Elekteofizioloski poj je najkompleksniji jer radimo sa signakima dosta niske amolitude a imamo veliki signal smetnje.

Paxijent je ivor nekog signala, tj akc potencijali su izvor signala koje mi snimamo putem elektroda na povrsi kozem ze1 i ze2 su modeli interdejsa elektroda-tkivo tj. elktroda koja je zalepljena na tkivo. Vpol1 i Vpol2 su polucelijski potencijal. Oun trougao sa pojacanjem A predstavlja idealan elektrofiz pojacavac, isprekidana linija je elektrofiz poj koji je realan (sastoji s eod idelanog elefiz poj i odredjenih impedansi za signal zajednickog moda na svojim ulazima Zc1 i Zc2). Napajanje tog pojacavaca je napravljeno preko izvora koji ima izolovanu masu. To znaci da smo uzeli nor bagerije i njih povezali da napojimo pojacavac i masa izmedju 2 baterije je izolovana masa.

Pacijenr stoj ili sedi u prostoriji gde se izvkdi elektrofiziolosko snimanje, sedi an stolici, iznad njega plafon, u llafonu su instalacije, kroz njih protice vremenski promenljiva steuja. Izmedju

llafona i glave lacijenta stcara se parazitni kondenzator Cp. Paxijent dodiruje nkgama tlo, izmedju nogu i tla nalazi se drugi kapacitivni kond Cb. Kada nam kroz neko kolo lrotice cremenski promenljiva steuja dolazi do indukovanja rj jedna deo sreuje krece da tece kroz parazitni kondenzator gore, kroz samog pacijenta, kroz donji larazitni i zatvara se sa zemljom. Zemlja je kao uzemljenje. Kroz nas i sad tece struja koja je toliko malog intenziteta da je utixaj te struje na nas fizioloski odgovor niakkav. Mozemo to da isprojektujemk kao: 2 generatoda unutar cicaglise nam lredstavljaju elekteofizioloski signal, signal koji dolazi tu je signal zajednickog moda koji je posledica proticanja elektricne srruje kroz gornji laraz kond, kroz jmoedansu oacijenta, kroz drugi laraz kond, k to je sreuja koja tece kroz nas. Kad zalepimo 2 elekrrodd, mi smo po 1. kirh z napravili cvor sto znaci da deo te struje koji prolazi kroz nas odlazi kroz elektrodu i pojacavac i to je struja koja nam na imoedansama Zc1 i Zc2

lravi signal zajednickog modq na ulazu. Jednacina: mapkn Vb je napon izmedju ans i uzemljenja. Jednak je proizvodu mreznog napona i razlomka. Taj razlomak je kapacitivni naponski razdelnik (kod njega je obrnhta sitjacija nego kod otpornickog razdelnika napona). Napon Vb je napon izmedju nas i uzemljenja gradske mreze. Mi nemamo fizicki kontskt sa gradskom mrezom, pogotocu sto je nas pojcavac naoojen pomocu baateriej. Jzmedju nase bagerije tj. mase i naseg uzemljenja psotoji izolaciona otpornost. Baferijsko napajanje lravi galvansku razdvojenost (izolacija). Odlikuje se svojom jacinom tj koliko je ensto dkbro/lose izolovano. Ako je galvanska ziolacija mala, to znaci da su 2 dela el kola lose galvansko izolovani. Treba da ima sto vecu otpornost. Izmedju zemlje i mase je izolovamo, ali postoji neka mala srduja jer smo mi u kontsktu sa oba. Kontskt izmedju te 2 mase lressravlja imoedansu tebgalvanske izol.

Singal zajednickog moda koji vidi nas pojacavac je Vc- potencijal izmejdj svakog od ulaza naseg

pojacavaca i njegove mase. Na osnovu Vb dobijamo Vc koji ulazi u pojacavac, tj kavlja se pre pojacavaca. Vc je losledica postojanja Ciso (kontskt izmejdu zemlje i izolacije) -> ta otpornost izolacije utice na smanjivanje Vc. Sto je manja kapacitivnost, manke Vc. Ako je mala kapacitivnkst -> velika otpornost -> tece mala struja ->mala smetnja. Ako kratko spojimo tacku iznad Ciso i Zemlju, Vc=Vb i povecali smo signal zaj moda. Treba da imamo sto je bolju galvansu izolaxiju. U svakom trenutku kroz nas rece neka vremenski promenljiva struja i izmejdu same oprdme i nas postoji otpornost glavanske izolacije i na osnovu nje imamo vezu izmedju pojacavackog dela kola i gradske mreze. Na livadi toga ne bi bilo. U zavisnosti od izolacije Ciso Vb se lreslikava u Vc u manjem ili vecem odnosu.

CMRr

Govorimo o isprekidanom pojacavacu.

Voutr=siferenxijalninsignal puta pojacanje tog

dis signala llus signal zaj moda puta pojacanje/slablejnje signala zaj moda -> na izlazu pojacavac ce se pojaviti komponenfa VdAd- ako snimamo EKG, dobicemo ekg signal kao jednu komponentu i drugi deo signal smetnje koji je losledica peoticanja steuje kroz samog pacijenta luga pijacanje/slabljenej sig zaj moda. Na izlazu lojacavaca imamo 2 komponenete. Jedna je manje amplitude druga vece. Vd i Vc su vrednosti koje se nalaze na ulazu u pojacavac, na izlazu dobijemo njihov zbir pojacan.

Cmrr-koliko luta (dobro) nas pojacavac moze da potisne signal smetnje tj signal zaj moda.

Ekvivalenta sema

Imamo Vb, diferencijalni signal nije uzet u razmatranje jer znamo da ce on biti pojacan Ad outa, ali nije nam to cilj da vidimo engo sta ce biti sa Vc. A znaci da gledamonsta se desava do hkaza u idealni op. Ziso=1/jwCiso. Zi je ekvivalentna imoedansa Cp i Cb, racunamo kao paralelnu vezu tj. Tevenenova teorema. Vb je

tevenonv naoon, a Zi teven otpornost tj. imaledansa (paralelna veza kapacitivnosti). Vb je signal koji je oslabljen, tece kroz impedansu Zi, kroz jednu i drugu elektrodu, dolazi do tacaka, tece kroz ukazne imoedanse u sam pojacavac, vraca sekroz izolaxionu imoedansu i ide ka zemlji. Ovaj pojacavac ima beskonacnu veliku ktpornost i Vcd je napon koji vidi sa pojacavac na ukazu- to je jedini dif signal koji imamo -> na izlazu ce se pojaviti napon AVcd.

Skk uvedemo Ze i Zc, Vcd= potenxijal kod vrha strelice - potencijal kod pocerka strelice i to je =0 jer imamo sve otpornosti koje su iste. To znaci da nam je signal zajednickog moda u te 2 tacke isti. -> Nijedan deo skgnala zaj moda nije lrosao kroz pojacavac

Tranformacija

Ovo prvo znaci da ako posmatramo impedanse ektroda, impedansa prve elektrode se smanjila, a druga se povecala...najgori slucaj. Zi i Ziso se pojavljuju na oba clana pa gledamo samo kakav

ce uticaj biti s promenom impedansi.

Na osnovu jednacine vidimo:

Nama je ulaz Vb (signal zajednickog moda)=izmedju svakog od ulaza pojacavac i mase. Mi smo taj signal sad doveli kroz neku mrezu (impedanse jedna elektroda-tkivo, druga, jedna ulazna impedansa signala zajednickog moda, druga) i videli smo da smo dobili diferencijalni signal Vcd=koristan signal EKG. Nama se na ulazu u op pojavio diferencijalni signal, na izlazu se javlja pojacan diferencijalni signal. Sada nam nezeljeni signal (signal smetnji koji je posledica proticanja struje kroz pacijenta) se transformisao u diferencijalni signal (koristan) tj. nas elektrofizioloski pojacavac posmatra diferencijalni signal kao koristan i pojacace ga. Taj signal kad izadje iz pojacavaca ne mozemo da izbacimo jer je on frekvencije 50Hz tj. poenta je ako snimamo elektricnu aktivnost misica nama je frkevencijski opseg mioelektricnog signala od 10-500 Hz sto znaci da je unutar tog opsega i 50Hz, i ako sada snimamo taj signal na izlazu, ne

znamo da li je 50Hz posledica rada misicne komponente ili posledica tranformacije. Mozemo projektovati filtar da nam izbaci uvek tih 50Hz, ali necemo pricati o tome sad, nego treba 'da se igramo' sa ovim impedansama tako da Vcd bude ultra ultra malo.

Dolazimo do 2 slucaja:

* Ako nam je Zc=0 imamo 0-0=0 puta Vb =0, ali to bi znacilo da smo ulaze kratko spojili na masu i to je prouzrokovalo da ne mozemo korisititi pojacavac, tj. dobicemo na izlazu 0 -> ne mozemo Zc da diramo, tj. da smanjujemo jer onda idemo na to da kratko spajamo ulaze sa masom.
* Ako je brojilac mnogo veliki, a Ze deo u imeniocu mnogo mali, to znaci da je uticaj tog dela na brojilac nikakav, tj. Ze deo u imeniocu je mnogo puta manji u odnosu na Zc deo u imeniocu -> mozemo da usvojimo da nam je uticaj promenjene impedanse elektrode na ulaznu impedansu samog pojacavaca nikakav i imacemo u brojiocu i

imeniocu isto, kad skratimo =1. Za drugi clan isto mozemo da kazemo. 1-1=0=Vb tj. ako imamo mnogo mali uticaj, bice mnogo mali broj (manji od 1) puta Vb, bice oslabljeno -> dobijamo oslabljen Vcd. Slicna prica kao sa parametrom A0, jer smo rekli ako je A0 mnogo veliko mozemo reci da op necemo posmatrari kao realan nego idealan. Da bismo mogli to da primenjujemo, treba jedan deo par reda velicine da bude veci/manji od drugog. Ako govorimo o Zc (ulazna impedansa za signal zajednickog moda) koji ide do 10 na 12 oma, to znaci da nas upotrebljeni op mora da ima veliku ulaznu otpornost. Impedansa elektrode mora da bude mala tj. uticaj same impedanse elektrode treba da bude zanemarljiv -> pazljivom pripremom snimanja mozemo da svedemo na minimum tranformaciju signala zaj lednickog moda u diferencijalni.

Pazljiva priprema snimanja- ciscenje koze, konduktivni gel, mehanicka stabilnost. Pre

snimanja moramo dobro ocistiti kozu, koristiti elektrode koje imaju provodni gel da bismo dobili sto manju impedansu interfejsa eleltroda-tkivo, i koristimo iskljucivo nove elektrode. Tako smo skroz smanjili uticaj tranformacije.

Sada imamo potiskivanje signala zajednickog moda koje je posledica neuparene impedanse. Ad je diferencijalno pojacanje. Ac◇z- pojacanje signala zajednickog moda koje je posledica razlicite promene impedanse.

Ad(Vcd/Vb):

Ad znaci da posmatramo tacku na izlazu iz pojacavaca;

Vcd-diferencijalni signal nastao transformacijom signala, to nam je omogucila mreza cija je funkcija prednosa Vcd/Vb i puta Ad jer je to funkcija na izlazu jer imamo idealan op. Gledamo koliko je potiskivanje sjgnala diferencijalnog moda nastalo transformacijom dignala zajednickog moda u diferencijalni. Imamo diferencijalni (klasican)/diferencijalni (nastao

tranformacijom) i dobijamo da je to slabljenje jednako mrezi, tj. Vb/Vcd. Ako izrazimo preko jednacine, dobijamo krajnji izraz. Pri const Zc i maloj impedansi elektroda-tkivo Ze, nama potiskivanje raste- bice bolje potiskivanje. Ako Zc raste, Ze opada opet veliko potiskivanje.

1-◇c²:

◇c je promena ulazne impedanse za signal diferencijalnog moda. Nama se clan menja sa kvadratom. Sto je ◇c manje, brojilac ce biti blizi 1 -> nije nam mnogo problematican ◇c jer su na velikim ulaznim otpornostima te male promene zanemarljive.

◇e-mala promena interfejsa elektroda-tkivo. Sto je vece, CMR se smanjuje -> ne mozemo da koristimo dosta rasparene elektrode, ali one ce da imaju neki uticaj na samu tranformaciju, ali u zavisnosti od velicine Zc taj uticaj rasparenosti ce biti manje ili vise dominantan.