekne tlaka u svim
 većim arterijama prikazuje sa se sl. 2.1. Maksimalni tlak koji nastaje istihim
 krvi iz lijeve klijetke zove se sistolični, a ovaj najmanji koji zove se dijastolični.
 To su karakteristične veličine od velikog značaja za identifikaciju stanja krvotoknog
 sustava. Metode koje se u tu svrhu upotrebljavaju mogu se podijeliti u tri kategorije

1. - auskultativne metode
2. - oscilometrijske -"-
3. - arteriokimne -"-

Sve navedene metode upotrebljavaju manšetu koja se napuni iznad
 maksimalnog tlaka, da bi se ukloni toga protoka ^{na modlatiči} i tako prilikom ^{na modlatiči} postupno ^{na modlatiči} smanjuje se tlak
 odnosa. Mikrofon spojen uz bradikalnu arterijom ^{na modlatiči} registriroti će nastale
 šumove koji nastaju kod pojave sistoličnog tlaka, kada se je krv ^{tek} krenula
 protati kroz arteriju, i prestaju kod dijastoličnog ispod tlaka, kada
 je protok krvi potpuno slobodan. Nastali šumovi zovu se Korotkovi
šumovi.

Oscilometrijske metode prate nastale oscilacije tlaka najčešće u dođaknoj
 drugoj manšeti. Kodje se najčešće sistolični tlak ^{i odreduje se na više načina} i srednji
 impulsa u drugoj manšeti, dok je dijastolični ^{i odreduje se na više načina} tlak se može odrediti računski pomoću
 tlak i srednji tlak koji se ^{na mjestu} određuju maksimalnih amplituda pulsa tlaka (oscilacije). Otuda
 toga dijastolični tlak se može odrediti i pravičnu korekcijom impulsa izmesti
 prve i druge manšete, koje postaju konstantne i najmanje kod vježdani.

dejavolichno sledi prema sl. 2.2.

Artin'skimetska metoda zasnovana je na odvedivanju ΔL promjene u gibanju artiniji ~~na~~ temeljem Dopplerovog efekta. Sve ove metode su savremeno dobrije primenjene u []. U ovom slučaju kao pretvorici us mikrofon upotrebljavaju se i poluvodički tenzometri ili fotodiode kod fotoplethimografije metoda. Kod primjene Dopplerovog efekta upotrebljavaju se piezoelektrični materijali (BaTiO_3)

2.3. Mjerenje respiracije

2.3.1. Mjerenje mehaničkih veličina respiracije

Kod različitih plućnih bolesti dolazi do promjene plućnih volumena.

Ovi volumeni prikazani su na sl. 2.3. Tu je prikazan karakterističan volumen intaktni kapacitet koji se smanjuje kao što su tuberkuloza, emfizem i karcinom pluća, astma i slično. Mjerenje ovih kapaciteta tijekom bolesti može se utvrditi ugodno napredovanje. Mjerenje plućnih kapaciteta provodi se spirometrom koji čina različite izvedbe, ali se u principu sastoji od promjenjivog volumena koji se mijenja disanjem. Jedna takva izvedba prikazana je na sl. 2.4. Disanje se pomiče klip koji se ~~zab~~ brzo gurnom. Ovaj klip se mora pomaknuti vrlo brzo sa zamenom frekvencijom, tako da bez otpora klizdi udesno i izdesno. Na taj način se može provesti nekoliko respiracija u ciklusa. bez zasićenja ^{ispitavika} CO_2 . No ovaj se može rasati u kalcij - karbonat ^{CaCO₃} i proizvoditi ugas kalcij-oksida CaO . Pomaci valjka provode se na klizac koji klizanje po otvorenoj ^R mijenja ujednom ^{i time napon na ulazu u pragač} pomaku klipa, odnosno promjeni volumena priklon disanja. Promjene volumena registriiraju se na papiru na temelju čije se mogu ustanoviti na sl. 2.3. prikazane veličine. Spirometri mogu mjeriti volumene od 8 do 10 l, a mogu biti otvorenog i zatvorenog tipa. Spirometri otvorenog i zatvorenog tipa na sl. 2.4. je zatvorenog tipa.

Još više veličina se može izmjeriti s tjelesnim plethimografom koji se izradi kao hermetički zatvoreni kabinet, u čijem kolektoru se smješta

5b

i volumenski protok Q_v , jer je mijenja frekvencija

$$f_{pr} = f_{od} \left(1 + 2 \frac{v}{c} \right)$$

odnosno razlika frekvencija

$$\Delta f = 2 f_{od} \frac{v}{c}$$

odakle se lako odrediti brzina v i protok Q_v .

Protok krvi ultrazvukom se može mjeriti s više različite metode, ali se najučinkovitije metode mjerenja prolaza vremena i metoda temeljena na Dopplerovom efektu. Kod metode mjerenja prolaza vremena ultrazvuk se postavlja u suprotni smjer strujanja krvi i u istom smjeru. Na temelju utvrdene razlike vremena $\Delta t = t_1 - t_2$ i poznatom prevođenom putu ultrazvučnog signala može se odrediti brzina strujanja krvi v , odnosno volumenski protok Q_v , prema izrazu (2.3).

Protok krvi temeljen na Dopplerovom načelu mjeri se refleksijom ultrazvučnog snopa od čestica otopljenih u krvi kao što su ^{upr.} eritrociti i bjela krvna zrnca. Kako se ove čestice gibaju brzinom krvi v pojavljuje se razlika u primenoj frekvenciji ultrazvuka f_{pr} prema odskočnoj frekvenciji ultrazvuka f_{od} pa se uz poznatu brzinu ultrazvuka c i poznatu brzinu v i okoliš, koja je oko 1500 m/s i brzina krvi v može dobiti izraz iz kojeg se može odrediti brzina strujanja krvi v .

pacijent koji diše preko pneumotahografa koji mjeri protok zraka $Q = dv/dt$. Takav se postoj mogućnost zadržavanja zraka u respiratoru, pa se u dva manometrična mjere mjerenje nastale neslike tlakova i alveolarni tlak. Tijekom plućnognograf omogućava i mjerenje residualnog volumena, otpora plućnih putova kao i plućnu popustljivost (komplijancija) C_p koja se definiše omjerom promjene volumena ΔV kod promjene tlaka ΔP , pa je $C_p = \Delta V / \Delta P$. Plućni plućnograf je opisan u lit. - .

2.3.2. Mjerenje koncentracije plinova

Osim navedenih mjerenja proude se i mjerenja koncentracija plinova respiracije. Tako se određuje parcijalni tlak i mješavine u postocima kisika, O_2 , ugljik-dioksida, CO_2 i dušika N_2 u suhoj udahnutog i izdahnutog zraka. Ovo se najčešće mjeri milimolarnim praćenja sastava V u intenzivnoj skrbi. Ako je potrebno odrediti sastav mješavine plinova, onda se često upotrebljava maseni spektrometar. U uređajima za anesteziju na mjerne koncentracije kisika O_2 određuje se koncentracija dušik-monoksida NO , plinova za anesteziju N_2O kao i drugih anestetika (halotan, enfluran itd.) koji se upotrebljavaju u određenoj situaciji. Maseni spektrometar dijeli ~~na~~ električni nabojene čestice q ubrzanje električnim poljem U , prema njihovoj različitoj masi m kad se te čestice savijaju ^{po krivini plinovitosti} pod utjecajem magnetskog polja B prema izrazu

$$r = \frac{1}{B} \sqrt{\frac{2mU}{2}} \tag{2.1}$$

Također postoje i pojedinačni manji uređaji za mjerenje pojedinih koncentracija plinova kao što je mjernilo CO_2 u zraku, nitrometar za mjerenje dušika, N_2 , ~~zraka~~ i oksimetar za mjerenje koncentracije kisika, O_2 , u zraku.

2.4. Mjerenje koncentracije topljenih plinova u krvi

U krvi se mjeri koncentracija ugljik-dioksida, CO_2 , i kisika, O_2 . Koncentracija ugljik-dioksida se mjeri kao mjera parcijalni tlak pCO_2 u krvi koji je u linearnoj ovisnosti sa pH vrijednosti oduzavši kislosti. Parcijalni tlak se mjeri u granicama 1,3 do 12 kPa. U elektrodi, kojim se mjeri parcijalni tlak CO_2 u krvi, ~~izvedena je~~ sa ugrađenom ^{su} dvije elektrode

za mjerenje pH vrijednosti, a to su staklena i kalomel elektrode. Otopnjom CO_2 u vodi, koje ima u krvi, stvara se ~~hidrat~~ ugljične kiseline H_2CO_3 , čiji koncentraciji odgovara ~~je~~ odgovarajući pH-metar, a koncentracija ugljične kiseline H_2CO_3 razmjerna je količini otopljenog ugljik-dioksida CO_2 . Pojednostavljeni izgled ove elektrode prikazan je na sl. 2.5 i opisan podrobnije u lit. --.

Koncentracija kisika u krvi O_2 provodi se polarografskom metodom, koja je temeljena na mjerenju struje ^I kroz stropnu u kojoj su prisutni ^{odredene} određene količine elektrolita i neelektrolita. Ova se struja mijenja naponom U , dok je prisutna hemijska reakcija otopljenog ^{od} tvari, a postoji konstantna ^{struje} naponovna promjena napona U kada se reakcija otopljenog tvari ^{od} protokla (naziva se „plato“ V). Tako se kod mjerenja kisika O_2 na naponu $U = 0.7 V$, udaljeno od nepropusne stijene ^{konkretne} karakteristične polarograma, koja tada ovisi samo o koncentraciji otopljenog kisika O_2 (lit. --). Ove karakteristične prikazane su na sl. 2.6.

2.5. Mjerenje protoka krvi

Mjerenje protoka krvi najčešće se provodi elektroindukcijskom metodom ili pomoću ultrazvuka. Elektroindukcijskom metodom ~~na~~ se postavi u magnetsko polje magnetske indukcije B , proizvedeno magnetom u obliku ključa. U krvi kao ^{elektriki} vodljivoj tvari inducirane se napon e u okomitom smjeru na smjer kretanja krvi brzinom v i ^{okomito} na smjer magnetskog polja B . Inducirani napon e razmjerni je rasudku elektroda l postavljenu na stijenke žile, pa je prema poznatom izrazu

$$e = B \cdot l \cdot v. \quad (2.2.)$$

gdje je U napon e u voltima, magnetsku indukciju ^{teslama} B i rasudak l u metrima brzina v u m/s. Radi izbjegavanja polarizacije na elektrodama magnetsko indukcija se može mijenjati sinusoidalno ^{ili imati} ~~pravo~~ pravokutni ili trapezoidni oblik. Ako temeljni brzina v i presjeka žile S ^{odreduje} se volumski protok Q_v

$$Q_v = S \cdot v. \quad (2.3)$$