

## 2. ДИЈАГНОСТИЧКИ УРЕЂАЈИ НА БАЗИ ЕЛЕКТРИЧНИХ СИГНАЛА

Дијагностички уређаји на бази биоелектричних сигнала су електронски уређаји помоћу којих се снимају, што значи детектују, појачавају, обрађују и приказују биоелектрични сигнали организма. У организму се генеришу различити биоелектрични сигнали за које су развијени и различити дијагностички уређаји који у свом називу имају префикс *електро-*. Тако уређај за снимање биоелектричне активности срца носи назив *електрокардиограф*, уређај за снимање мождане активности – *електроенцефалограф* и уређај за снимање мишићне активности – *електромиограф*.

### 2.1. ЕЛЕКТРОКАРДИОГРАФ

*Електрокардиограф* је неинвазивни дијагностички уређај за мерење биоелектричних сигнала мишића срца. У кардиологији, специјалистичкој медицинској грани, електрокардиограф је основни уређај за *електрокардиографију*.

*Електрокардиографија* је дијагностичка метода развијена на основу мерења електричних потенцијала срчаног мишића – миокарда, и представља једну од најефикаснијих метода, која пружа врло битне показатеље у процесу дијагностике рада срчаног мишића. Метаболички процеси у човековом организму, као, уосталом и код свих комплексних организама, захтевају ефикасне механизме размене материје у свакој ћелији понаособ, што је основни услов за обављање животних функција. Наведену улогу обавља *кардиоваскуларни систем* и *срце* као његов интегрални део.

#### 2.1.1. Кардиоваскуларни систем и срце

*Кардиоваскуларни систем* сачињавају *срце*, *крвни судови* и *крв* и чини основу за функционисање метаболичких процеса и стварању услова за живот ћелија и организма уопште.

*Срце* је витални, аутономни, мишићни орган који обједињује две пумпе за венску и артеријску *крв*.

*Крвни судови* чине систем артерија, вена и крвних капилаара кроз које *крв* циркулише.

*Крв* је преносни медијум за процес размене материје у организму и чини је сложена органска текућина која садржи велики број различитих састојака: крвне ћелије, хранљиве и отпадне материје, енергетске и информационе носиоце. Функција крви је вишеструка: допремање хранљивих састојака, одношење отпадних материја, учешће у имунолошком и информационом систему. Поремећај у циркулацији крви коју изазива срчани мишић директно се одражава на укупан квалитет целокупне размене материје у организму, на дисфункционалност осталих виталних органа и веома често је узрок смрти човека.

Срце анатомски представља један мишићни орган са четири шупљине, две преткоморе и две коморе, као што је приказано на слици 3.1, које имају функцију пумпи које покрећу циркулацију крви кроз тело.

Срце се може шематски представити са две, редно везане, синхроне пумпе. Десна, физички мања половина срца, односно краће речено - десно срце, обезбеђује кретање крви кроз плућа, у циљу корекције дисбаланса нивоа кисеоника у крви, односно обогаћивањем крви са кисеоником. Лева половина, односно – лево срце пума крвоток кроз остале делове тела и виталне органе, укључујући и само срце. Морфолошки, и лева и десна половина срца имају по два елемента: преткомору и комору.

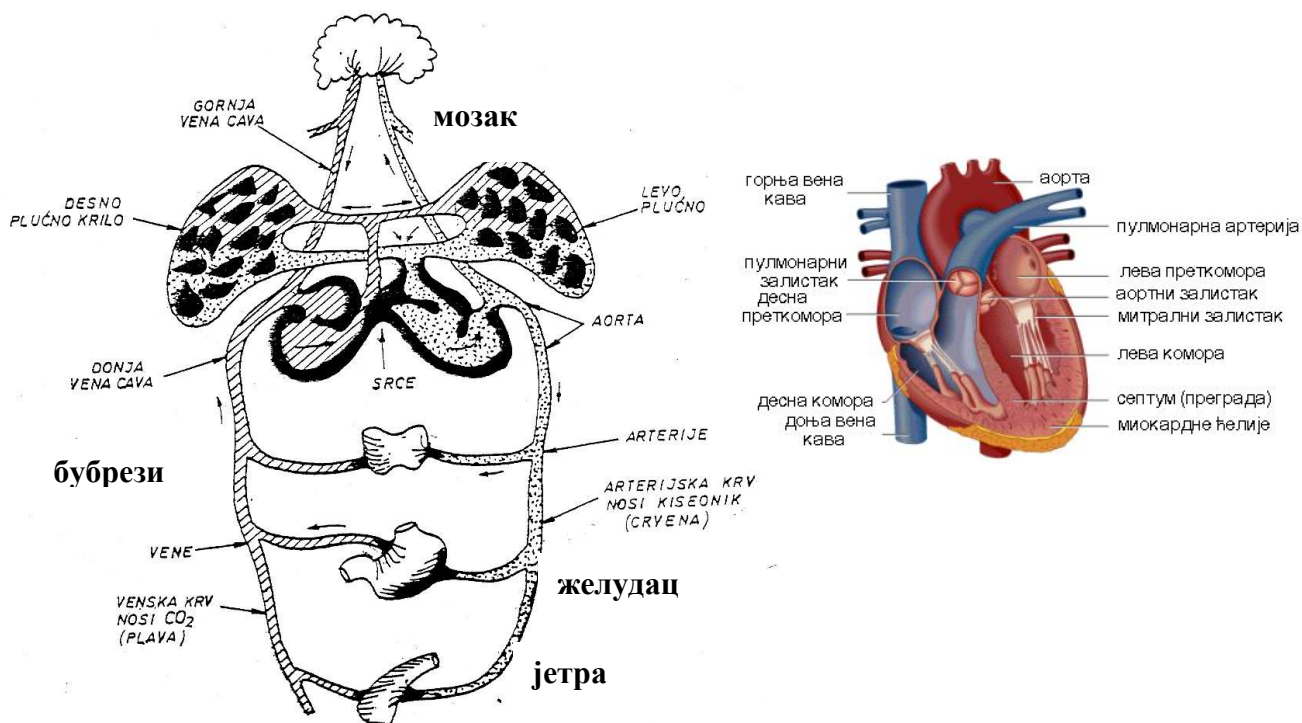
Део крвотока од леве коморе до десне преткоморе назива се *системска циркулација*, а од десне коморе до леве преткоморе *плућна циркулација*.

У оквиру системске циркулације су *ренална* – бубрежна, *хепатична* – јетрена, *церебрална* – моздана и *коронарна* – срчано мишићна *циркулација*.

Слика 2.1 показује да лева половина срца, радећи као пумпа, потискује крв у аорту која се грана на два дела, један ка мозгу, а други ка осталом делу организма. Доњи део крвотока протеже се низ кичму до абдомена. Аорта се овде грана на артерије, ове на артериоле, а потом на велики број танких капилара пречника реда десетак микрометара. На нивоу ћелије се условно завршава ток крви обогаћене кисеоником који је основа метаболичких процеса у ћелијама. На крајњој одредници, на ћелији, крв "мења боју" односно постаје "плава" и наставља своје кретање кроз вене носећи са собом већу концентрацију угљен-диоксида као продукта различитих процеса у ћелији.

Десна половина срца пумпа "плаву" крв у плућа где се врши издвајање угљен-диоксида и обогаћивање кисеоником, а затим доспева опет у леву половину одакле наставља кретање према осталим деловима тела.

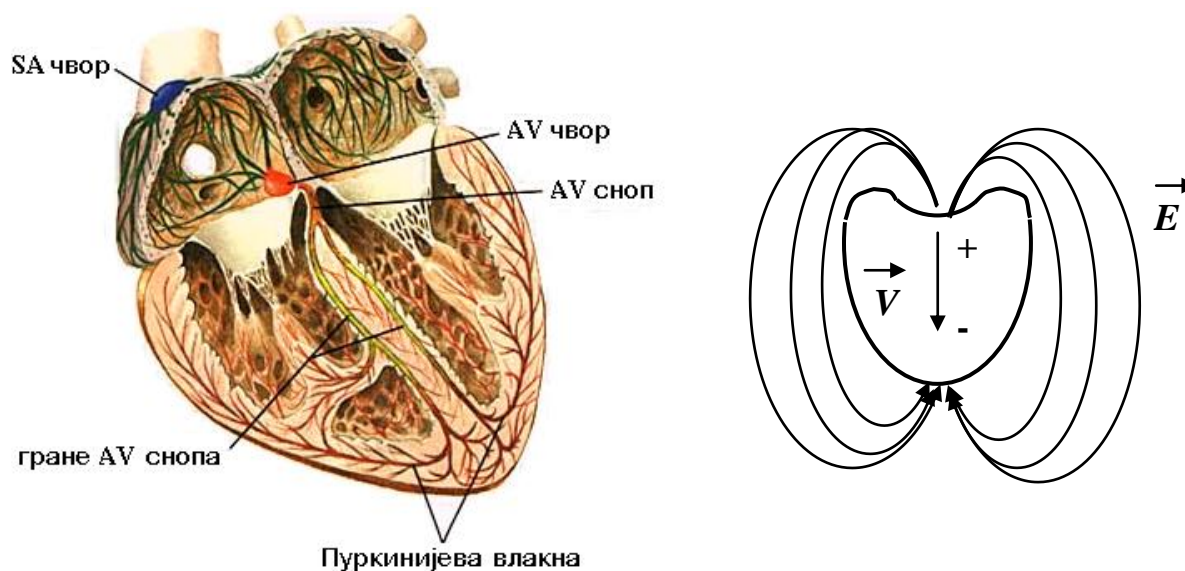
Количина крви у организму одраслог човека је око 5 литара, а њен циркулациони пут траје око 1 мин. Сам срчани мишић тежи око 500 грама и дужине је око 15 cm, а оријентисан је на доле у грудној шупљини ка средњој линији тела са леве стране.



Сл. 2.1. Крвоток и срце

### 2.1.2. Електрична активност срца

Рад срца је стимулисан електричним импулсима које циркулишу кроз нервно-мишићни систем срчаног мишића – миокарда приказан на слици 2.2.



Сл. 2.2. Нервно мишићни систем срца и вектор потенцијала срца

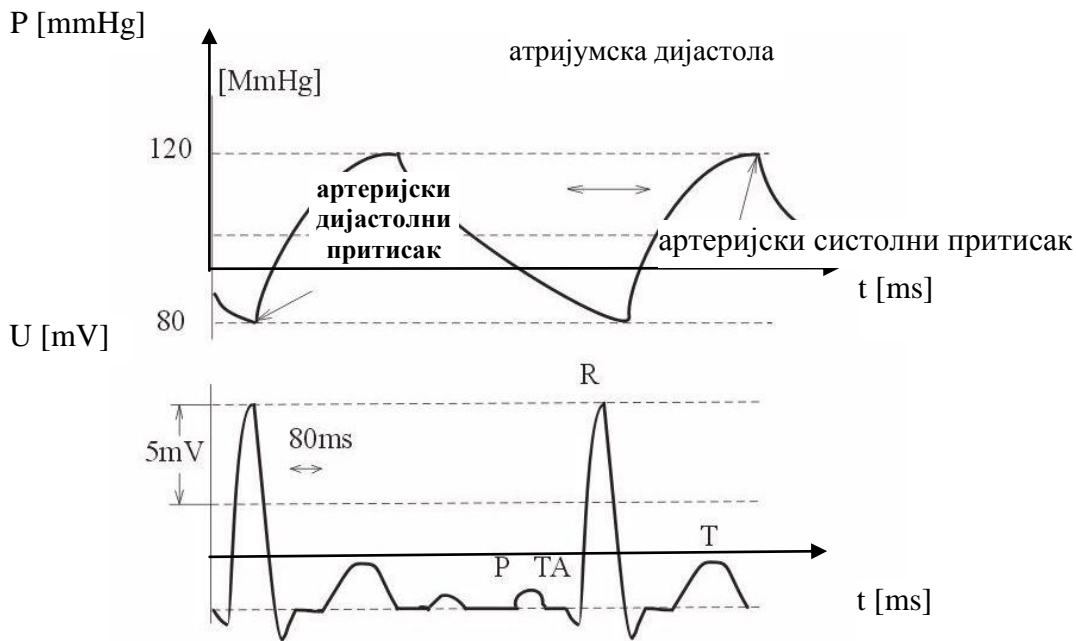
Основне компоненте срчаног мишића које иницирају његову неуромускуларну активност су *синус-атријални* и *атрио-вентрикуларни чвор*.

**Синусатријални чвор, SA node** је сноп нерава лоциран у десној срчаној преткомори који аутономно, периодично генерише електричне потенцијале и на тај начин иницира рад и одређује ритам рада срчаног мишића. Електрични импулс који се генерише у SA чвору преноси се до *атрио-вентрикуларног чвора* - AV node, а затим преко AV снопа нервних влакана, даље преко такозваног Хисовог снопа до дна срчаног мишића одакле се преко мреже Пуркинијевих влакана преноси по ободу срчаног мишића који обавија коморе. Рад срца непосредно је условљен са појавом акционих потенцијала у SA чвору и AV чвору. SA чвор извор промене нелектрисања које се преноси нервним влакнима до дна срца а затим његовим ободом. У једном тренутку времена SA чвор је са позитивним а остали део срца на негативним наелектрисањем што је основа да се срце моделује са електричним диполом. Моделовање срца са еквивалентним електричним диполом даје могућност да се електрична активност срца као електричног дипола представи вектором потенцијала срца  $V$ . Вектор потенцијала срца, као и вектор електричног поља срца  $E$  чије линије окружују срце, просторно је оријентисан, како је то приказано на слици 3.2. Од интереса су пројекције тог вектора на све три равни простора и оне су временски променљиве. Просторно моделовање је од фундаменталног значаја за електрокардиографију јер електричне активности срца појава која се просторно преноси до

екстремитета и коже одакле се помоћу површинских електрода и прикључних каблова ЕКГ сигнали одводе на електрокардиограф.

На слици 2.3 приказана је хидраулична и електрична активност срца са два карактеристична стања срчаног мишића у току његовог циклуса рада: *систола* и *дијастола*.

**Дијастола** је стање у коме се срце "одмара" између две контракције и карактерише се тиме што срчани мишић тежи да добије максималне димензије и напуни се крвљу. Крв из плућног, пулмоналног крвотока испуњава леву половину, а из системског, десну половину срца.



Сл. 2.3. Дијаграми промена артеријског притиска  $P$  [mmHg], и електричне активности срца  $U$  [mV], мерене на једном од биполарних одвода у фронталној равни

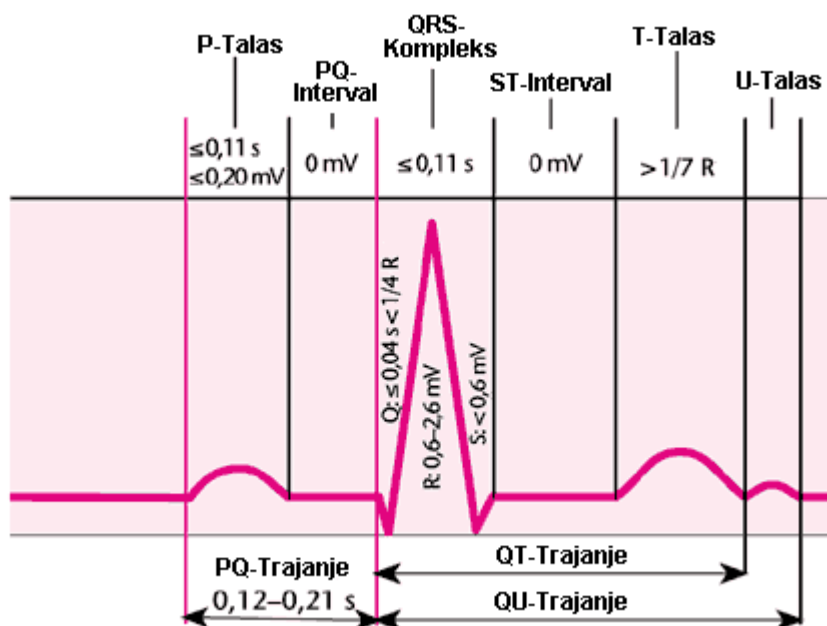
**Систола** је стање срчане активности иницирано контракцијом срчаног мишића око преткоморе, атријума која додаје још крви у коморе, вентрикуле које се затим контрахују повећавајући притисак и затварајући атријумско –вентрикуларне залиске. Када притисак прерасте у системском, односно пулмоналном, систему, почиње избацивање крви из коморе. Залиски према аорти се отварају и крв се потискује из срца у циркулациони систем. Када се коморе делимично испразне, мишићи који обавијају комору се опуштају, аортни залистак се затвара и почиње период дијастоле.

Појава деполаризације и реполаризације SA и AV чвора која одређује рад срчаног мишића може се пратити мерењем акционим потенцијалима који се могу мерити на површини тела и представити на дијаграму који се зове *електрокардиограм*.

**Електрокардиограм** је сложен периодични сигнал, приказан на слици 3.3, карактерише акционе потенцијале срчаног мишића и садржи неколико карактеристичних делова који се означавају посебним словима и зову се P, Q, R, S и T таласи. Акциони потенцијали генерисани у синусном чвору и пренесени до срчаног мишића су узрочници готово свих активности срца. Деполаризацијом и реполаризацијом акционих потенцијала овог процеса генеришу се спољашњи акциони потенцијали, који се могу регистровати преко електрода постављених на одређена места на телу. ЕКГ је заправо запис временског праћења напонских продуката срчаног мишића за време једног срчаног циклуса. На слици 3.4. приказан је основни облик једног нормалног електрокардиограма. Таласни облик електрокардиограма зависи од одвода са који се посматрају

За време дијастоле, односно за време мировања срца електрокардиограм је приближно раван. Код почетка контракције срца уздиже се крива у плитки талас P, који се брзо враћа у раван. Кратко после тога следи мали, оштри, према доле усмерени зубац Q на који се одмах надовезује високи, на горе усмерени, оштри најистакнутији врх електрокардиограма R. Шилјак R се стрмо обрушава у такође оштри, на доле усмерени зубац S, који је обично нешто већи од Q зупца и прелази у кратку хоризонталу спојницу или уметак, од S до T. Спојница лежи нормално у изоелектричној црти, а прелази у средње високи, усправни T- талас, који је већи од P - таласа. Између T - таласа и поновног P - таласа лежи електрокардиографска крива опет у изоелектричној црти, а изузетно се ту примећује мали, позитивни U - талас. Део криве од свршетка T до почетка P зове се још и одломак.

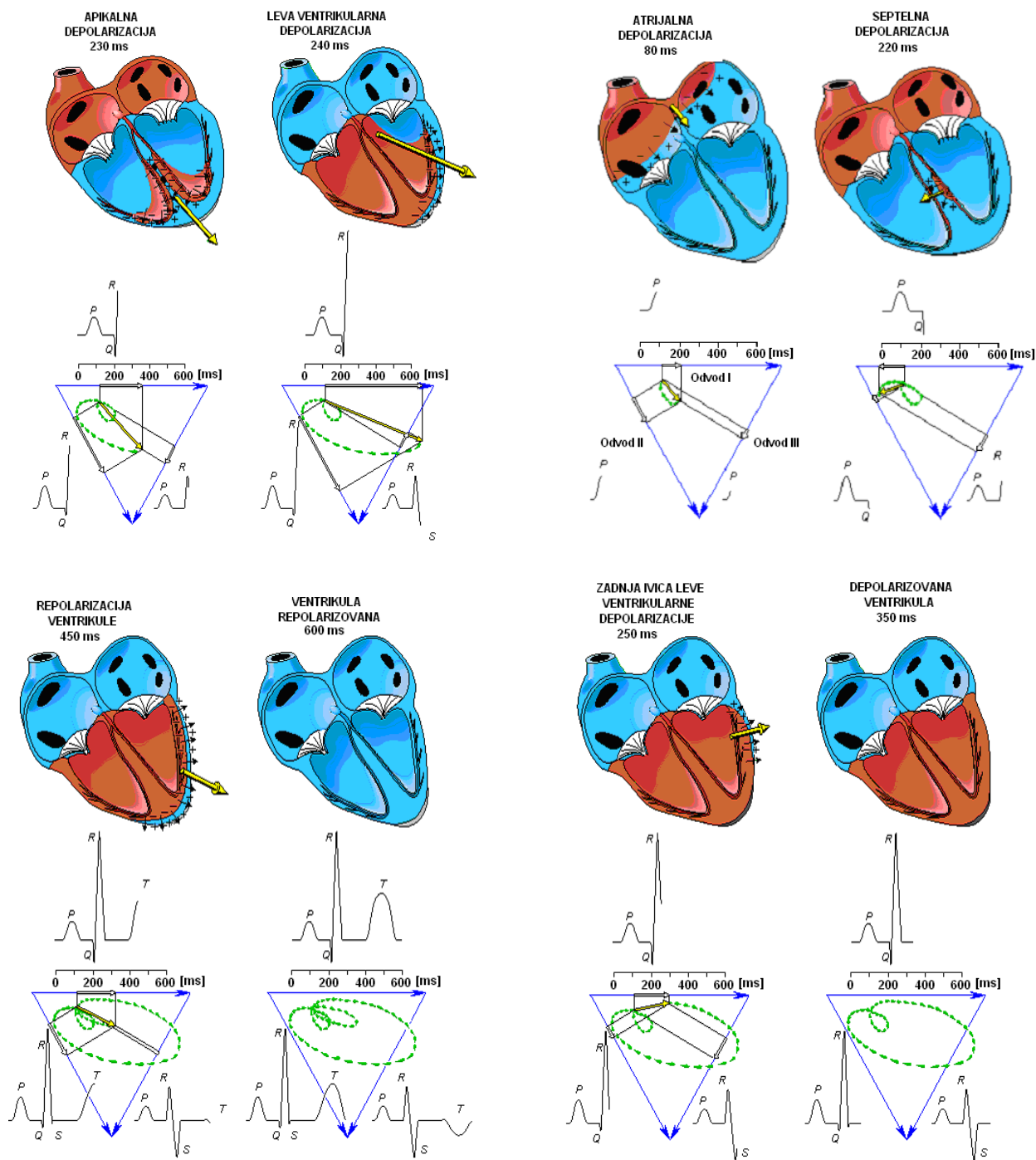
Узрочник P – таласа је деполаризација предкоморе. QRS талас узрокује деполаризација коморе, а поновна поларизација – реполаризација коморе ST- талас. Време понављања срчаног циклуса мерено на размаку R-R врха је, отприлике 1 секунда, што одговара фреквенцији од 1 Hz или 60 откуцаја у минути. Ова вредност се мења у зависности од многих фактора. Потенцијали који се добију на електродама су већи што су електроде ближе срцу.



Сл. 2.4. Типичан облик нормалног електрокардиограма

### 2.1.3. Настајање ЕКГ сигнала

Настајање ЕЕГ сигнала у току једног откуцаја срца илустровано је на слици 2.5. анатомски, векторски и у временском домену за различите тренутке периодичног циклуса. На анатомском приказу назначена је поларизација наелектрисања, док је вектор потенцијала дат са пројекцијама на такозвани Еинховенов троугао.



Сл. 2.5. Анатомски, векторски и временски приказ циклуса настајање ЕКГ сигнала

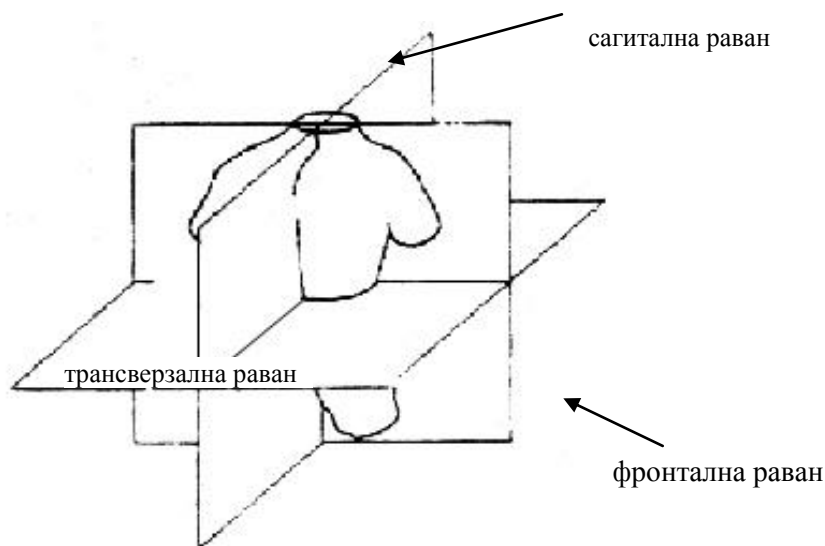


Од синусног чвора акциони потенцијал се шири по мишићу зидова предкоморе. Резултантни вектор потенцијала предкоморе нацртан је на првој слици слике 3.5 дебљом стрелицом. Резултантни вектор је илустрован дебљом стрелицом. Пројекције резултантног вектора у овој фази су позитивне на сва три Еинховенова одвода па је и мерени импулс позитиван. Деполаризација се шири преко предкоморе и долази до АВ чвора. Пренос кроз АВ чвор је успорен и обухвата мали део ткива што омогућава завршетак пуњења коморе. Кад електрична активност дође до коморе ширење се наставља преко унутрашњих зидова коморе.

Деполаризација коморе се одвија у више фаза. Прво се деполарише лева а затим десна унутрашњост коморе да би се на крају деполарисали зидови коморе. Поновна поларизација, односно реполаризација представља задњу фази срчаног циклуса.

#### 2.1.4. Мерење акционог потенцијала срца

Мерење електричне активности срца може се вршити у три равни простора.

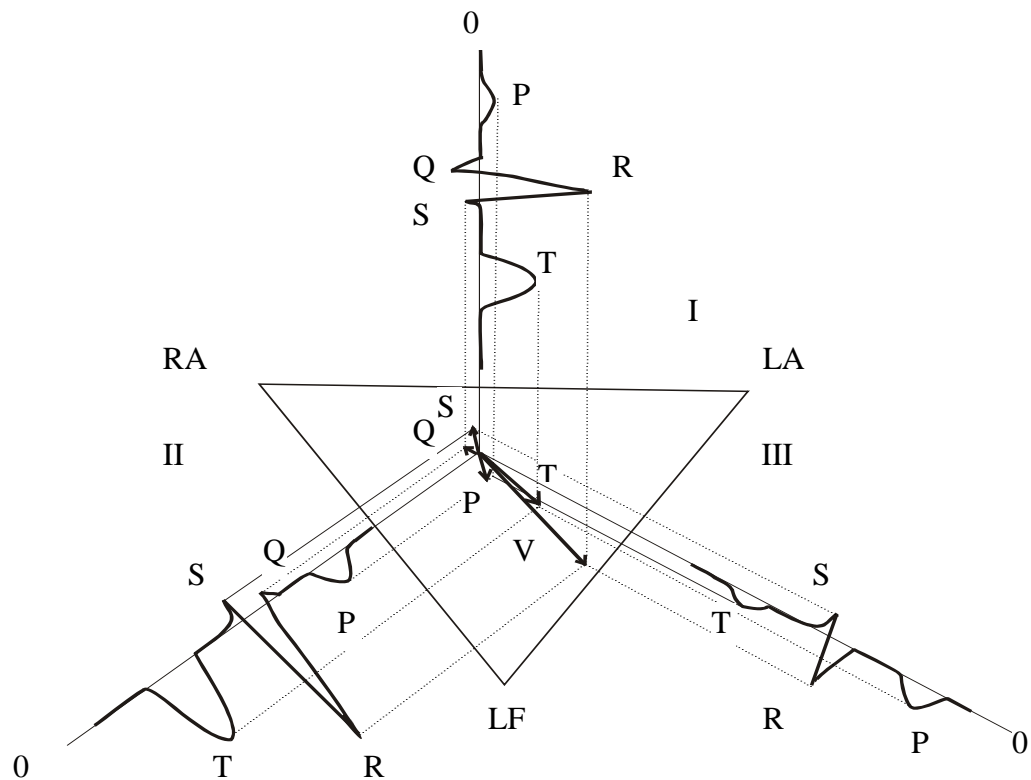


Сл. 2.6. Електрокардиографске равни

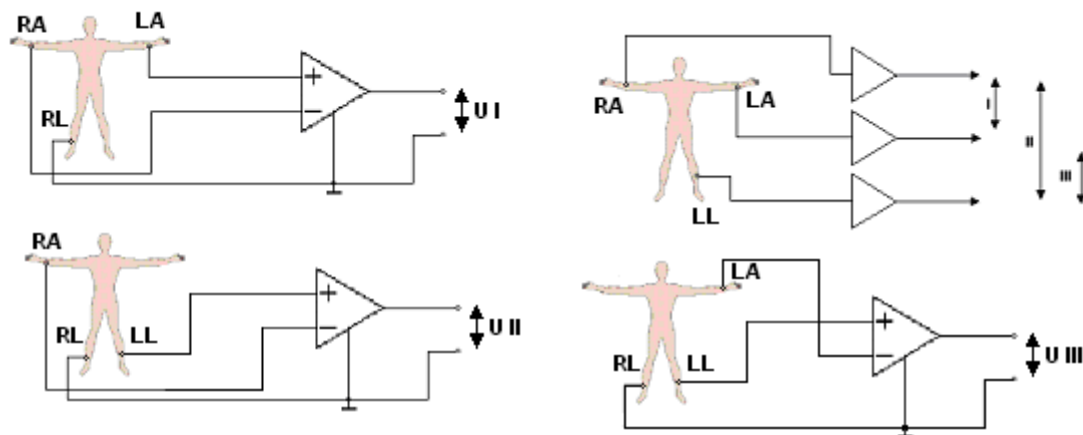
За веће дијагностичке могућности потребно је мерити пројекције вектора потенцијала срца на три равни које се називају *фронтална*, *сагитална* и *трансверзална* и приказане су на слици 2.6. У фронталној равни би било довољно одредити две пројекције вектора електричних поља. Међутим, у пракси се ради мерење на сва три правца као што приказује слика 2.6. Код мерењима ЕКГ сигнала у овој равни уобичајено је да се користе правци који су под углом од 60 степени што омогућава да се електроде поставе на екстремитете и стандардизује метода мерења.

Троугао који формирају три правца на којима леже пројекције вектора акционог потенцијала срца назива се *Einthovenov trougao* по имену холандског физиолога који је увео ову методу у клиничку праксу.

На слици 2.7 приказане су пројекције потенцијала на странице Einthovenovог троугла у једном тренутку посматрања.

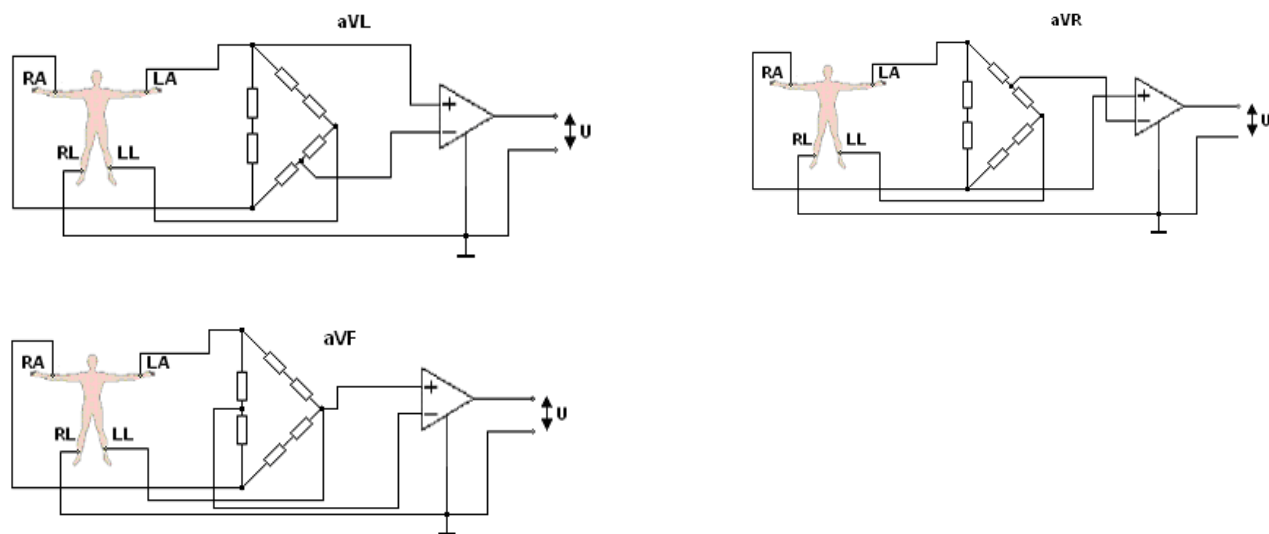


Сл. 2.7. Проекције ЕКГ потенцијала на странице Еинтховеновог троугла

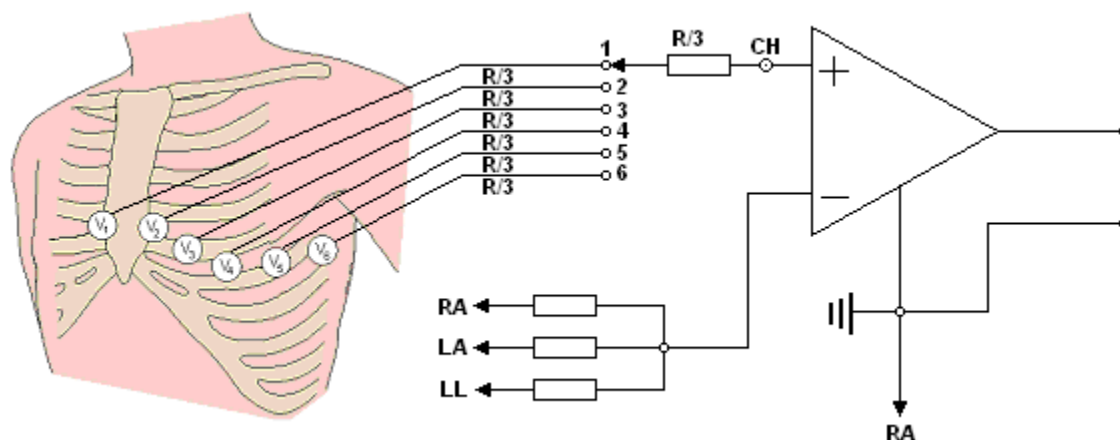


Сл. 2.8. Биполарни одводи по Еинтховену





Сл. 2.9. Монополарни одводи по Голдбергу



Сл. 2.10. Прекордијални одводи по Вилсону

Типичне ознаке у шематском приказу мерења ЕКГ сигнала у фронталној равни су: десна рука – RA(right arm), лева рука – LA (left arm) и лева нога – LL(left leg) и означава места где су постављене мерне електроде што је и приказано на слици 3.8. Типичан начин обележавања одвода сигнала је *I – одвод (LA – RA)*, *II – одвод (RA – LL)* и *III – одвод (LA – LL)*, при чему се сигнал **RL** везује за уземљење уређаја. Понекад се користе ознаке **RF** и **LF** (right foot и left foot) уместо ознака **RL** и **LL**.

Ако се при мерењу изабере један потенцијал за референтни, и мери појава у односу на тај исти, мерење називамо **униполарно**. Униполарни ЕКГ сигнал би могао да се мери у односу на потенцијал који се добија повезивањем сва три одвода **RA**, **LA**, и **LL** преко

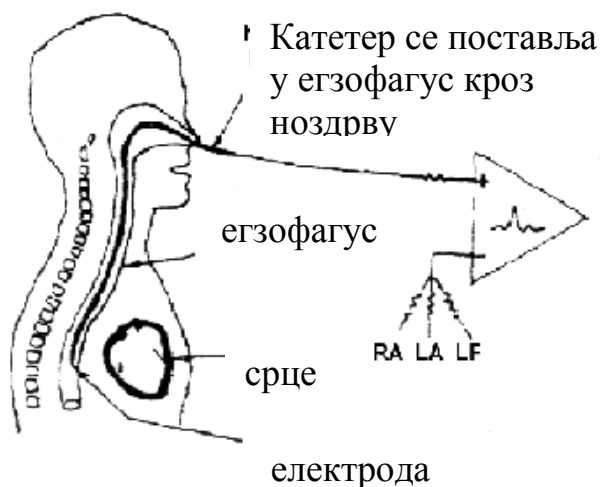
отпорничке мреже у једну тачку. Ако се уместо такве везе при мерењима повежу по две тачке преко одговарајућих отпорника и мери потенцијал треће тачке у односу на тако добијени референтни потенцијал, добија се акциони потенцијал који ће бити истог облика као да се мерење врши у односу на тачку добијену повезивањем сва три одвода помножене фактором 1.5. Такво мерење се такође назива униполарно мерење и шеме прикључивања дате су на слици 2.9.

Заједнички одвод за две електроде назива се индиферентни одвод, а потенцијали који се мере означавају се са  $aVR$ ,  $aVL$ , и  $aVF$  где слово "a", од речи *augmented*, означава повећан сигнал у односу на стандардне одводе. Напони се могу директно повезати са стандардним одводима формулама  $aVR=0.5*(I+II)$ ,  $aVL=0.5*(I-III)$ ,  $aVF=0.5*(II+III)$ .

Са грудног коша се ЕКГ сигнал униполарно одводи са шест тачака, како је приказано на слици 2.10, са таласним облицима на слици 2.9, и то је тајкозовани одводи по Вилсону.

Мерење ЕКГ сигнала у сагиталној равни није део уобичајених клиничких поступака. Ово мерење захтева постављање електроде која ће бити повезана са директним улазом претпојачавача са задње стране срца унутар торакса. Ради се, наиме, о проблему слабљења сигнала због скелетног система у случају да се електрода постави на леђа пацијента. Због тога се електрода поставља кроз *egzofagus*, па се и мерење често назива униполарно *egzofagijalno* мерење ЕКГ сигнала. Овај метод се користи за утврђивање стања срчаног мишића у инфарктном и прединфарктном стању. Овакав начин повезивања је приказан на слици 2.11.

Егзофагијални прикључак се везује на неинвертовани улаз појачавача, а индиферентна електрода се добија као и у случају мерења у трансферзалној равни.



Мерење ЕКГ сигнала у трансферзалној равни је, такође, део уобичајених клиничких мерења. При овом начину мерења, потенцијал индиферентне електроде се, за разлику од мерења у фронталној равни, добија повезивањем прикључака **RA**, **LA** и **LL**, док се десна нога - **RL** повезује на уземљење. Релевантни одводи постављају се на грудни кош у

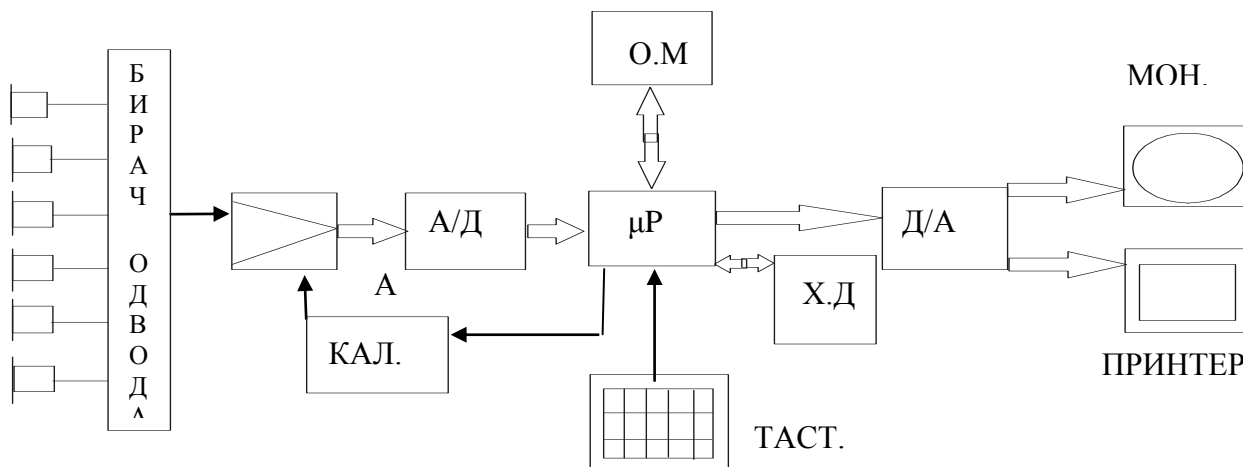
поретку као на слици, обележени су ознакама **V1, V2, V3, V4, V5**, и **V6**, а називају се прекордијални одводи. Изглед кардиограма са мерним тачкама на прекордијалним одводима приказан је на слици 2.8.

### 2.1.5. Реализација електрокардиографа – ЕКГ уређаја

Реализације електрокардиографских уређаја од првих конструктивних решења из прве половине прошлог века па све до данас прати интензиван технолошки развој електронске технике као и теорије и поступака обраде сигнала. Код уређаја са аналогном обрадом сигнала основне функције електрокардиографа су појачање и записивање на папирној траци. Код уређаја са електронским цевима био је веома критичан и услов безбедности пацијента због високог напона у самом уређају и неопходности сталног прикључка на електричну мрежу која има велику енергију.

Технолошки развој електронике са интегрисаним колима која раде на ниском напону и троше мало енергије, што омогућава и батеријско напајање заштита пацијента од струјног удара није више критична а створене су велике могућности за дигиталну обраду сигнала.

Електрокардиограф садржи више модула од којих су, независно од сложености и технолошког развоја, обавезни: бирач одвода, ЕКГ појачавач и регистратор.



Сл. 2.12 - Блок шема ЕКГ уређаја

**Блок шема електрокардиографа** садржи електроде за одвођење ЕКГ сигнала, бирач одвода, појачавач ЕКГ сигнала, калибратор и монитор и штампач за регистрацију. Електрокардиограф са микропроцесором приказан је на слици 2.12, садржи још и аналогно/дигитални и дигитално/аналогни претварач оперативну меморију ОМ, магнетни, тврди диск за трајну меморију и управљачку тастатуру.

**Електроде за одвођење ЕКГ сигнала** преко коже су плочасте док су у случају одвода директно са срца игличасте. ЕКГ уређај се преко прикључних каблова и електрода везује директно за пацијената при чему се струјно коло од руке до руке затвара преко грудног коша што условљава велику опрезност у погледу изолације и довођења пацијента под удар наизменичног напона који би могао да угрози рад срца. Код класичних ЕКГ апарата са електронским цевима и високим мрежним напонем ЕКГ апарат је галвански

одвајан од мреже. Код савремених апарата који раде са ниским, батреријским напонима опасност од струјног удара значајно је смањена. С друге стране мора се водити рачуна и о евентуалним улазним сигнаlima који би могли да угрозе ЕКГ апарат. Најчешћи метод за овакав вид заштите је галванско раздвајање свих делова инструмента и монитора за приказ сигнала од градске мреже. Треба истаћи да је заједничко уземљење приликом прикључивања више апаратура на пацијента често узрок нежељених последица, било да се манифестује као сметња у сигналу, било да доводе у опасност пацијента или медицинско особље.

**Бирач одвода** или селектор има функцију да електродне прикључке повеже на одговарајући појачавачки систем.

**Калибрација**, која је као поступак од изузетне важности код свих медицинских уређаја, изводи се помоћу генератора напонског сигнала од 1 mV.

**Предпојачавач ЕКГ сигнала** означен са А има велику осетљивост, односно велико појачање и улазну отпорност и изводи се као диференцијални, мерни појачавач.

**Аналого/дигитални – А/Д претварач** има функцију да аналогни ЕКГ сигнал из појачавача преведе у дигитални облик како би могао да се даље обрађује помоћу микропроцеса и меморише у дигиталном облику.

**Микропроцесор** врши сву потребну обраду ЕКГ сигнала и омогућава да се складиште раније добијени резултати. Такође омогућава да се веома једноставно прикажу тренутно добијени резултати на монитору рачунара.

**Оперативна полупроводничка меморија ОМ** користи микропроцесору у току обраде сигнала.

**Трајна магнетна меморија ХД** има функцију чувања програма са којима ради микропроцесор, као и меморисања сигнала и свих релевантних података.

**Дигитално/аналогни претварач – Д/А** омогућава да се, после обраде у дигиталном облику, сигнал пребаци у аналогни сигнал због приказивања на монитор или бележења помоћу писача на папиру.

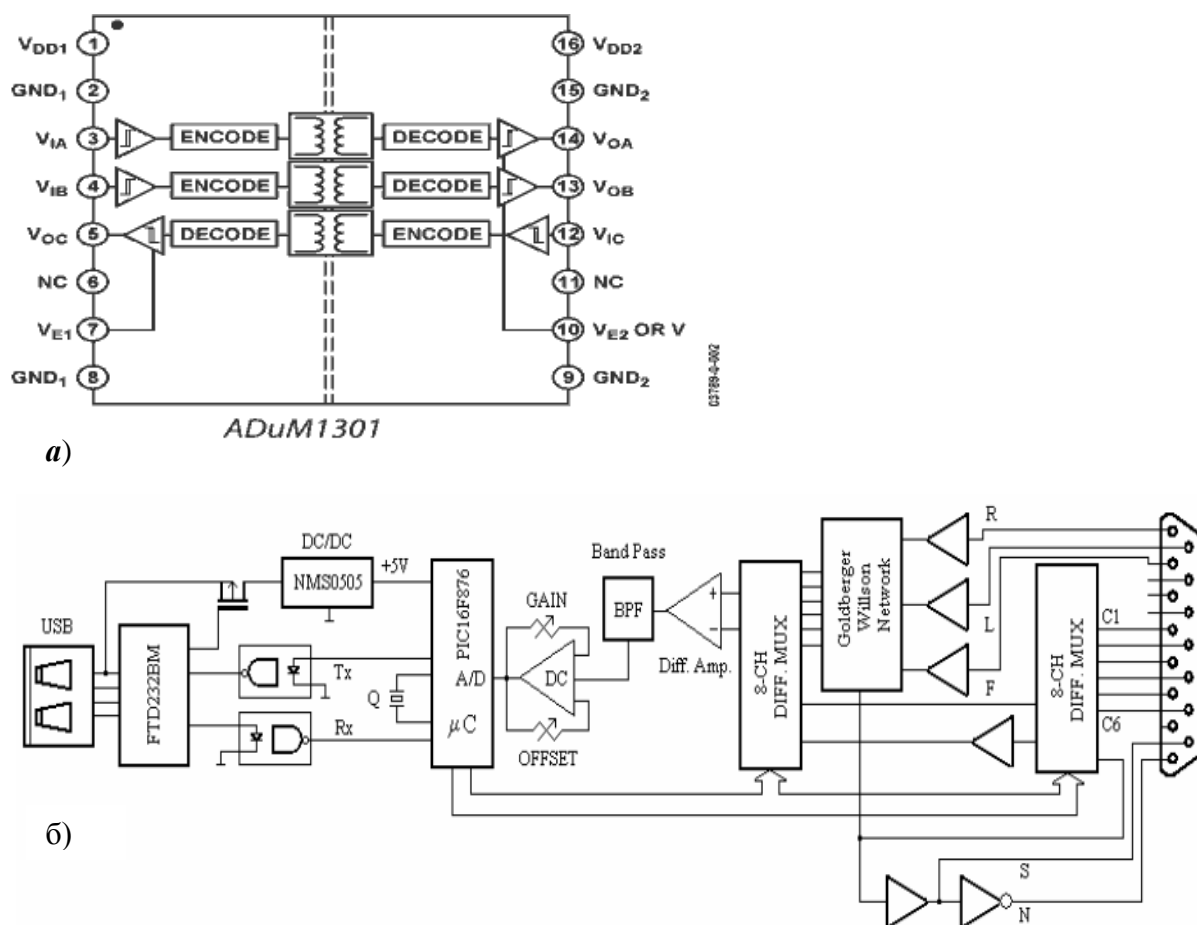
**Монитор** се користи за приказивање текућих и меморисаних сигнала и свих података које припреми микропроцесор.

**Штампач, принтер или писач** се још увек користе за бележење ЕЕГ сигнала у документационе сврхе. У случају примене писача посебан механизам регулише брзину траке и дебљину линије реза.

Електрокардиограф се прикључује на пацијента тако да се улазно струјно коло затвара преко груди пацијента, а то значи и срца, што упућује на предузимање посебних мера заштите пацијента од струјног удара. Основни метод заштите је галванско одвајање енергетских напонских извора од електронских кола која се везују за пацијента. Галванско одвајање значи да се електронска кола у којем се налази пацијент спрежу са енергетским изворима тако да не постоји пролаз за електроне, односно електричну струју која би неуромускуларним, електролитичким или термичким ефектом угрозила пацијента.

Класичан начин за галванско раздвајање електронских кола је помоћу трансформатора, и такво раздвајање још и данас користи како код система за напајање тако и код спрега за пренос сигнала. На слици 2.13а дата је шема једног савременог интегрисаног кола галванским раздвајањем помоћу трансформаторских спрега.

За спрезање електронских кола која се користе за обраду сигнала и која треба да буду галвански раздвојена примењују се и оптички спрежници – оптокаплери. Оптички спрежници су систем са светлећом диодом и фотоосетљивом диодом које су на оптималном растојању запаковане у заједничко кућиште. Оптоспрежници су, у односу на трансформаторске спреге, технички елегантније решење али им је недостатак што не могу да преносе и енергију у систему за напајање. На електричној шеми интегрисаног аквизиционог уређаја за пријем, појачање и обраду ЕКГ сигнала, на слици 2.13б виде се оптичке изолационе спреге контролера и улазног кола.

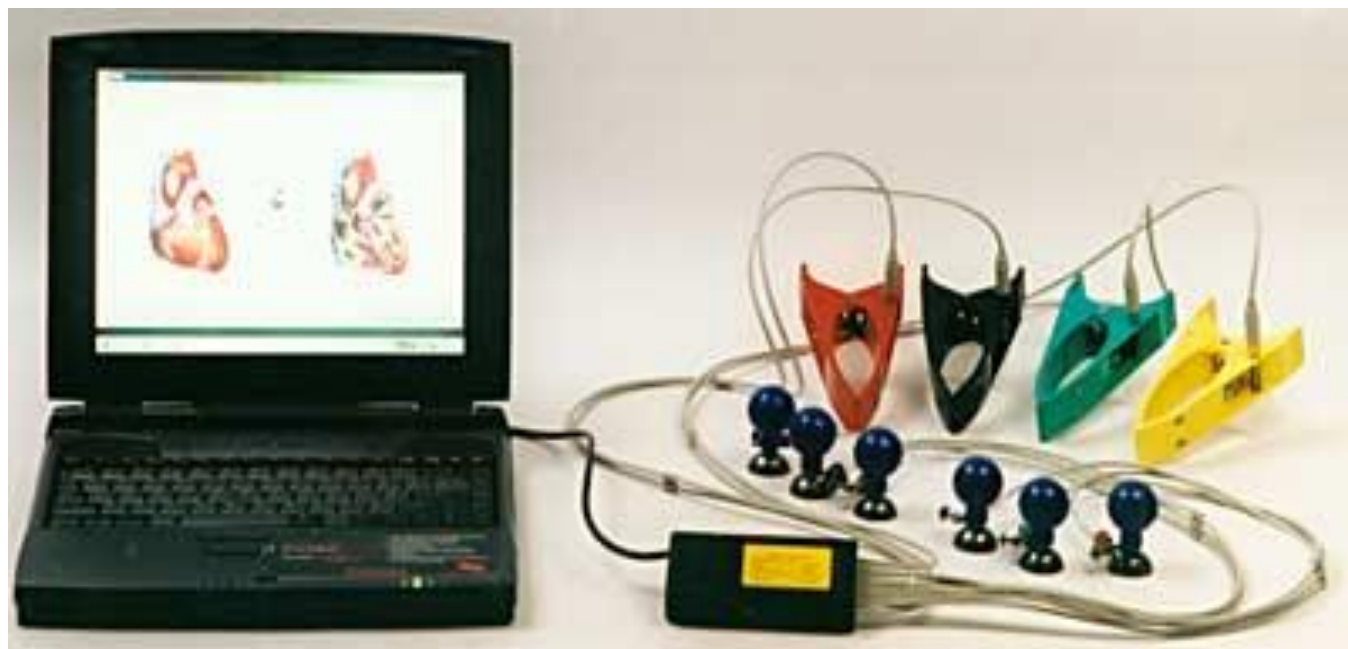


Сл. 2.13. Примери галванског одвајања са: а) трансформаторском спрегом, и  
 б) оптичким спрежницима

Електрокардиограф се све чешће реализује помоћу персоналних рачунара што олакшава обраду сугнала, његово меморисање, вишеструко умножавање и поређење са резултатима снимања новијих датума. Пример једног ЕКГ уређаја који се прикључује на персонални рачунар дат је на слици 2.14. Електрична шема овог уређаја који је развио професор др Александар Жорић у Вишој електротехничкој школи за потребе кардиолошких ординација дата је на слици 2.14.

Уређај представља ЕКГ модул са микроконтролером који сигнале са електрода појачава, дигитализује, обрађује и прослеђује у персонални рачунар преко универзалног

сериског прикључка USB. Малих је димензија, лако преносив, климо-механички отпоран, не захтева посебно напајање ни подешавања пре пуштања у рад. Пренос података се обавља брзином од 19200 bita у секунди чиме се преноси дигитализовани сигнал одмерава на фреквенцији од 960 Hz. Снима 12 одвода биопотенцијала срца. Избор једног од дванаест одвода врши се микроконтролерским адресирањем два 8-канална диференцијална мултиплексера. Сигнал изабраног одвода се потом појачава инструментационим појачавачем и филтрира пасивним RC филтром пропусником опсега фреквенција ( $f_{Low}=0.23\text{Hz}$   $f_{High}=56\text{Hz}$ ).



Сл. 2.14. Савремени ЕКГ уређај а) са рачунаром, б) хардверски изглед ЕКГ модула дело професора Александра Жорића

Калибрација модула врши се у колу DC појачавача тримовањем појачања (отклон) и ofseta (базна линија).

Izlaz DC појачаваћа директно је повезан са једним од пет канала A/D периферала mikrokontrolera.

Графичко окружење је развијено у Microsoft .NET Visual C++ и усклађено са стандардним форматима приказа ЕКГ сигнала.

Софтвер се повезује са базом података преко ODBC interfejsa

Софтвер омогућава снимање ЕКГ сигнала у периоду од 6 секунди пре или након активирања команде,

Филтрирање јавне мрежне учестаности од 50 Hz.

Лекару се нуди могућност брзог и ефикасног претраживања базе података по различитим критеријумима (презиме, име, старост, датум прегледа од-до, патолошка група).

Програм поседује базу података за архивирање снимљених таласних облика 12 одвода, матичних података пацијената и дијагностичких коментара лекара-кардиолога

Снимљени таласни облици 12 одвода, матични подаци пацијента, датум и време прегледа као и дијагноза лекара штампају се на папиру A4 формата и у форми штампаног извештаја издају пацијенту.

Програм нуди и могућност снимања штампаног извештаја у датотеку PDF формата, која се може дистрибуирати удаљеним медицинским центрима путем глобалне мреже – Интернет-а.

Основна предност овог система у односу на конвенционалне ЕКГ уређаје је његова софтверска компонента која се може лако и брзо реконфигурисати и унапредити у складу са захтевима корисника

### Контролна питања из електрокардиографа:

1. Шта је *кардиоваскуларни систем*?
2. Шта је *срце* и како се може представити?
3. Које су основне карактеристике *електричне активности срца*?
4. Шта представља *вектор потенцијала срца*?
5. Како изгледа *типичан електрокардиограм*?
6. Шта је *електрокардиограф* и како функционише?
7. Које су *основне компоненте електрокардиографа*?
8. Каква је структура електрокардиографа са микропроцесором?



## 2.2. ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОГРАФ

**Електрокардиограф** је дијагностички уређај за праћење биоелектричне активности можданих неурона са коре великог мозга – кортекса. На писачу или монитору електроенцефалографа добија се дијаграм можданих таласа - *електроенцефалограм*.

**Електроенцефалограм**, скраћено означен само као **ЕЕГ**, претставља запис промена потенцијала на кори великог мозга који се региструје на папирној траци или екрану монитора помоћу електроенцефалографа.

За добијање електроенцефалограма развијена је метода која се назива *електроенцефалографија*.

### 2.2.1. Основи енцефалографије

**Електроенцефалографија** је метода снимања, регистрације и обраде биопотенцијала мозга, ЕЕГ сигнала, помоћу *електроенцефалографа*.

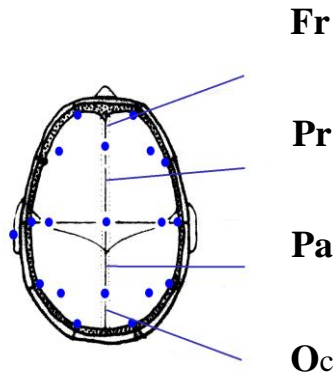
ЕЕГ сигнали користи се у дијагностичке сврхе у неурологији и психијатрији. ЕЕГ омогућава дијагнозу неуролошких и психијатријских оболења, као и других болести које утичу метаболизам мозга. Користи се и код неурофизиолошких и психофизиолошких истраживања. ЕЕГ уређаји се у специфичним ситуацијама користе и за утврђивање да ли је пацијент још увек жив. Традиционално је рад срца и дисање узимао као индикатор да ли је човек жив или мртав. Када је временски интервал неколико минута онда је функционисање мозга приоритетни показатељ живота. Мозак може да издржи кратко време, не дуже од четири, пет минута, без рада срца и плућа. Ако се прекине снабдевање крвљу која носи кисеоник и храну мозак умире, што се дешава већ после 8 до 10 минута. ЕЕГ уређај комбинује са са дефибрилатором који треба да покрене заустављен рад срца, а резултат се прати на ЕЕГ монитору. Успостављање нормалног ЕЕГ сигнала значи да је пацијент живи.

Помоћу ЕЕГ-а може се пацијент пратити у будном и успаваном стању, релаксиран или ментално активан, са затвореним или отвореним очима. Такође, може да се одреди дубина анестезије, идентификују разни типови епилепсије, и са великом сигурношћу одредити место тумора на мозгу. У много случајева, могу да се одреде и психопатска раздражења.

Порекло и настанак ЕЕГ сигнала још увек нису потпуно разјашњени и после неколико десетина година развоја и примене. Практична примена је одмакла испред научних теорија. Почело се са теоријом да је ЕЕГ сигнал топлотни шум, затим да је то припремна активност мозга, да би се на крају постојање ових сигнала повезало са свешћу. Постоје и хипотезе о ширењу ЕЕГ сигнала у простор ван тела.

Електрична активност мозга може се пратити одвођењем потенцијала директно са површине мозга при чему се добија електрокортикограф. То се ради у случају оперативних захвата и експериментисања са животињама.

За снимање електроенцефалограма на глави је утврђен већи број одводних тачака, интересантних за дијагностичаре, које су груписане у четири равни одвода. На слици 2.15 су назначене равни ЕЕГ одвода.



Сл. 2.15. Равни ЕЕГ одвода: Fr- фронтална или предња, Pr- централна, Pa- паритална или темена, Oc- окципетална или вратна раван одвода

Снимање активности коре великог мозга обавља се површинским електродама или микро-електродама. Помоћу површинских електрода одводе се ЕЕГ сигнали са коже главе. Игличасте микро електроде се користе за снимања непосредно са коре великог мозга што је омогућено обзиром на то да у мозгу нема сензорних ћелија бол. Помоћу микроелектрода добијају се информације о потенцијалу појединих ћелија, док се помоћу површинских електрода добијају суперпонирани потенцијали великог броја неурона.

ЕЕГ сигнали умногоме зависе од стања у којој се особа налази приликом снимања, па се стога не може говорити о неком правилном сигналу који нам на нешто конкретно указује. Међутим, постоји једна одређена правилност у активностима коре великог мозга у односу на различите надражаје и пасивна стања на основу којих се могу дијагностиковати неки неуролошки проблеми и њихови узроци.

Правилности измерених сигнала могу се груписати у *Алфа*, *Бета*, *Тета* и *Делта таласе*. Учестаност електричне активности креће се од 0,5 Hz до 50 Hz и јако зависи од кортикалне активности.

**Алфа таласи** - налазе се у опсегу од 8 до 13 Hz, приближно су синусоидног облика и јављају се у будном стању у мировању. Они су главна активност здраве особе. Овај сигнал је најјасније видљив при затвореним очима, под условом да је особа психички релаксирана, мада се јављају и у медитацији и хипнози. Амплитуда оваквих таласа је од 50 до 100 микроволти. Алфа таласе нестају при спавању. У случају да је особа активна долази

до смањења амплитуде и повећавање учестаности. Алфа сигнали најјасније су изражени у темено-потиљачном региону, а понекад се шири и у слепоочне регионе. Приликом отварања очију долази до блокирања Алфа ритма.

**Бета таласи** - налазе се у фреквенцијском опсегу од 14 до 30 Hz. У случајевима великих менталних напора, бета таласи могу постићи учестаност и до 50 Hz амплитуде 5 до 15 микроволти. Овакав сигнал најбоље је видљив у теменом и слепоочном региону. Бета таласи обично се јављају код нормалних особа у будном стању, током неке интелектуалне активности, решавању математичких задатака, по завршетку „алфа стања“, као и током REM (Rapid Eyes Movement) фазе спавања када човек интензивно сања или има халуцогених снова карактеристичних за REM фазу сањања. Познато је да се овакав сигнал такође јавља код коришћења халуцогених дрога и хипноза. Постоје две врсте бета таласа. Бета1 и Бета2 таласи.

Бета1 таласи дупло су већих учестаности у односу на алфа таласе, јављају се код менталних активности.

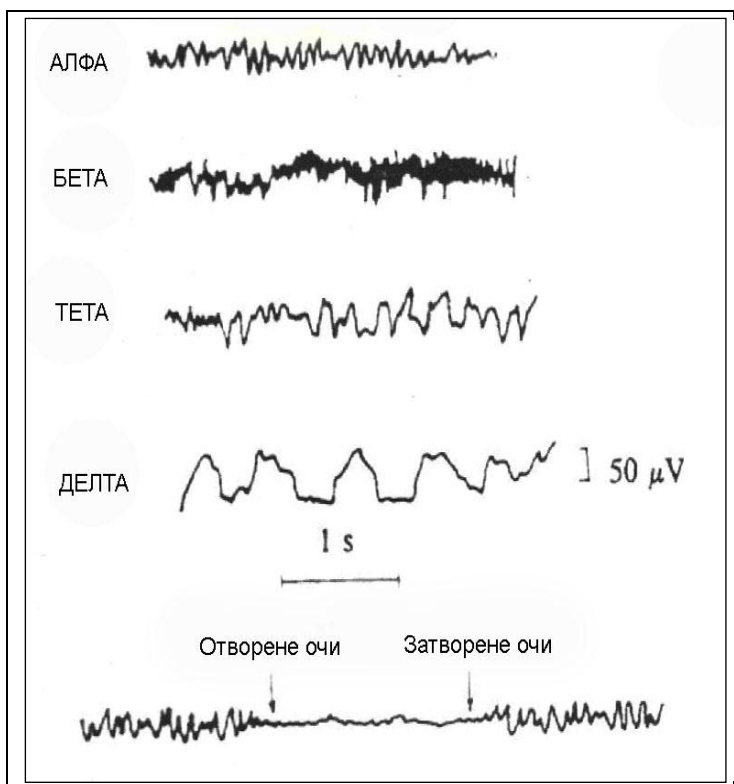
Бета2 таласи су појачани таласи и јављају се код тежих менталних активности и приликом напетости особе.

**Тета таласи** - су у фреквенцијском опсегу од 3 до 8 Hz и јављају се у току non-REM фазе спавања, када човек практично не сања, нема халуцогених снова, већ су у питању кратки, реалистички снови који се јављају као последица подсвесно меморисане контекстуалне информације из претходног дана или неког догађаја. Јављају се и код емоционалних стресова, посебно у перодиома фрустрације, као код великих разочарења и код психопатских особа. Амплитуда оваквих сигнала је обично око 50 микроволти. Код фрустрираних особа овакви таласи могу се изазвати, ако се та особа изложи неком лепом и пријатном догађају, а онда се тај догађај уклони. У таквом случају активност постоји око 20 секунди.

**Делта таласи** - су у опсегу учестаности од 0,5 до 3,5 Hz и јављају се такође у току non-REM фазе спавања, када човек практично не сања! Постоји код ЕЕГ снимка деце до 3 године. Код одраслих особа они су знак тумора и можданих оштећења, када се јављају локализовано, или коме, када су дифузни. Амплитуда им је до 200 микроволти. Делта активност понекад постоји само сваке 2 до 3 секунде.

Током спавања ритмички се смењују non-REM фаза са тета и делта таласима, а затим REM фаза са бета таласима. REM фаза чини  $\frac{1}{4}$  од укупног времена спавања, док током просечног живота од 70 година човек у спавању проведе око 20 година.

На слици 2.16 приказани су таласни облици карактеристичних ЕЕГ сигнала.



Сл. 2.16. Алфа, бета, тета и делта сигнали мерени лектроенцефало-графом

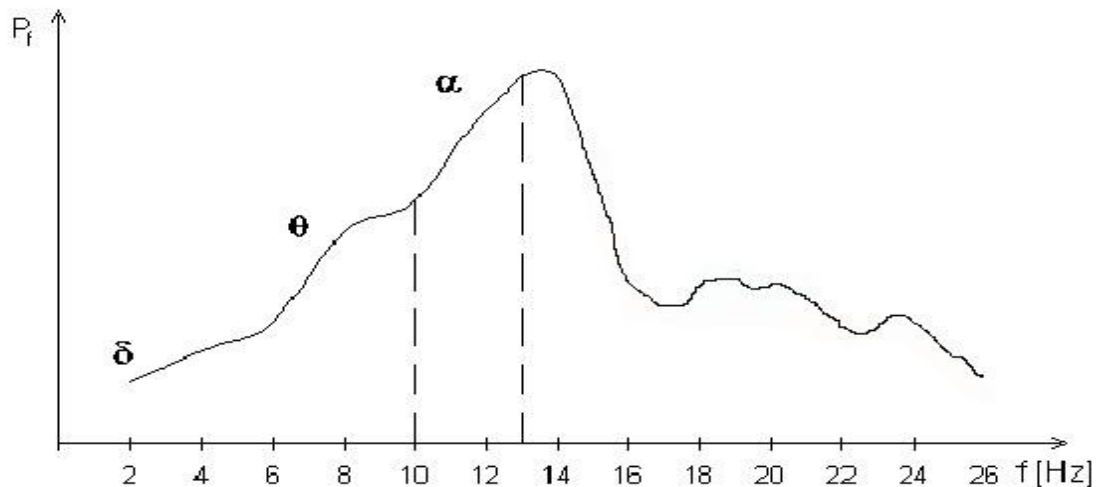
Следећа табела даје је кратак преглед основних карактеристика четири типична ЕЕГ сигнала.

Ознака таласа	Учестаност Hz	напон $\mu V$	Стање организма	Локација максимума
$\alpha$ - алфа	8...13	>50	мир и напетост	Ос
$\beta$ - бета	12.4...32	>30	умни рад	Fr,Pa
$\delta$ - делта	1...4	>200	сан	Сав кортекс
$\theta$ - тета	2.4...7	>100	стрес и пси стање	Pa

Биоелектрични таласи, односно сигнали мозга имају и једносмерну компоненту. Ова једносмерна компонента се обично одстрањује у електронским уређајима јер отежава обраду а није носилац дијагностичке информације. Учестаност ЕЕГ сигнала зависи од степена побуде, надражаја, стимулације и нивоа мождане активности.

Карактеристичне ЕЕГ промене дају дијагностичке показатеље сметњи у функционисању централног нервног система: тумори мозга, оштећења мозга, сметње у циркулацији крви у мозгу и сл. Потпуни недостатак кисеоника аноксија за више од 8 до 10 минута, време повратка мозга у живот, доводи до неповратних оштећења мозга, док за

више од 30 минута долази до отказивања свих функција мозга и гашења свих биоелектричних активности мозга, односно смрти мозга. Смрт мозга значи и смрт индивидуе и на електрокардиограму се манифестује нултом линијом.



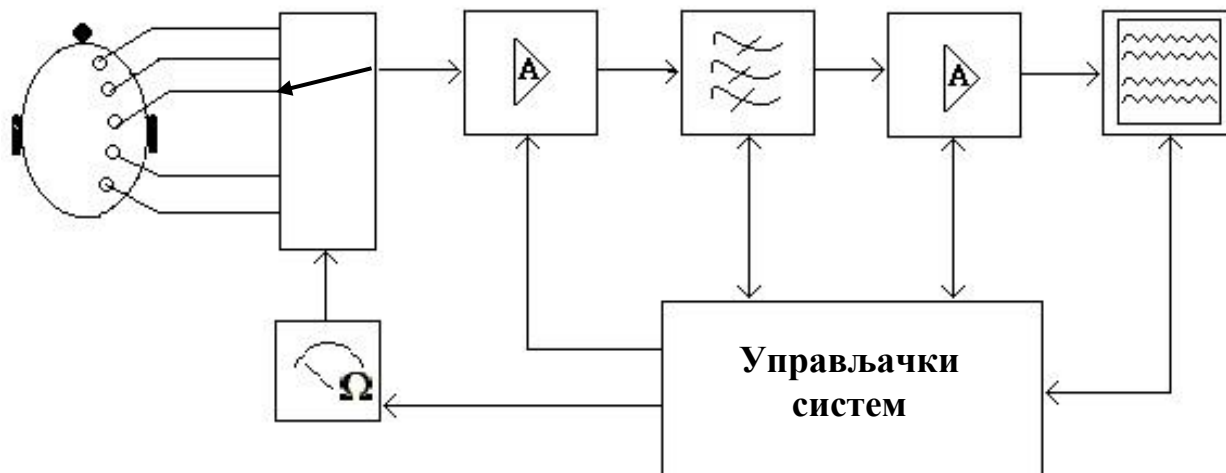
Сл. 2.17. Спектрална густина снаге ЕЕГ сигнала

Класична анализа ЕЕГ сигнала је претежно визуелна, што значи да је лекар посматрао временске дијаграме ЕЕГ сигнала, које је енцефалограф требао што читкије да запише. Савремени ЕЕГ уређаји имају, захваљујући микропроцесорима, велике могућности анализе и обраде сигнала што знатно олакшава дијагностику. Најкориснија обрада је одређивање спектралне карактеристике ЕЕГ сигнала јер су у домену учестаности разлике појединих карактеристичних таласа очигледније. На слици 2.17. дат је пример спектралне густине снаге ЕЕГ сигнала са назначеним подручјима спектра различитих ЕЕГ таласа.

### 2.2.2. Структура и функционисање електроенцефалографа

**Електроенцефалограф** је неинвазивни дијагностички уређај који, без обзира на техничке захтеве, произвођаче и цене, садржи следеће компоненте: *ЕЕГ електроде, селектор, предпојачавач, филтар, регистратор и управљачки ситем са калибратором*

Пацијент   селектор   предпојачавач   филтар   појачавач   регистратор

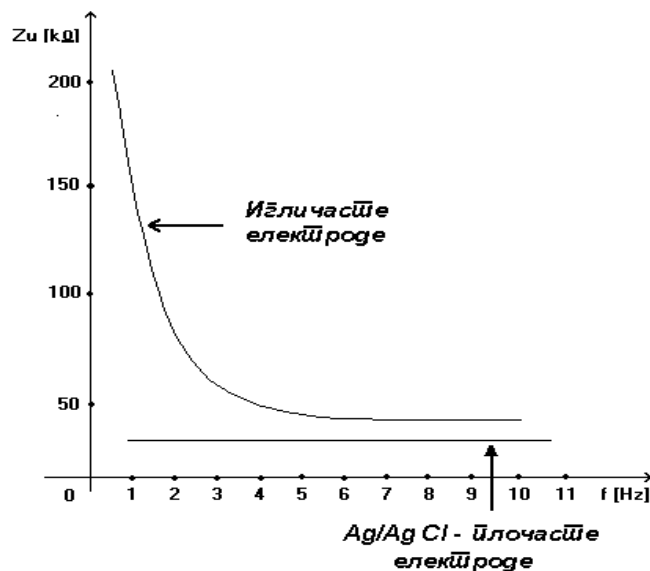


Сл. 2.18. Општа блок шема електроенцефалографа

На слици 2.18 дата општа поједностављена блок шема функционисања једног класичног електроенцефалографа.

**ЕЕГ предпојачавач** има могућност регулације појачања, односно осетљивости од  $10 \mu\text{V}/\text{cm}$  до око  $1 \text{ mV}/\text{cm}$ . Појачање му је око 50 пута, улазна отпорност  $Z_{ul} > 10 \text{ M}\Omega$  пропусни опсег од 0.5 до 35 Hz и сопствени шум мањи од  $1 \mu\text{V}$ .

**Електроде за одвођење ЕЕГ сигнала** су проводне игле или плочице и имају функцију сензора за електричне сигнале које се прикључују на главу пацијента и служе да одводе потенцијале настале услед електричне активности коре великог мозга. Плочасте електроде су од легуре сребра / среброхлорида ( $\text{Ag}/\text{AgCl}$ ) са контактном површином од см прекривеном среброхлоридом ( $\text{AgCl}$ ) чиме се остварује мали поларизациони потенцијал. Контакт са кожом се остварује директно или преко намаза електродне пасте. Фиксирање електрода на скалп је јако важно због сметњи и остварује се помоћу лепљивих паста или специјалних капа од гумених трака са уграђеним носачима електрода. Прелазна отпорност између електроде и коже на скалпу обично износи 1 до  $2 \text{ K}\Omega$  при 10 Hz. Игличасте (кортикалне) електроде се праве од тврдог не рђајућег материјала, дужине 10 до 15 mm, и користе се за директна мерења са површине мозга. Примењују се код тежих болесника и у случају коматозних стања.



Сл. 2.19. Зависност импедансе ЕЕГ електрода од учестаности

**Селектор или мултиплексер** има функцију да одабиром прослеђује сигнале са већег броја сонди и одвода на један предпојачавач.

**Омометар** има функцију мерења прелазне отпорности, односно квалитета контакта електрода и коже.

**Предпојачавач ЕЕГ сигнала** треба да има веома велику осетљивост, реда  $\mu V$ , мало померање нуле – off set до  $1.5 \mu V$ , као и велику улазну отпорност, већу од  $100 M\Omega$ .

**Филтар у електроенцефалографу** се користи за издвајање сигнала карактеристичних ЕЕГ ритмова. Филтар за ЕЕГ сигнале је обично изведен као RC филтар и има могућност елиминације сметњи услед мишићних акционих потенцијала и ефеката знојења као и да истиче поједине карактеристичне ЕЕГ таласе. Доње граничне учестаности филтра су у опсегу од 0.1 до 1 Hz, а горња гранична учестаности 15, 30, 70, и 700 Hz.

**Појачавач излазних ЕЕГ сигнала** обезбеђује снагу потребну за побуду регистратора, а у случају писача покретање механизма за писање.

**Управљачки систем** обједињује мерно регулационе функције и садржи генератор за калибрацију који даје сигнал  $2 \mu V$  до  $1 mV$  за тестирање појачавача и регистратора.

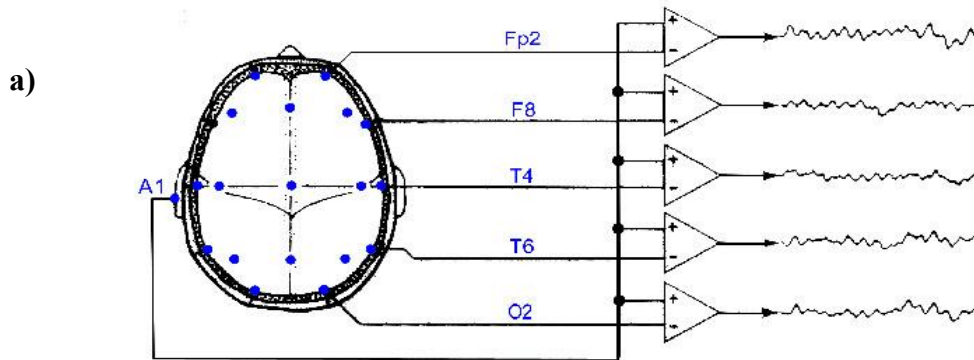
**Одводи ЕЕГ сигнала**, како је приказано на сликама испод могу бити: *униполарни, биполарни и усредњени*.

**Униполарни одводи** или, како се често назива монополарни начин снимања ЕЕГ-сигнала, је начин снимања код којег свиканали имају једну заједничку, референтну



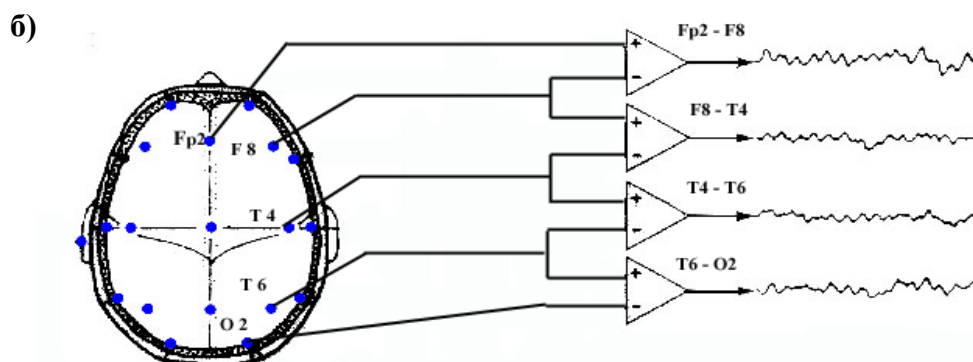
електроду, која се назива и индиферентна. Индиферентна електрода, једна или две, вежу се, обично, за једно или оба два уха. Сматра се да се уши користе за контакт индиферентне електроде јер окружују регион око мозга. Као што се види на слици заједничка – индиферентна електрода довољна је за све остале канале. Међутим да би се смањиле сметње пожељно је да индиферентна електрода не буде директно спојена са посебном електродом уземљења, којом се често пацијент веже на уземљење самога ЕЕГ-апарата. Код униполарног одвода активна електрода ближа жаришту даје јачи сигнал, док уколико је жариште ближе заједничкој електроди, означеној на слици 2.20. са А, сигнал је слабији.

#### **Униполарни одвод**

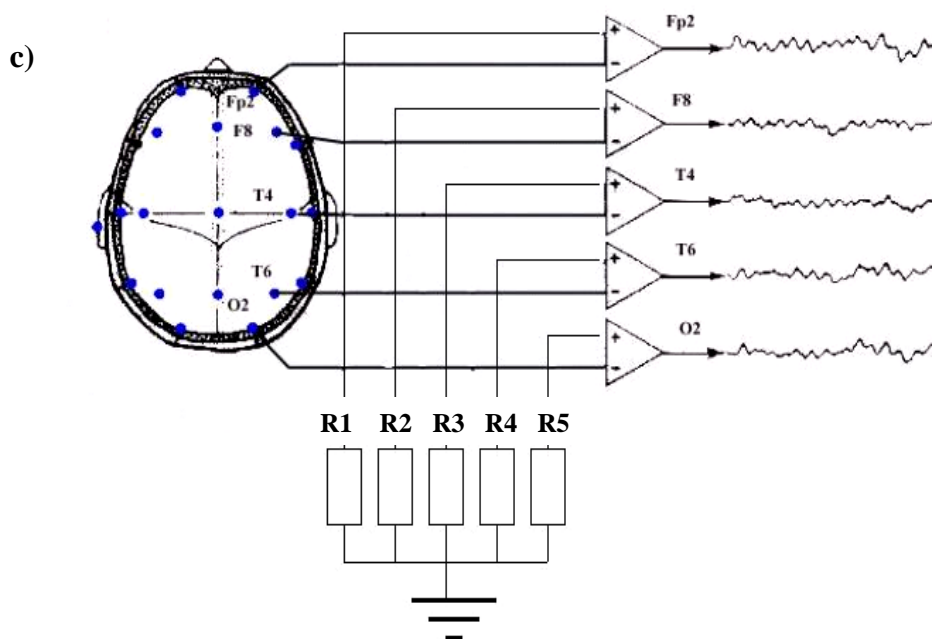


Сл. 2.20. Униполарни ЕЕГ одвод

**Биполарни одвод** ЕЕГ- сигнала представља такав спој улаза предпојачавача са електродама да се сваки канал у ЕЕГ- апарату споји са по две активне електроде које се налазе причвршћене на лобањи, као што је приказано на слици 4.7. Суседни канали има заједничку электроду и то омогућује континуирано праћење мождане активности преко читаве хемисфере. Померањем електрода омогућава се праћење мождане активности преко читаве хемисфере. На електроди непосредно изнад жаришта биће позитиван импулс а на суседним каналима ће се појавити као негативан.



Сл. 2.21. Биполарни ЕЕГ одвод



Сл. 2.22. Усредњени ЕЕГ одвод

**Усредњен одвод** ЕЕГ-сигнала значи да је један улаз свих појачавача везан преко отпорника на заједничку тачку која представља неутралну, референтну електроду, као што је приказано на слици 2.22. Од ове неутралне електроде води мрежа сумирајућих високоомских отпора, од којих се сваки веже на по једну супротну електроду. Предност овог начина регистровања је већа могућност изоштравања евентуалног жаришта на мањем броју канала. Код усредњених одвода активне електроде се везују преко сумирајућих отпорности у једну референтну тачку.

**Писач за ЕЕГ сигнале**, који се користи и код савремених ЕЕГ уређаја због документације, обично има велику улазну отпорност од  $100\text{ M}\Omega$ , осетљивост 50 до  $250\text{ mV/cm}$ , са брзином папира 7, 7.5, 15, 30 и  $60\text{ mm/s}$  и горњом граничном учестаношћу до  $150\text{ Hz}$ .

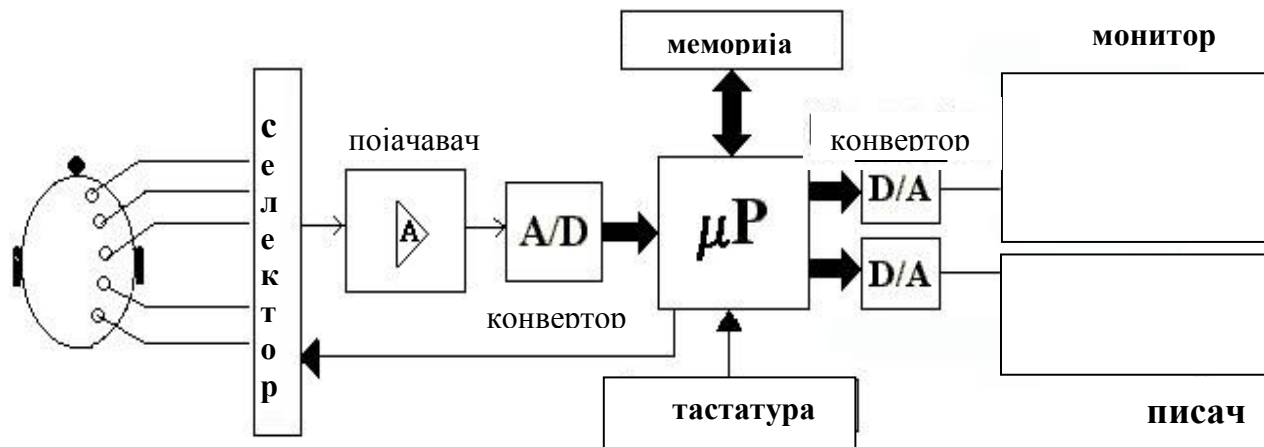
Савремени ЕЕГ уређаји садрже микрорачунар као моћно средство за анализу ЕЕГ сигнала. На слици 2.23 приказана је поједностављена блок шема ЕЕГ уређаја са микрорачунаром.

Микрорачунар преузима улогу провере контаката ЕЕГ електрода, калибрације и филтрације. Рачунар ради и сложеније обраде ЕЕГ сигнала и одређује:

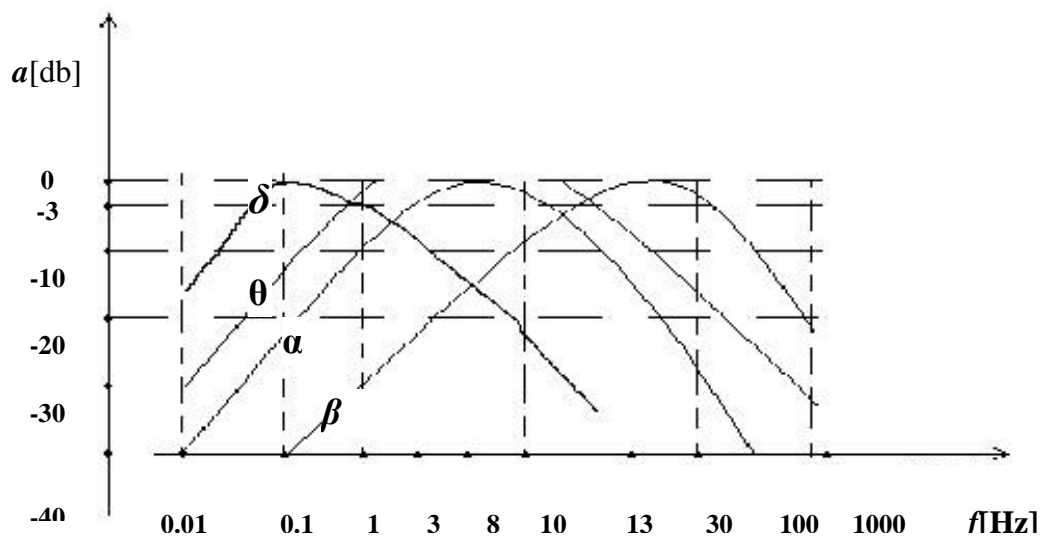
- амплитудски хистограм ( расподелу амплитуда ) ЕЕГ сигнала.

- аутокорелациону функцију и спектралну густину снаге,
- усредњавање и потискивање сметњи,
- филтрирање детерминистичких компонената,
- временску и спектралну функцију ЕЕГ сигнала.

За поменуте обраде, које у многоне олакшавају дијагностику, постоје специјализовани кориснички програми. Програми за обраду сигнала представљају основу софтверске подршке ЕЕГ система са којим се управља преко тастатуре. Основни уређај за приказивање ЕЕГ сигнала је монитор, али се у документационе сврхе користи и писач.



Сл. 2.23. Блок шема ЕЕГ уређаја са микрорачунаром



Сл. 2.24. Криве селективности филтра за сигнале ЕЕГ ритмова



Сл. 2.24. Примери различитих конструктивних решења електроенцефалографа

### Контролна питања из електроенцефалографа

1. Шта је *електроенцефалографија*?
2. Шта је *електроенцефалограф*?
3. Шта представља *електроенцефалограм*?
4. Какве су *електроде за одвођење ЕЕГ сигнала*?
5. Какви су *одводи за ЕЕГ сигнале*?
6. Како изгледа *блок шема електренцефалографа*?
7. Коју функцију има *филтар у електроенцефалографу*?
8. Које су *функције микропроцесора у електроенцефалографу*?

## 2.3. Електрмиограф

**Електромиограф** је дијагностички електронски уређај за стимулацију, детектовање, обраду и приказивање *електромиограма*.

**Електромиограм** представља приказ сигнала који се генеришу у процесу покретачке, моторне активности *мишића*. Електромиограм је основа за дијагностику функционисања мишића - *електромиографију*.

**Мишићи** су органи састављени од мишићног ткива састављеног од снопова нервних и мишићних влакана која чине систем за покретање појединих делова тела, или читавог тела или појединин органа чији су саставни део. Нервна влакна преносе управљачке сигнале за контракцију мишићних ћелија. Активност мишића која се манифестује у њиховој контракцији и опуштању заснована је на деловању електричних потенцијала и електричних сила. Електрични потенцијали мишића формирају електричне сигнале мишића – *електромиограм* који се снима помоћу електромиографа.

У човечјем телу има 639 мишића са око 6 милијарди *мишићних ћелија*, што чини нешто више од једне трећине укупне тежине тела.

**Мишићне ћелије** се састоје од миофибрила састављених од специфичних беланчевина које им омогућавају грчење и опружање што је и основна функција мишића. Мишићи представљају снопове мишићних ћелија обавијених заједничким омотачем. Према грађи мишићног ткива разликују се *глатки мишићи, срчани мишић, и попречно-пругасти мишићи*.

**Глатки мишићи** су мишићи зидова унутрашњих органа: једњака, желуца, црева и душника. Релативно су танки, а покрети су им спори.

**Срчани мишић** или **миокард** улази само у састав срца.

**Попречно-пругасти мишићи** облажу скелет и називају се скелетни мишићи. Способни су да изводе веома брзе покрете и функционишу под утицајем воље, за разлику од глатке и срчане мускулатуре.

Основне особине мишића су *еластичност, растегљивост, надражљивост и контрактилност*.

**Еластичност мишића** је особина да се под утицајем неке силе мишић издужи и да се по престанку њеног деловања врате у првобитно стање.

**Осетљивост мишића** је особина мишића да је осетљив на стимулације и да на њих реагују грчењем, односно *контракцијом*.

**Контракција мишића** је процес помоћу којег се мишић скраћује а дебљина му се при томе повећава. Контракције могу бити: просте и сложене, краткотрајне и дуготрајне, изотоничне и изометријске. Међутим, контракције су најчешће мешовите. Контракцију мишића изазива наддражај који доводи до појаве акционих потенцијала у мишићу. Акциони потенцијал представља

разлику електричног потенцијала између надраженог и ненадраженог места на аксону нервне ћелије.

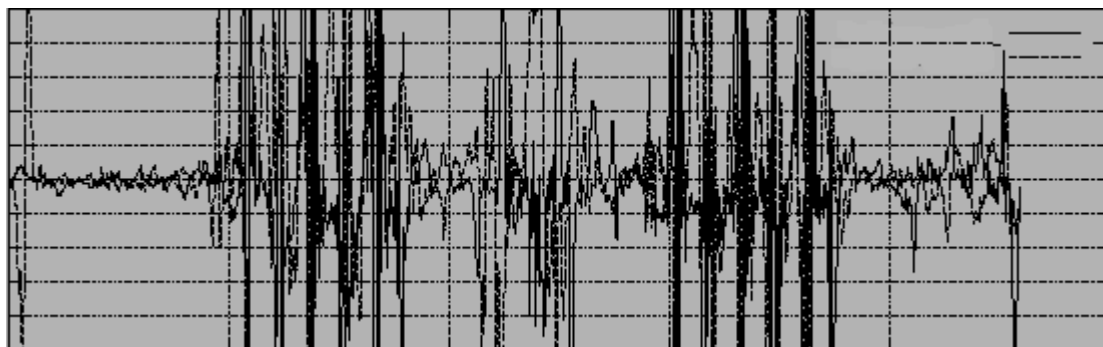
### 2.3.1. Електромиографија

**Електромиографија** – ЕМГ је метод испитивања нервно – мишићног система одвођењем, регистрацијом и анализом мишићних биопотенцијала при вољној контракцији, електростимулацији и рефлексној активности. Сажетије речено ЕМГ је метод детекције биоелектричних потенцијала у дијагностичке сврхе односно у циљу откривања поремећаја функционисања неуро – мишићног система.

Мишићни акциони потенцијали и мишићни биоелектрични сигнали ЕМГ могу настати услед вољне контракције мишића или услед неке спољашње вештачке побуде, односно стимулације. Вољна стимулација настаје услед промене јонске равнотеже, изазване стимулацијом из коре великог мозга, на мембрани која обавија мишићно нервно влакно.

Вештачка стимулација може бити механичка, топлотна, хемијска и електрична. Електрична стимулација је за електромиографска испитивања, најпогоднија јер се тачно може дозирати интензитет и време стимулације.

Механички рад телесне мускулатуре условљен је биоелектричном активношћу која се може пратити на површини коже помоћу површинских и игличастих електрода. Један запис биоелектричних сигнала мишића у са интервалима опуштености и контракције приказани су на слици 2.25.



Сл. 2.25. Биоелектрични сигнали мишића ЕМГ: у интервалима када је мишић опуштен ниског су интензитета, а ного су веће јачине у интервалима када се одвија процес контракције

Амплитуде ЕМГ сигнала износе до неколико стотина микроволти а спектар им је у опсегу од 5 до 1000 херца са максималним интензитетом у опсегу 150 до 300 херца.

У електромиографији се разликују више карактеристичних метода.

**Конвенционална електромиографија**, која се највише примењује у рутинској пракси у свету и код нас, и служи за регистровање акционих потенцијала делова моторних јединица помоћу концентричних иглених електрода при чему се на екрану апарата анализирају њихови основни параметри: амплитуда, трајање, облик.

**Макроелектромиографија** представља методу за испитивање електричне активности територије једне моторне јединице применом специјалних макро електрода које имају велику регистрациону површину, до 15 mm у пречнику. Потенцијал регистрован овом методом назива се макро-потенцијал.

**Микроелектромиографија**, насупрот макроелектромиографији и стандардној ЕМГ, региструје потенцијал само једног мишићног влакна помоћу специјалних микро електрода које имају веома малу регистрациону површину, око 25 микрона у пречнику. Поред тога, ова метода служи и за регистровање тзв. *“jittera”* који означава варијацију у времену између акционих потенцијала два мишићна влакна.

**Skening електромиографија** показује просторну и временску дистрибуцију мишићних влакана унутар једне моторне јединице. То се постиже кретањем концентричне иглене електроде у прецизним размацама кроз територију једне моторне јединице помоћу специјалног уређаја. На тај начин се скенира цела моторна јединица.

**Квантитативна електромиографија** анализира потенцијале моторних јединица и инервациони узорак аутоматски компјутерском анализом.

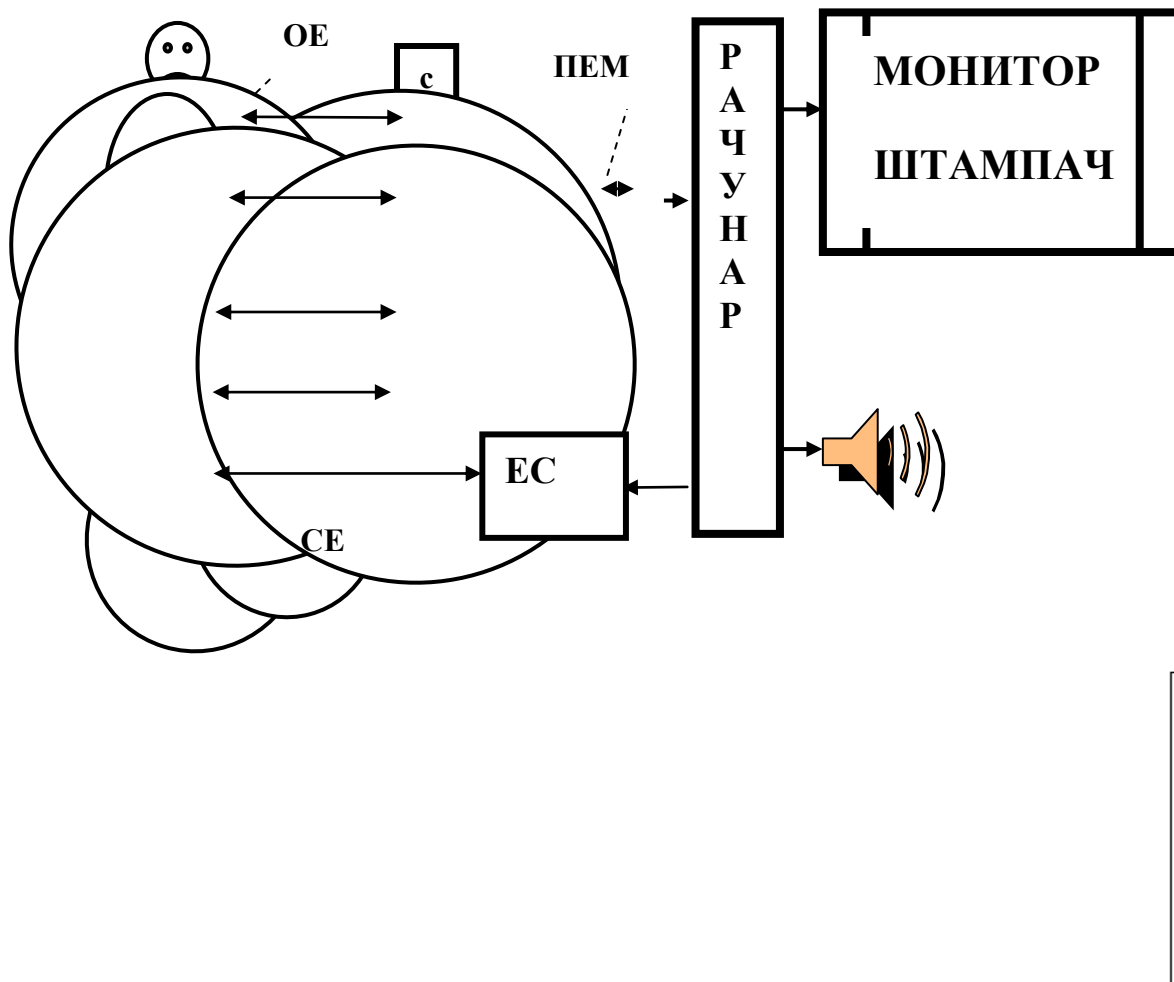
Све наведене методе имају своје индикације, специфичности, предности и недостатке, и користе се као допунске, комплементарне методе у дијагностици мишићних и неурогених обољења. Увођењем методе електричне и магнетне стимулације моторне коре, при чему се региструје мишићни изазвани потенцијал, настаје све веће интересовање клиничара за испитивањем електромиографских промена код обољења централног моторног неурона.

Електромиографија још увек има значајну улогу у постављању дијагноза већој скупини болести. Код болесника који опажа губитак мишићне снаге и смањење мишићне масе – не може се само на основу клиничког налаза знати јесу ли те промене последица болести моторног неурона или мишићних влакана. Са тиме ће нас упознати електромиографија. Код те претраге користи се иглена електрода, која се убада у мишић и на тај начин се акциони мишићни потенцијали одводе до екрана електромиографа и постају доступни анализи. Акциони потенцијали су различитог облика, трајања и брзине избијања код различитих неуромускуларних болести, па се према томе



оцењује о којем се поремећају ради. При извођењу ове претраге необично је важна добра сарадња са болесником.

### 2.3.2. Структура и принцип функционисање електромиографа



Сл. 3.26. Општа блок шема електромиографа: СЕ – стимулациона електрода, ОЕ – одводне електроде, ПЕМ – појачавач електромиограмских сигнала, ЕС – електронски стимулатор

Општа, поједностављена блок шема функционисања савременог миографа приказана је на слици 2.26. Електромиографи, независно од технолошких решења, садрже следеће основне компоненте: *ЕМГ електроде* за стимулацију – СЕ и регистрацију ЕМГ активности односно одвођење биоелектричних сигнала мишића – ОЕ, *електростимулатор* - ЕС, *појачавач ЕМГ сигнала* - ПЕМ, монитор и/или штампач за регистрацију и контролни звучник.

За стимулацију контракција мишића и одвођење ЕМГ потенцијала користе се различити типови ЕМГ електрода. На слици 2.26. приказане су плочасте и игличаста електрода.

**Монополарне и биполарне иглене електроде** – праве се од нерђајућих метала, пресвученим танким изолационим слојем до врха који је неизолован и који прави контакт ткива са металом електроде. Помоћу ових жичаних, иличистих електрода добијају се ЕМГ сигнали мање ослабљени него у са површинских електрода. Недостатак у односу на примену површинских електрода је што могу бити болне и постоји ризик од инфекције у случају неправилне примене.

**Плочасте електроде** се више користе зато што су неинвазивне њиме је смањен ризик од инфекције. Обично су сребрне и облика равних плочица или дискова површине око једног центиметра квадратног. Стављају се на кожу изнад мишића да би у додиру са кожом прихватиле потенцијале мишићног ткива. Нису прецизне јер одводе напон са веће скупине мишићних влакана, а и зато што се раздаљина између електроде и мишића мења у току мишићне контракције.

**Појачавач ЕМГ сигнала** је по правилу диференцијални, мерни појачавач са великим линеарним појачањем и великом улазном импедансом. Улазна импеданса је већа од 200 МΩ, а шум мањи од 10 μV, односно осетљивост реда μV. Фреквенцијски опсег је од реда херца до реда килохерца.

Уређај за приказивање ЕМГ сигнала је монитор, док је код класичних електромиографа осцилоскоп, односно катодна цев и штампач за трајни запис. Код електронског приказивања постоје могућности задржавања, заустављања и анализу карактеристичних сегмената сигнала што је веома корисно код постављање дијагнозе.

Савремени електромиографи имају више канала и могу регистровати потенцијале у опсегу од 5μV до 25 mV у око 12 калибрисаних нивоа, и опсег фреквенције од 2 Hz до 20 kHz.

Звучник омогућава тонску индикацију таласних облика ЕМГ сигнала и користи као алармни индикатор да покаже да ли је електрода у добром контакту са мишићем. Ако јесте чује се пуккетање.

**Електро стимулатор** у саставу електромиографа генерише електричне импулсе чији се интензитет и трајање могу подешавати. Импулси су правоугаоног облика амплитуде до 100 волти, а трајање се подешава од 0,1 до 5 милисекунди. Овим импулсима из стимулатора, који се преко каблова и електрода за стимулацију прикључују на један крај мишића, изазива одзив нервно – мишићне моторне јединице на стимулацију. Тај одзив се детектује на другом крају мишића у виду евоцираних потенцијала. Евоцирани потенцијали се преносе од места стимулације дуж мишићног влакна до места

са којег се одводе помоћу електрода за детекцију. Облик евоцираних потенцијала је сложен. Један правоугаони импулс стимулише појаву два таласа акционог потенцијала од по 10 милисекунди.

Електромиограф као и, по правилу сви медицински уређаји, садржи *калибратор*. Калибратор је код електромиографа генератор импулса којим се калибрише појачавач ЕМГ сигнала. Код класичних уређаја изводи се хардверски као посебан осцилатор, док се код савремених уређаја ту улогу као и остале функције управљања регулације и тестирања врши микропроцесор.

Реализација електромиографа са рачунаром омогућава аутоматску регистрацију, обраду, анализу и приказ резултата у реалном времену, као и смештање података у базе података. Већина оваквих уређаја базирана на 8085 микропроцесору. Овакав уређај, такође, у себи има уграђен напонски стимулатор. Амплитуда и брзина понављања стимулатора могу бити одабране на предњем панелу.

#### **2.3.4. Преносиви електромиограф**

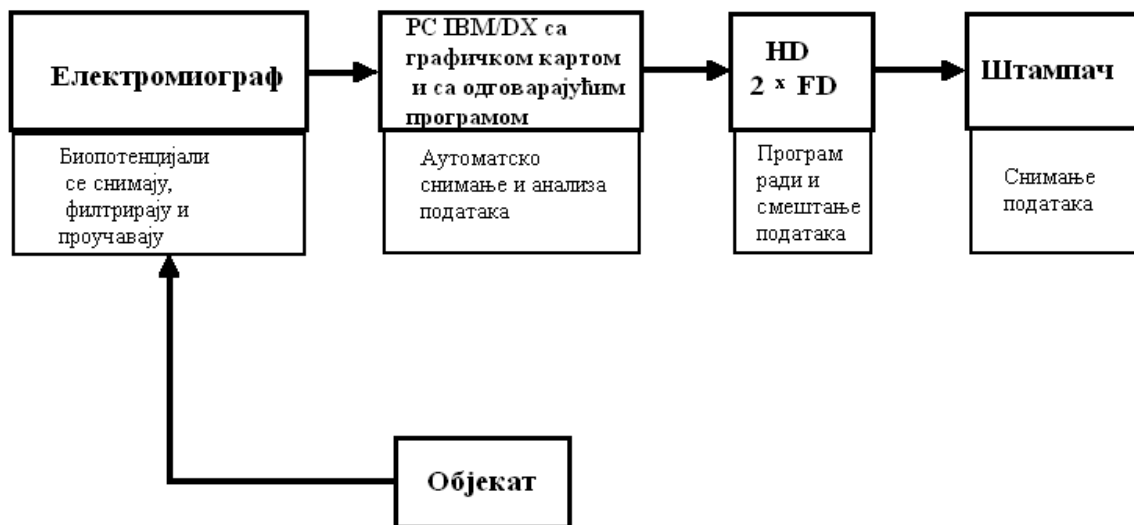
Електромиографи се, као и многи савремени медицински апарати, реализују и у као преносиви уређаји. На слици 2.27. приказана су фотографије уређаја са пријем ЕМГ сигнала са преносивим рачунаром и једном сондом, а на слици 2.28. блок шема система функционисања.

Приказани уређај за пријем, односно аквизицију ЕМГ сигнала садржи за сваки од 16 канала по једну диференцијалну электроду, за сваки канал посебно, додаток хардвера, улазно-излазни напонски адаптер, 16-bit аналого-дигитални конвертор, и микропроцесор са 256 МВ меморијском картицом. Када се свих 16 електрода користе у исто време, цела ширина опсега података може бити снимана у сваком каналу око 8 часова. Временска и амплитудска скала које се приказују на екрану рачунара подешавају се задавањем жељених вредности на тастатури компјутера. ЕМГ подаци се пребацују на РС пребацавањем меморијске картице из апарата у екстерни драјв РС-а. РС може читати податке са свих 16 канала.



Сл.

2.27. Електромиограф са преносивим рачунаром и једна сонда



Сл. 2.28. Функције појединих компонената преносивог ЕМГ система

### ***Контролна питања за ЕМГ апарат***

3. Шта је **електромиограф**?
4. Шта је **електромиографија**?
5. Шта представљају и каква је структура **мишића**?
6. Каква је структура **електромиографа**?
7. Шта је **ЕМГ стимулатор** и какве сигнале генерише?
8. Каква је структура **савремених електромиографа**?