

EKG



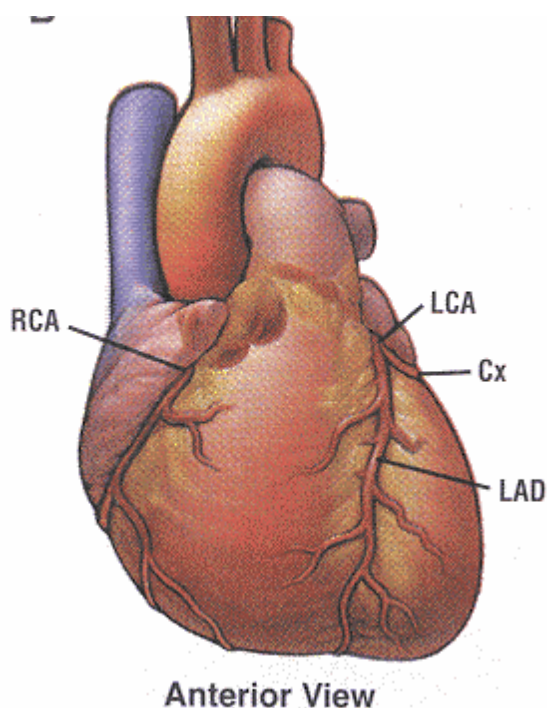
**Elektrokardiografie, vznik a měření
signálů**

Úvod

Elektrokardiografy jsou přístroje, které registrují elektrické aktivity srdce prostřednictvím elektrod, připevněných na těle pacienta. Po krátkém anatomickém úvodu bude objasněn vznik srdečního potenciálu, jeho měření a zobrazování se zaměřením na relativně novou metodu zobrazování činnosti lidského srdce a to na mapování EKG potenciálů z povrchu hrudníku.

Anatomicky úvod

Srdce je uloženo v hrudní dutině, ve střední rovině, odkud vybíhá příčně dopředu, mírně dolů vlevo. Jeho zadní stěna naléhá na jícen, dolní stěna leží na bránici a hrot srdeční (apex) směřuje jeden až dva cm pod levou prsní bradavku (páté mezižebří).



Srdce (cor, kardia) je svým původem céva. Stavba srdeční stěny proto v principu odpovídá stavbě stěny velkých cév. Lidské srdce má čtyři dutiny - dvě síně (atria) a dvě komory (ventriculi). Pravá síň a pravá komora tvoří tzv. pravé srdce, oddělené síňovou a komorovou přepážkou (septem) od levé síně a komory, které vytvářejí tzv. levé srdce. Mezi pravou síní a pravou komorou je dvojcípá chlopeň, mezi levou síní a komorou je dvojcípá chlopeň (mitrální). Do pravé srdeční síně přitéká horní a dolní dutou žilou odkysličená krev z

orgánů a tkání těla. Smrštěním pravé síně je krev vypuzena do pravé komory a po jejím smrštění plicnicovým kmenem a plicními tepnami do plic. Z plic se vrací okysličená krev čtyřmi plicními žilami do levé srdeční síně. Při stlačení levé síně je krev přečerpána do levé komory. Z levé komory začíná srdečnice (aorta) rozvádět krev do celého těla. Srdeční sval má dvě základní vlastnosti - dráždivost a stažlivost.

Dráždivostí rozumíme schopnost srdečního svalu se na vhodný podnět zkrátit, smrštit se. Za normálních okolností je podnětem ke smrštění (kontrakci) elektrický impuls vycházející ze zvláštních oblastí srdeční svaloviny (myokardu).

Stažlivost způsobuje, že srdce je pružná svalová pumpa, jejíž čtyři dutiny se v navazujícím sledu plní krví a vyprazdňují se. Naplnění krví se nazývá diastola, vypuzení krve do oběhu – systola. Hodnoty naplnění a vypuzení zjišťujeme měřením krevního tlaku.

Normální (fysiologické) srdce by mělo mít tyto parametry:

- Norma systoly je 120-140 mmHg, norma diastoly 80-90 mmHg. Vysoký tlak krve - hypertenze je více jak 160/95 mmHg. Nízký krevní tlak - hypotenze je nižší než 100/60 mmHg.
- Tepová frekvence určuje počet srdečních stahů – tepů za minutu. U dospělého člověka v klidu je 70 – 80 tepů za minutu. Zrychlení tepové frekvence (tachykardie) je více jak 100 tepů za minutu v klidu. Zpomalení (bradykardie) je pod 60 tepů za minutu v klidu. Kvalita tepu může být různá: při normální akci je puls pravidelný, jasný. Dále může být tep nitkovitý při hypotenzi a v šoku nebo střídavý při poruše srdečního rytmu (arytmii) či při selhávání levé srdeční komory.
- Tepový srdeční objem je množství krve vypuzené jednou srdeční systolou. Toto množství je v klidu asi 60-80 ml. Klidová hodnota minutového objemu je asi 5600 ml/min. (80ml x 70 tepů/min).
- Elektrická aktivita srdce se měří pomocí elektrokardiogramu – EKG. Lidské srdce je z technického hlediska obdivuhodným orgánem, který je schopen pracovat bez přestávky 24 hodin denně po celý život člověka. Srdce se přitom stáhne zhruba 100 000krát denně, přečerpávající v klidu okolo 5 - 7 000 litru krve, při běžné zátěži až jednou tolik a při těžším cvičení až 5krát tolik krve v průběhu 24 hodin.

Základy elektrofyzologie

Za klidových podmínek je buněčná membrána prakticky pro všechny ionty pasivně nepropustná. Jen *kalium* proniká v nepatrné míře z buňky ven. Prostupuje-li některý iont buněčnou membránou, znamená to, že přes ní protéká el. proud.

Pro přiblížení složitých elektrofysiologických jevů při průtoku proudu přes buněčnou membránu, byl zaveden pojem "kanál". Za klidových podmínek je přiotevřen "draslíkový" kanál. Mezi vnitřkem a vnějškem buněčné membrány můžeme změřit napětí okolo 60-90 mV. Dále můžeme zjistit rozdílnou koncentraci iontů kalia a natria vně a uvnitř buňky.

Při podráždění, které může být spontánní nebo navozené ze zevnějšku, dochází ke změně propustnosti membrány pro ionty, změní se jejich koncentrační rozdíly a napětí na buněčné membráně. Průběh změny polarizačního napětí označujeme jako akční potenciál. Podráždění způsobí otevření rychlého sodíkového kanálu a influx Na^+ dovnitř buňky způsobí pokles polarizace z původních -90mV na hodnotu okolo -60mV, označovanou jako prahová hodnota. Od tohoto okamžiku pozitivní zpětnou vazbou dochází k dalšímu prudkému vtoku iontů natria dovnitř buňky, což způsobí další pokles polarizačního napětí, hovoří se o depolarizaci buněčné membrány. Rychlý sodíkový kanál se uzavírá, membrána se pro sodíkové ionty stává nepropustnou. Pro skončení depolarizace se stává propustnou pro vápníkové ionty, které vnikají do nitra buňky. Otvírá se pomalý vápníkový kanál. Celý průběh akčního potenciálu zakončuje opětovné otevření kanálu pro draslík.

Důležitou vlastností srdce a některých srdečních struktur je dráždivost, což je schopnost tkáně, orgánu reagovat na podráždění. Podráždíme-li buňku, dojde k reakci jejího membránového napětí. Dráždíme-li srdce, dojde k šíření fronty podráždění srdečních struktur s jeho mechanickým projevem, kterým je přísně synchronní kontrakce síní a komor. Původní podráždění srdce může být přirozené, vycházející z nejrychlejší automatické buňky sinoatrikulárního uzlíku, ale i nepřirozené, kterým může být dodaný elektrický impuls, ale také mechanické podráždění jakými jsou úder do hrudníku známé z resistivní praxe. Na podráždění srdce svou reakcí odpoví nebo neodpoví. Velikost podráždění, která vede k reakci nazýváme nadprahové. Při dráždění srdce elektrickými impulsy zjistíme, že není lhostejné, zda jsou dráždicí impulsy krátkého či dlouhého trvání. Práh podráždění bude na délce stimulačních impulsů závislý a to tak, že čím je dráždicí impuls delšího trvání, tím je potřebná intenzita proudu menší a naopak (Hoorweg-Weissova křivka). Pro měření dráždivosti byly vypracovány metodiky a zvoleny dvě veličiny - reobáze RE, což je nejmenší potřebná

intenzita proudu, kterou srdce ještě podráždíme při velmi dlouhém dráždicím impulsu, a chronaxie CH, což je taková délka stimulačního impulsu, která odpovídá dráždicímu proudu, který je dvojnásobkem reobáze.

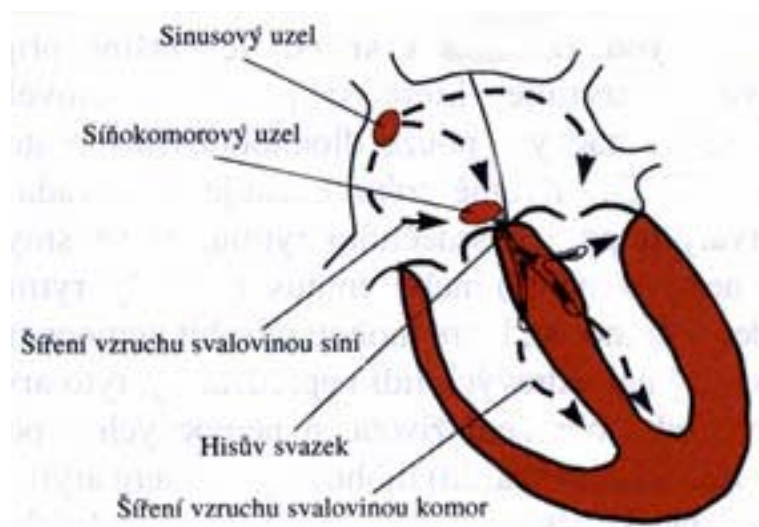
Dráždivost je také závislá na klidovém napětí membrány, čím je polarizační napětí membrány větší, tím větší energii musí mít i dráždicí impuls.

Po podráždění jsou vlákna kontraktálního myokardu i vlákna převodového systému dočasně zcela nedráždivá, jde o absolutní refrakterní fázi (ARF). Později se začne dráždivost obnovovat, vlákna přechází do relativní refrakterní fáze (RRF), kdy je pro podráždění zapotřebí větší energie dráždicího impulsu, pak následuje oblast supranormality, kdy lze podráždění vyvolat podstatně nižší energií. Během RRF lze také vymezit úsek takové vulnerability, kdy lze snadno vyvolat fibrilaci komor. Vulnerabilní fáze komorové svaloviny je přibližně ve vrcholu vlny T elektrokardiogramu. Dráždivost a refrakterita není stálá, je závislá na srdeční frekvenci a na nervovém působení.

Geneze elektrického pole srdečního

K tomu, aby srdce mohlo plnit tuto svoji hlavní úlohu, tj. pumpovat krev bohatou na kyslík k ostatním organum lidského těla, potřebuje být rytmicky poháněno elektrickými impulsy. Ty vznikají normálně ve shluku buněk specializovaného převodního systému srdce, který se nazývá sinusový uzel a nachází se v horní části pravé srdeční síně. Odtud se elektricky vzruch šíří svalovinou obou síní do síňokomorového uzlu, který je umístěn v dolní části přepážky mezi oběma síněmi.

Také tento shluk speciálních buněk dokáže tvořit spontánně elektrické vzruchy, avšak pomaleji než uzel sinusový. Proto se za normálních okolností jeho automatická činnost nijak neprojevuje a slouží pouze k



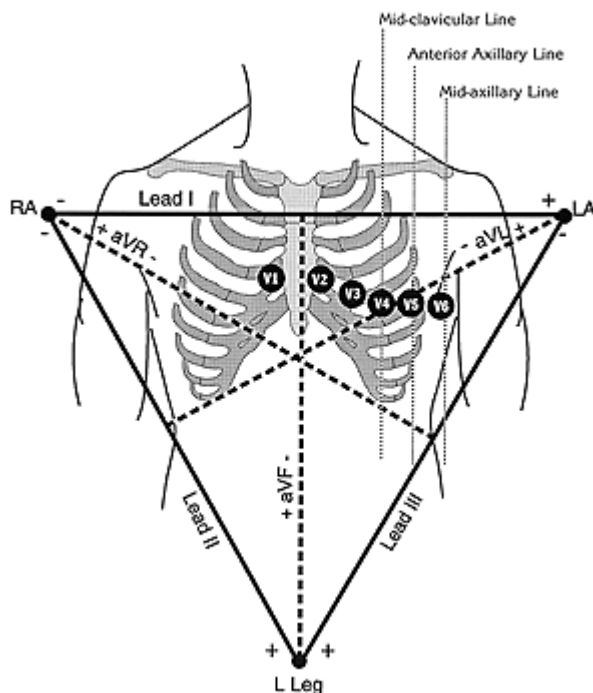
regulovanému převodu elektrického podráždění na svalovinu komor. Tento převod se děje

přes tzv. Hisův svazek, který je pokračováním síňokomorového uzlu a který je jediným elektrickým spojením mezi síněmi a komorami. Dále se šíří vzruch svalovinou komor a způsobuje jejich koordinovaný stah. Tak je zajištěno, že srdce pracuje jako systém dvou paralelních čerpadel - nejprve se stáhnou obě síně a naplní tak obě komory, poté dojde ke stahu svaloviny komor a k vypuzení krve z pravé komory do plic a z levé komory k orgánům a tkáním celého těla.

Mezi určitými místy kůže na lidském těle vznikají při periodické aktivaci srdce registrovatelné elektrické potenciály. Jejich velikost se měří řádově v eV a jejich časový průběh je obrazem dějů, probíhajících v srdci při jeho dráždění podněty, normálně vycházejícími ze sinoatriálního uzlu v pravé srdeční síni. Elektrokardiogram je důležitou informací o frekvenci, rytmu, původu a způsobu šíření dráždivého podnětu.

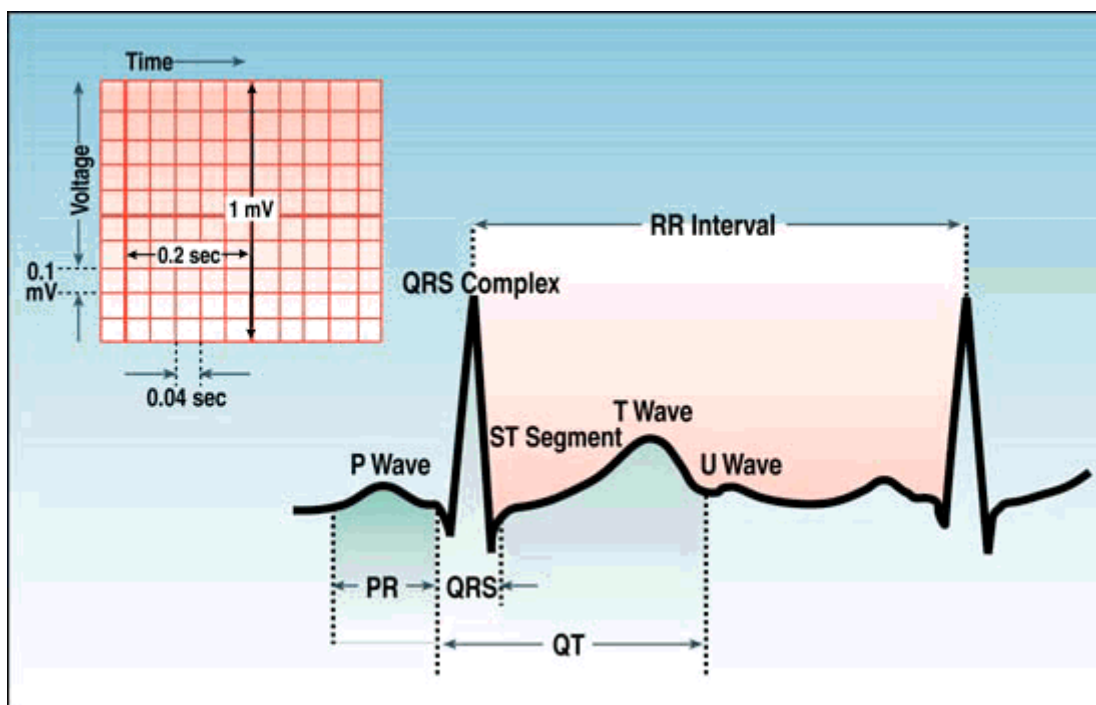
Svody při snímání standardního EKG

Místa snímání potenciálu (svody) jsou nejčastěji na končetinách a na hrudníku - podle standardních metodik je jich celkem dvanáct. Existují i jiná místa pro umístění svodu, jsou však většinou užívána pro speciální účely. Standardní EKG svody s označením I, II a III (Einthovenovy svody) jsou tzv. bipolární a registrují vždy rozdíly potenciálu mezi dvěma elektrodami (Einthovenův trojúhelník). Elektrody se umísťují na předloktí obou rukou a levý bérce, zatímco pravý bérce se zemní. Aby nedošlo k chybné interpretaci, jsou jednotlivé elektrody označeny barevně. Ostatních devět svodu je unipolárních. Z toho tři jsou shodně se svody standardními a zbývající svody jsou hrudní (označené V1-6), rozmístěné podél medioklavikulární čáry. Hrudní elektrody snímají potenciály vzhledem k tzv. centrální svorce. Unipolární končetinové svody jsou podle Goldbergerova zapojení označeny aVR, aVL a aVF a snímají signál proti modifikované centrální svorce se zesíleným (augmented) napětíovým ziskem.



Měření EKG

Výstupem z měření na elektrokardiografu jsou EKG křivky, zobrazované na stínítku obrazovky nebo zaznamenávané na vhodné médium (teplotlivý nebo normální papír). Křivky průběhu signálu na jednotlivých svodech jsou sice samy o sobě zajímavé, pro stanovení diagnózy však má rozhodující význam spolu s anamnézou a klinickým obrazem správný popis těchto křivek, resp. jejich interpretace. Moderní EKG přístroje jsou schopny se chovat jako expertní systém, t.j. podle charakteru nasnímaných hodnot identifikovat určitá onemocnění.



Elektrokardiografy



Samotný elektrokardiograf je zařízení, které obsahuje citlivé zesilovače vstupních

signálů a elektroniku pro zajištění výstupu dat na záznamové medium.

Nejrozšířenějším způsobem záznamu elektrokardiogramu je zápis na teplocitlivý papír s milimetrovým rastrem, skládaný, nebo v rolích. Snímací elektrody jsou klešťové (svody I,II,III) a hrudní. Ty mohou být přísavné, nebo v poslední době stále častější - jednorázové/samolepicí. Charakteristickým je pro ten který přístroj počet výstupních kanálů, které je schopen současně zobrazovat, nebo vypisovat na papír. Moderní typy přístrojů jsou vybaveny LCD zobrazovací, klávesnici pro zadávání dat a



ovládání přístroje a elektronikou pro vyhodnocení záznamu. Výrobci dodávají často EKG s programovým vybavením, dovolujícím orientační interpretaci výsledku a měření hodnot v tabulkové formě, oboje tištěné i elektronické podobě. Součástí záznamu se stává datum a čas měření, a základní informace o pacientovi. Většina přístrojů je vybavena automatickou detekcí nežádoucích šumů.

Podle stupně vybavenosti a provedení lze sice rozeznávat skupiny elektrokardiografu se společnými charakteristikami, jednoznačnou hranici však mezi nimi stejně nelze dělat. Podle použití lze rozdělit EKG do dvou základních skupin na klinické elektrokardiografy a ambulantní elektrokardiografy.

Snímání elektrické aktivity srdce trochu podrobněji

Srdce si lze schematicky představit jako dvě pumpy zapojené v sérii. Jeho činnost je řízena bioelektrickými signály vznikajícími v sinoatriálním uzlíku umístěném v pravé síni. Rytmické stahy komorové svaloviny vypuzují krev do velkého a malého (plicního) krevního oběhu. Četnost těchto stahů závisí na tvorbě sinoatriálních impulsů, která je ovlivněna řadou faktorů (např. vegetativním nervstvem, potřebou O₂ apod.). Celá činnost srdce je doprovázena vznikem elektrického signálu, jehož grafický záznam se nazývá elektrokardiogram (EKG). Nejčastěji bývá tento signál snímán pomocí elektrod umístěných na povrchu těla pacienta. Umístění elektrod je normalizováno. Méně častým způsobem snímání potenciálů vznikajících při činnosti srdce je snímání z jeho jednotlivých částí.

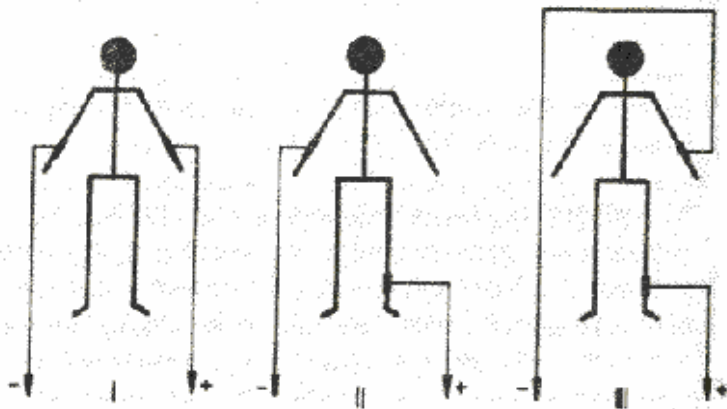
Pokud dojde k poruše tvorby a vedení vzruchu, projeví se tento stav nejen v jeho mechanické činnosti, ale i změnou tvaru elektrického signálu. Vzhledem k tomu, že existuje rozsáhlý slovník průběhu s příslušnými diagnostickými výroky získané na základě dlouholetých výzkumů, má EKG signál svoje nezastupitelné místo.

Při snímání elektrické aktivity srdce se v současné době nejvíce používá systém dvanácti elektrokardiografických svodů, které jsou založeny na měření napětí mezi různými místy na jednotlivých končetinách a hrudníku vyšetřované osoby. Do této skupiny nejvíce používaných svodů patří:

bipolární končetinové svody dle Einthovena, které jsou označovány I, II, III

semiunipolární svody dle Goldbergera, označované symboly aVR, aVL, aVF

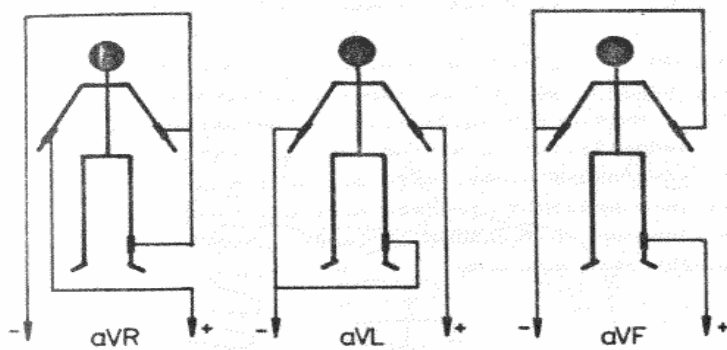
unipolární svody hrudní dle Wilsona, které jsou označovány symboly V1, V2, V3, V4, V5 a V6.



Končetinové svody dle Einthovena jsou bipolární. Elektrická informace vždy ze dvou elektrod uložených na končetinách je přímo vedena ke vstupním svorkám zesilovače. Čtyři elektrody uložíme nad zápěstí a kotníky. Z elektrod jsou vedeny signály, tak jak

ukazuje obrázek. Svod I zesiluje napěťový rozdíl mezi horními končetinami, svod II mezi pravou horní a levou dolní končetinou a svod III pak zesiluje rozdíl napětí mezi levou horní a dolní končetinou. Mezi bipolárními končetinovými svody platí vztahy:

$$I+II=III \text{ a } II+III=I \text{ a } I+III=II$$



Semiunipolární Goldbergovy svody registrují potenciálový rozdíl mezi jednou elektrodou končetinovou a průměrem napětí dvou elektrod zbylých, jak schematicky zobrazuje obrázek. Průměr napětí zbylých dvou končetinových elektrod je

vytvořen jejich spojením do uzlu přes rezistory.

Svod aVR zesiluje potenciálový rozdíl mezi pravou rukou a průměrem napětí z levé ruky a levé nohy. Svod aVL zesiluje napětí mezi levou rukou a průměrem napětí z pravé ruky a levé nohy. Svod aVF zesiluje napěťový rozdíl mezi levou nohou a průměrem napětí z obou horních končetin.

Unipolární hrudní svody zavedl Wilson. Invertující vstup diferenciálního zesilovače je veden na tzv. Wilsonovu

svorku, kterou její autor vytvořil vzájemným spojením všech tří končetinových elektrod.

Běžný 12-ti svodový záznam používá 6 hrudních unipolárních svodů, které jsou označeny symboly V1 až V6. Místa pro uložení jednotlivých elektrod jsou vyznačena na obrázku.

V1 leží ve 4. mezižebří těsně vpravo u hrudní kosti

V2 leží ve 4. mezižebří těsně vlevo u hrudní kosti

V3 leží uprostřed mezi V2 a V4

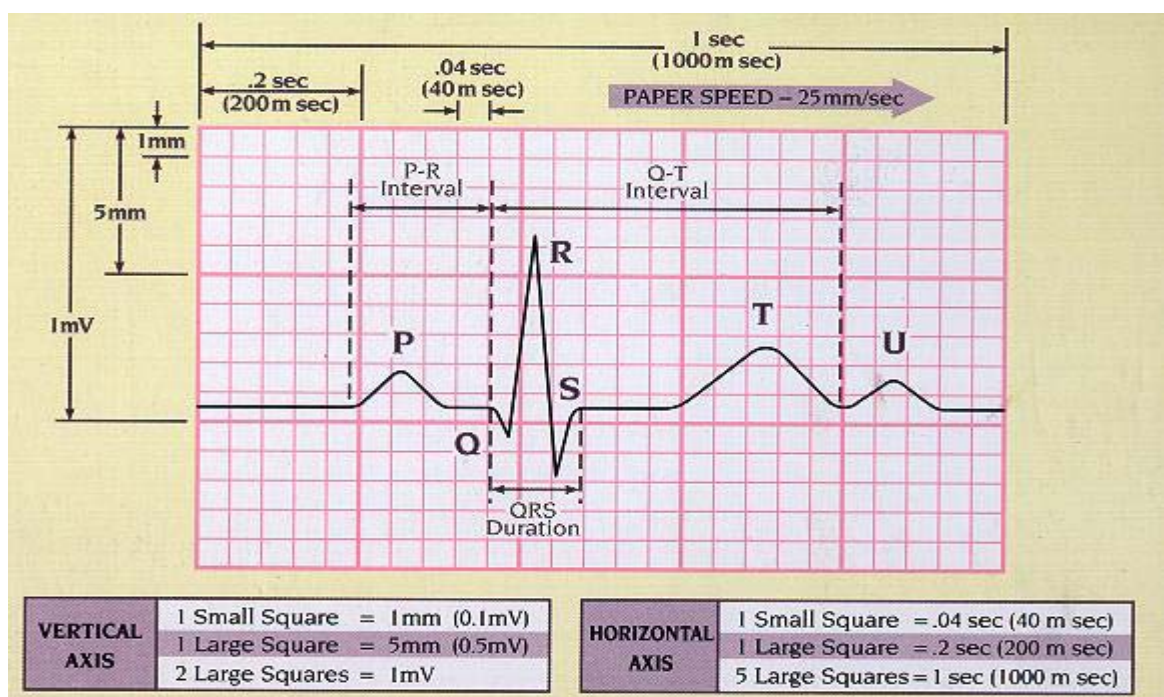
V4 leží v 5. mezižebří v čáře medioklavikulární vlevo

V5 leží mezi V4 a V6

V6 leží ve stejné výši jako V4 ve střední axilární čáře vlevo

EKG signál

Na obrázku je zobrazen signál ze svodu II. Části signálu jsou na obrázku označeny podle současných zvyklostí.



Jednotlivé části EKG signálu mají tyto vlastnosti:

P-vlna (pozitivní výchylka)

Vzniká při činnosti sinoatriálního uzlíku je projevem elektrické dipolarizace síní. Normální P-vlna má rozličný tvar od plochého do ostřejší špičky s amplitudou od 0 do 0.3 mV (dolní mez znamená, že P-vlna není pozorovatelná), s dobou trvání do 100ms.

P-R interval

Interval P-R začíná od počátku depolarizace síní a končí s počátkem depolarizace komor. Normální doba trvání tohoto intervalu je od 120 do 200 ms. Na délce tohoto intervalu se projevuje věk a tepová frekvence. U lidí starších může být tento interval fyziologický do 220 ms. Sinusová tachykardie může tento interval zkrátit na 110 ms. Je obrazem síňokomorového vedení.

Q-vlna

Je to první negativní výchylka komplexu QRS. Normální vlna Q má amplitudu v rozsahu 0 až 25% vlny R. Normální doba trvání je menší než 30 ms. Není to standardní výchylka.

R-vlna

Je to pozitivní výchylka následující po vlně Q. Amplituda je závislá na místě snímání. Může dosahovat až několik mV, může i chybět. Normální doba trvání do 100 ms.

S-vlna

Je to druhá negativní výchylka následující po vlně R. Chybí-li vlna R, označujeme tuto výchylku jako QS. Normální vlna S má amplitudu od 0 do 0.8 mV a dobu trvání do 50 ms, není standardní výskyt, závisí na lokalizaci diferentní elektrody.

QRS komplex

Je to v podstatě trojúhelníkový kmit doprovázející depolarizaci komor. Doba normálního komplexu QRS je od 50 do 110 ms.

S-T segment

Ohraničuje interval od konce QRS komplexu po začátek vlny T. Normální pokles nebo vzrůst oproti isoelektrické linii je do 0.1 mV.

Q-T interval

Reprezentuje elektrickou systolu. Je měřen od začátku QRS komplexu po konec vlny T. Tento interval se mění s tepovou frekvencí, věkem a pohlavím pacienta, metabolismem minerálů (Ca⁺⁺, K⁺), je ovlivňován léky (např. digitalis). Průměrné hodnoty kolísají od 0,34 do 0,42s.

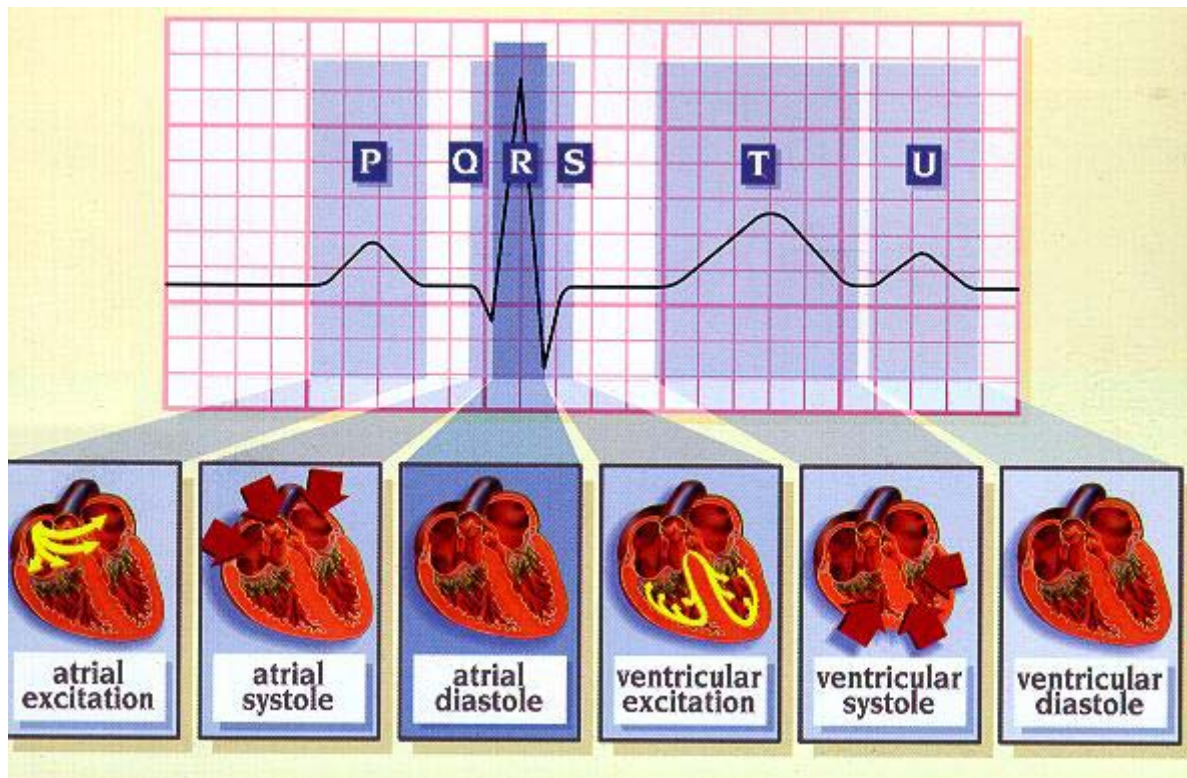
T-vlna

T vlna reprezentuje repolarizaci komorové svaloviny. Tabulky elektrokardiografických měření ukazují proměnlivý rozsah amplitud pro normální T-vlnu. Napěťový rozsah je do 8,8 mV, doba trvání normální vlny T je od 100 do 250 ms. Je konkordantní (souhlasně výkyvná) s QRS komplexem, tedy většinou jde o pozitivní výchylku. Je velmi citlivým indikátorem stavu srdeční svaloviny.

U-vlna

U-vlna je malá pozitivní výchylka, která je někdy zaznamenávána po vlně T. Její výskyt je závislý na tonusu vegetativního nervstva, minerálního metabolismu (K⁺) a celé řady dalších faktorů.

Výše uvedený popis je pouze všeobecný a má sloužit k získání názoru o rychlosti změn v jednotlivých částech signálu EKG.



Shrneme-li výše uvedené údaje je možno říci, že elektrokardiogram je komplexně vypovídající diagnostickou metodou nezastupitelnou při získávání informací o stavu tvorby vzruchů, převodního systému, funkčních a morfologických změnách srdečního svalu. Nejrychleji se amplituda mění u QRS komplexu, zatím co změny dalších částí elektrokardiogramu jsou pomalejší.

Technické požadavky na elektrokardiograf

Napětíový zisk zesilovače typického elektrokardiografu je 1000. Pro zobrazení EKG signálu je nutno dodržet vždy standartní podmínky. Standartními podmínkami se rozumí napětíové a časové měřítko v záznamu. Tento požadavek souvisí se způsobem hodnocení EKG signálu. Základem je totiž hodnocení tvarových změn na základě znalosti "slovníku" průběhů. Ten mohu aplikovat nejjednodušším způsobem (prostým srovnáním toho, co si pamatuji s tím co bezprostředně vidím, což je nejjednodušší první kontrola) jenom tehdy, když dodrším pro všechny případy stejné napětíové i časové měřítko. Zaznamenáme-li totiž stejný průběh dvakrát s různými měřítky, a porovnáme-li oba záznamy, vypadají na první pohled rozdílně a na shodu přijdeme až po podrobném rozměření.

Při záznamu elektrokardiogramu se proto bere jako standartní citlivost 10 mm výchylky záznamové stopy pro 1 mV vstupního signálu (zkráceně 10mm/mV). Časové měřítko je definováno posuvnou rychlostí záznamového materiálu a ta v případě EKG signálu bývá 25 nebo 50 mm/s. V případě dlouhodobých informativních záznamů se používají i nižší posuvné rychlosti.

Z hlediska požadavku na šířku přenášeného pásma kmitočtů se volí jistý kompromis. Zobrazení normálního signálu svodu II vyžaduje přenos signálů s kmitočty od 0 do 100 Hz v závislosti na požadované věrnosti záznamu. Dolní mez, tj. požadavek na případný přenos ss složky je problematický. Plyne to totiž především z vlastností snímacích elektrod. Napětí na páru elektrod přiložených na povrch těla je při použití odpovídající vodivé pasty několik jednotek až stovek milivoltů (přístroje počítají s hodnotou tohoto napětí až do 0,5 V). To je buď srovnatelné nebo řádově dokonce větší, než velikost snímaného signálu. Navíc je toto napětí časově proměnné a mění se i s pohybem elektrod (při pohybu pacienta) a je rozdílné pro různé dvojice elektrod (při přepínání svodových míst). Je proto nutné, z technického hlediska, se ss složky, která vzniká přiložením elektrod, zbavit. Tato ss složka je falešným dodatkem a bezprostředně nesouvisí se snímaným signálem. Z tohoto důvodu nepřenáší elektrokardiografy ss složku a volí se kompromis tím, že dolní mezní kmitočet elektrokardiografů bývá 0,05 Hz a horní 100 Hz. I otázka horního mezního kmitočtu bývá diskutována s tím, že pro některé účely by bylo vhodnější zaznamenávat signál až do 1000 Hz. Došlo se však k závěru, že kompromisní řešení, tj. kmitočtový rozsah 0,05 až 100 Hz, který přenáší většina současných elektrokardiografů je dobrým kompromisem, protože zachovává diagnostickou hodnotu signálu se současným omezením nežádoucího rušení. Tímto nežádoucím rušením není pouze ss složka vznikající přiložením elektrod, ale i signály

svalů. Nežádoucím způsobem se mohou uplatnit i různá elektrická zařízení. Z těchto hledisek by byl výhodnější horní mezní kmitočet nižší, než 100 Hz. Například monitory pro sledování EKG signálu mívají šířku pásma definovanou kmitočty 0,5 až 40 Hz.

Na vstupní impedanci EKG přístroje nejsou z hlediska zdroje signálu EKG signálu (tj. organismu) extrémní požadavky. Je to dáno tím, že se pro snímání používají velkoplošné elektrody. Principiálně by vyhověl vstupní odpor řádově 300kOhm. Chceme-li však dosáhnout toho, že se neuplatní přechodový odpor elektrod při nežádoucím rušení síťovým kmitočtem, musí být vstupní odpor podstatně vyšší. Z tohoto hlediska je běžné, že vstupní odpor současných elektrokardiografů bývá běžně 10 MOhm. S ohledem na používané svodové systémy je nutno v přístroji vytvořit Wilsonovu svorku. Wilsonova svorka bývá realizována pomocí odporové sítě. Aby se tato síť neuplatnila na velikosti vstupního odporu přístroje, je nutno ji zařadit až za předzesilovací stupně, které ji oddělí od vstupních svorek přístroje.

Obvody elektrokardiografu

Nejjednodušší jednokanálový elektrokardiograf obsahuje tyto části:

- *volič svodu*
- *předzesilovač s obvodem rychlostartu*
- *kalibrační obvod*
- *vypínatelný filtr*
- *zesilovač s plynule nastavitelným zesílením*
- *výkonový zesilovač*
- *zapisovací systém*

Součástí voliče svodů jsou impedanční transformátory oddělující signál z jednotlivých elektrod od odporové sítě tvořící Wilsonovu svorku. Předzesilovač je diferenční. Většinou za předzesilovačem bývá zařazen filtr typu horní propust, jehož dolní mezní kmitočet je 0,05 Hz. Tento kmitočet bývá velmi často vyjádřen pomocí časové konstanty tohoto filtru. Dolnímu meznímu kmitočtu 0,05 Hz odpovídá časová konstanta $\text{konst}=3,18 \text{ s}$. Obvod rychlostartu, který je v našem výčtu uveden jako součást předzesilovače bezprostředně souvisí s touto dlouhou časovou konstantou. Dostane-li se totiž na vstup zesilovače jakýkoliv napětový skok, odpovídá doba odezvy filtru typu horní propust, zařazeného do přenosového řetězce elektrokardiografu této dlouhé časové konstantě. Znamená to tedy, že obnovení

ustáleného stavu je nepřiměřeně dlouhé. Takovýto napětový skok vznikne nejen vlivem nějakého vnějšího rušení, ale vznikne i při každém přepnutí voliče svodu tím, že půlčlanková napětí jednotlivých elektrod se od sebe většinou značně liší. Tyto rozdíly bývají velmi často větší, než amplituda snímaného signálu. To se projeví tím, že po dlouhou dobu po působení nežádoucího napětového skoku není elektrokardiograf schopen zapisovat snímaný signál. To lze upravit tím, že po příchodu nežádoucího rušení zmenšíme na okamžik časovou konstantu filtru a tím urychlíme obnovení ustáleného stavu přístroje. Tuto funkci vykonává obvod rychlostartu. Obvod rychlostartu je řízen jednak automaticky při přepínání voliče svodů, jednak je možno jej uvést v případě potřeby do činnosti pomocí tlačítka na panelu elektrokardiografu.

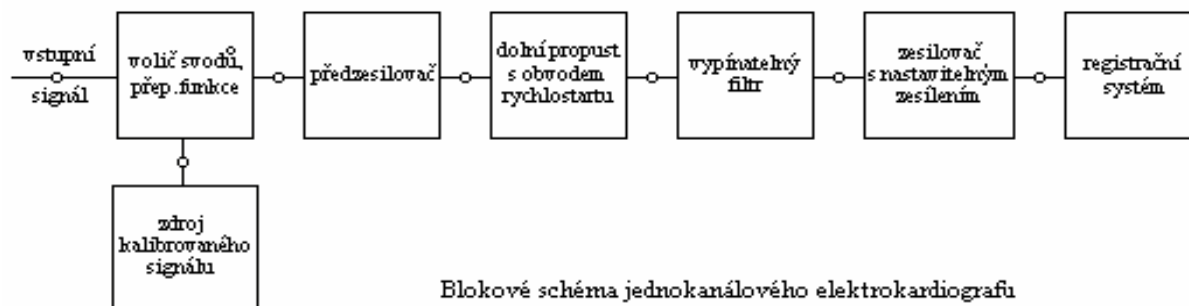
Kalibrační obvod je zdroj signálu (napětového skoku nebo impulsů) s amplitudou 1mV. Slouží k přesnému nastavení citlivosti přístroje.

Vypínatelný filtr slouží k omezení nežádoucího rušení, které se může v průběhu snímání vyskytnout. V každém případě je nutno si uvědomit, že zařazení filtru znamená jisté zkreslení zapisovaného signálu a proto by měl být používán jen ve skutečně nezbytných případech.

Zesilovač s plynule nastavitelným zesílením slouží k nastavení citlivosti elektrokardiografu na hodnotu 10 mm/1 mV výchylky záznamové stopy. Ve většině případů mívají totiž elektrokardiografy citlivost nastavitelnou jen v malém rozsahu hodnot v okolí jmenovité citlivosti. K tomuto účelu plynulé nastavení vyhovuje. Pro velký rozsah nastavení citlivosti se používá kombinace atenuátor + plynulé nastavení v malém rozsahu. Většinou se však u elektrokardiografů nevyskytuje. Požadavky na výkonový zesilovač bezprostředně souvisejí s použitým zapisovacím systémem. Vyšší výkony jsou požadovány pro zápis elektromechanickým rychlozapisovačem.

Zapisovací systém je důležitou součástí přístroje, protože umožňuje vytvořit grafický záznam snímaného signálu. Nejrozšířenějším způsobem záznamu elektrokardiogramu je zápis na teplocitlivý papír. Starší přístroje mívaly zápis pomocí vyhřívané ručičky je však doposud využíván u levnějších přístrojů.

Jednokanálové a vícekanálové elektrokardiografy



Současné elektrokardiografy se vyrábějí s různým počtem kanálů, přičemž se kanálem rozumí jeden celý přenosový řetězec schopný zajistit záznam jednoho signálu. Jednokanálové přístroje jsou z nich nejjednodušší a slouží pouze k informativnímu snímání signálu. Často mívají i zjednodušený patientský kabel, tj. kabel pro spojení pacienta s přístrojem, a to tak, že obsahuje pouze jeden vodič pro snímání hrudních svodů. Vzhledem k tomu, že stejně musíme signál z jednotlivých svodových míst zaznamenávat postupně, musíme na pacienta připojit minimálně tolik elektrod, kolik je jich zapotřebí pro standardních svodů. Z toho je pak zřejmé, že pro vytvoření Wilsonovy svorky je nutno připojit všechny svody končetinové a dále je nutno pacienta propojit se zemí. Další vodič pak slouží pro záznam hrudních svodů. Elektrodu je nutno v tomto případě před každým dalším záznamem přemístit. Tímto postupem ušetříme v patientském kabelu 5 vodičů. Pro diagnostiku arytmií je jednokanálový přístroj nevhodný. V případech, kdy chceme získat přesné údaje o činnosti srdce používáme vždy vícekanálové přístroje, optimálně šestikanálové.

Automatické elektrokardiografy

Automatický elektrokardiograf je přístroj, který je po přiložení elektrod a inicializaci tlačítkem start schopen pořídit kompletní záznam všech požadovaných svodů bez dalšího zásahu obsluhy.

Současné automatické elektrokardiografy mají řadu dalších funkcí. Kontrolují přechodové odpory elektrod a zjišťují, zda jsou splněny podmínky pro bezchybný záznam, velmi často umožňují z klávesnice zadat data pacienta s tím, že tato data jsou zapsána přímo do záznamu.

Automatické elektrokardiografy s hodnocením rozměří zaznamenaný signál EKG a nabízí diagnostický výrok. Hodnocení záznamu je vytištěno přímo k zaznamenanému signálu. Pro tyto přístroje se ujal název inteligentní elektrokardiografy.

Kompletní záznam bývá zaznamenán na jednu stranu termoreaktivního papíru s vytištěným rastrem. Elektrokardiografy , které umožňují zápis alfanumerických znaků i když signál nerozměří, musí snímaný signál digitalizovat, aby bylo možno pro záznam použít termohlavu, která umožňuje i zápis alfanumerických znaků.