

# 1. BIOSIGNÁLY

## 1.1. ZÁKLADNÍ POJMY

*Signál* je jev fyzikální, chemické, biologické, ekonomické či jiné materiální povahy, nesoucí informaci o stavu systému, který jej generuje. Je-li zdrojem informace živý organismus, pak hovoříme o *biosignálech* bez ohledu na podstatu nosiče informace.

Signál je tedy kombinací hmotného nosiče a nehmotné informace.

*Nosič* je reprezentován nějakým hmotným měřitelným jevem (veličinou). Primárně nosič představuje ten skutečný jev, který zkoumáme (kyselost žaludečních šťáv reprezentovanou hodnotami pH faktoru, velikost výchylky chodidla po mechanické stimulaci Achillovy šlachy), pro přenos či zpracování bývají signály transformovány na jinou, zpravidla elektrickou formu (sekundární reprezentace).

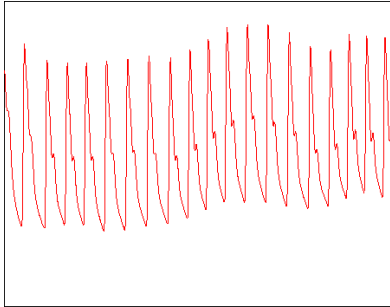
*Informace* bývá definována mnoha různými způsoby většinou závislá na aplikační oblasti. Wiener definoval informaci homocentricky jako obsah toho, co si vyměňujeme s vnějším světem, když se mu přizpůsobujeme či na něj působíme svým přizpůsobováním. Proces přijímání a využívání informace je dle Wienera procesem našeho přizpůsobování nahodilostem vnějšího prostředí a aktivní existence v tomto prostředí. S touto definicí souvisí i ta, která definuje informaci obecněji jako proces, kdy určitý systém (nejen lidský organismus) předává jinému systému zprávu pomocí signálů zprávu o stavu vysílacího systému a která může měnit stav přijímacího systému. S pravděpodobnostním výkladem podle Shannona souvisí definice, která informaci uvádí jako poznatek, který omezuje nebo odstraňuje nejistotu týkající se výskytu určitého jevu z dané množiny jevů.

*Příklad:*

Konstatování, že vlak přijel včas nepřináší mnoho informace v Japonsku, kde je zvykem, že vlaky jezdí přesně podle jízdního řádu a je tedy velice pravděpodobné, že tak bude vždy; na rozdíl od české železnice, kdy je jízda podle jízdního řádu spíše raritou. □□□

Jedním ze základních kritérií členění signálů je počet jejich nezávislých proměnných. Podle tohoto kritéria dělíme signály na:

- jednorozměrné (nejčastěji vyjadřují časovou závislost sledované veličiny - obr.1-1);
- dvourozměrné (obrazové signály- obr.1-2);
- vícerozměrné (signály popisující třírozměrnou scénu, vyjadřující časovou dynamiku dvourozměrných obrazů, atd.).



Obr.1-1 Pletysmogram - záznam objemových změn prstu vyvolaných činností kardiovaskulárního systému

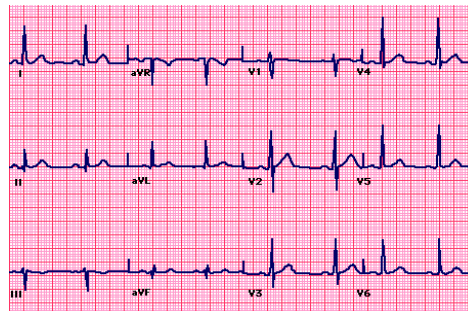
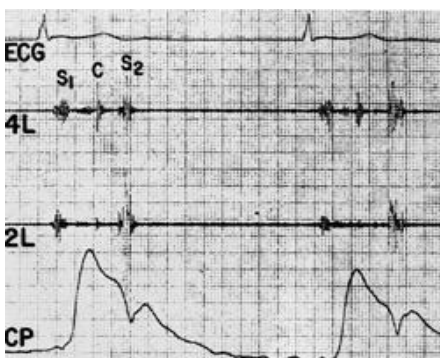


Obr.1-2 Dvourozměrný RTG snímek patní kosti

Z hlediska metod používaných pro jejich zpracování mají všechny uvedené typy signálů svá specifika. Pro zjednodušení se proto v následujícím textu omezíme pouze na signály jednorozměrné.

Podle charakteru nosiče můžeme jednorozměrné biosignály dělit na:

- *mechanické* (např. karotidogram - obr.1-3 CP); speciálním případem mechanických biosignálů jsou biosignály zvukové (např. fonokardiogram - obr.1-3 L4, L2- či zpěv ptáků);
- *elektrické* (např. elektrické potenciály vytvářené činností mozku - elektroencefalogram - EEG - obr.1-4);
- *magnetické* - vesměs magnetická složka elektromagnetického pole generovaného průchodem elektrického vzruchu živou tkání (např. magnetokardiogram - obr.1-5);
- *tepelné* (např. posloupnost hodnot teploty lidského těla);
- *optické* (např. luminiscence světlušek);
- *chemické* (např. průběh hodnot pH faktoru žaludečních šťav během trávení nebo obsah jednotlivých plynných složek ve vydechaném vzduchu);



Obr.1-4 Elektrokardiogram

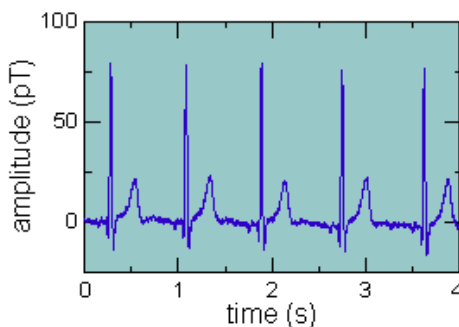
Obr.1-3 Kombinovaný záznam elektrokardiogramu (ECG), fonokardiogramu snímaného ze 4. a 2. mezižebří vlevo (4L, 2L - S1 označuje 1. ozvu, S2 - druhou ozvu) a karotidogramu (CP). Zatímco EKG signál je signál elektrický, fonokardiogram a karotidogram jsou signály mechanické

- *biologické* (např. posloupnost hodnot počtů zajíců, žijících ve starostově lese);
- *ekonomické* (např. cena měsíčně spotřebovaného psiho žrádla).

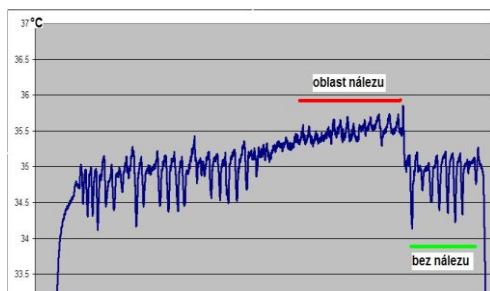
Celou takto velice široce vymezenou množinu biosignálů dále omezíme a budeme se nadále zabývat jen její částí - signály, které vznikají činností lidského organismu a jeho orgánů, vypovídají o jeho stavu a které jsou využívány v humánní medicíně při stanovování diagnózy a nepřímo i v terapii. V tomto případě hovoříme více specificky o lékařských či medicínských signálech

Signály mohou být generovány lidským organismem:

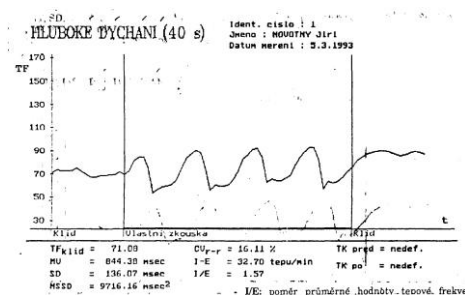
- *spontánně*, bez rozhodujícího vnějšího vlivu (klidový signál variability srdečního rytmu, popisující kvalitu buzení srdečního svalu nervovou soustavu - obr.1-7);
- jako *odezva* na specifické buzení (elektrická odezva nervové soustavy evokovaná zrakovým podnětem, křivka usilovného výdechu, odezva Achillovy šlachy).



Obr.1-5 Magnetokardiogram

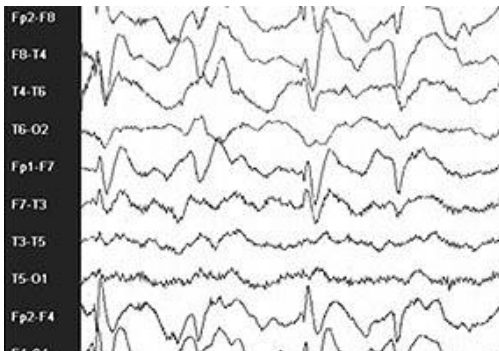


Obr.1-6 Záznam teploty při vyšetření teplotního profilu v dýchacích cestách (nezávislá proměnná v tomto případě vyjadřuje jednak časovou, jednak polohovou závislost teploty)

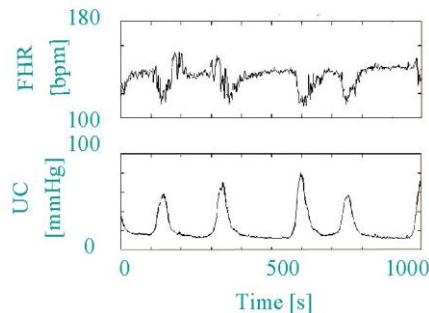


Obr.1-7 Záznam variability srdeční frekvence při usilovném hlubokém dýchání

Dalším možným kritériem členění biosignálů je počet jejich závisle proměnných. Nejjednodušším případem je *jednokanálová* reprezentace jedné nezávislé veličiny, kterou je zpravidla čas. Příkladem může být křivka rychlosti proudění krve v tepně, tzv. arteriovelocitogram - AVG. Často se vyskytujícím způsobem popisu činnosti určitého orgánu lidského těla je vícekanálový záznam časového průběhu jedné veličiny současně snímané z různých částí těla (např. vícesvodový elektrokardiogram či elektroencefalogram obr.1-8) nebo polygram několika různých veličin, popisujících činnost téhož ústrojí (např. kardiogram, který zahrnuje signál vyjadřující srdeční rytmus plodu a mechanický signál popisující stahy děložního svalstva - obr.1-9).



Obr.1-8 Vicesvodový záznam signálu EEG



Obr.1-9 Kardiotokogram - trend srdeční frekvence plodu (horní křivka) a intenzita děložních stahů (dolní křivka)

Některé ze signálů spontánně generovaných v lidském těle mají rytmický, téměř pravidelně se opakující průběh, že je lze, za jistých zjednodušujících předpokladů, považovat za periodické. Takové jsou např. signály odvozené od srdeční aktivity (např. EKG, tlaková křivka, fonokardiogram, atd), částečně i z dýchání. Abychom zdůraznili odlišnost od přesné periodicity mnohých signálů technického původu, hovoříme v tomto případě o signálech *repetičních*. Naopak, jiné signály mají natolik nepravidelný charakter, že k nim lze přistupovat jako k signálům *náhodným* - elektrická aktivita kosterních svalů - elektromyogram (EMG) nebo spontánní EEG. Jako protiklad výše zmíněných repetičních signálů je nazýváme *nerepetiční*.

Mnohé lékařské signály jsou ze své podstaty za *spojité* (EKG, elektrookulogram, ...), průběh jiných naopak souvisí s výskytem některých občas se vyskytujících událostí (posloupnost délek RR intervalů popisujících proměnnost srdečního rytmu, měřených jako doba mezi dvěma po sobě jdoucími R vlnami v záznamu signálu EKG) - *signály diskrétních událostí*.

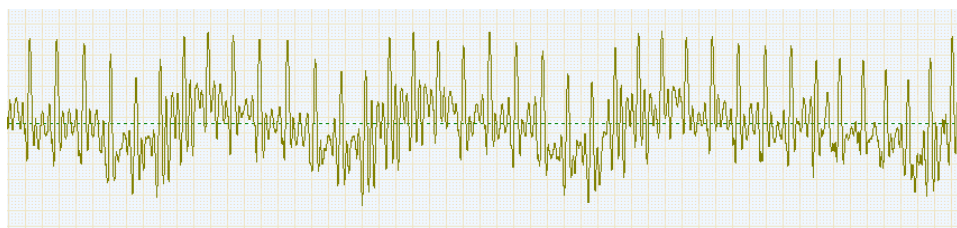
V současné době je technologie zpracování signálů jakéhokoliv druhu dominantně vázána na metody číslicového zpracování, které předpokládají převod signálu do diskrétního tvaru - pomocí vzorkování (diskretizace v časové ose) a kvantování (diskretizace v ose funkční veličiny). Diskretizaci lze provádět spontánně při měření signálu (např. při manuálním měření tělesné teploty v nemocnici, prováděného během dne nepravidelně - brzy ráno, odpoledne a večer, přičemž přesnost vyjádření na desetiny °C vyplývá z charakteru procesu, potřeb navazujícího diagnostického procesu a zprostředkovaně i přesnosti škály použitého teploměru), většinou se však diskretizace transformovaného sekundárního popisu signálu pomocí A/D převodníků.

## 1.2. TYPY LÉKAŘSKÝCH SIGNÁLŮ

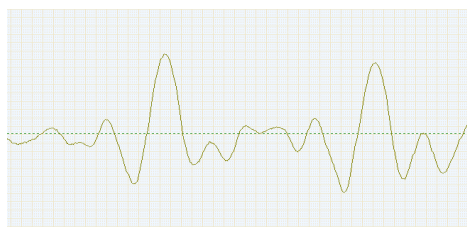
### 1.2.1. MECHANICKÉ BIOSIGNÁLY

Mechanickými biosignály zpravidla rozumíme signály generované živým (lidským) organismem, které vyjadřují informaci o stavu organismu pomocí určité mechanické fyzikální veličiny - délky, objemu, apod.

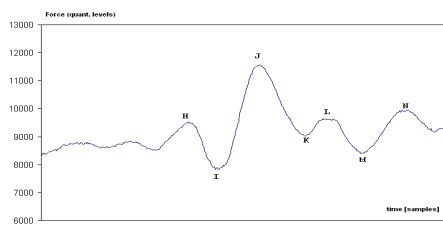
Příklady mechanických biosignálů mohou být např. pletysmogram (viz obr.1-1), karotidogram (viz obr.1-3), apexkardiogram, seismokardiogram (obr.1-10), fonokardiogram, pneumotachogram, mechanogram, pedogram, aj.



a)



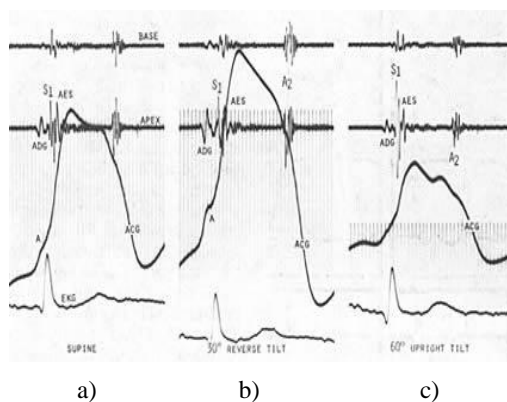
b)



c)

Obr.1-10 Seismokardiogram - a) děleodobý záznam, obsahující kromě aktivního záznamu pomalu se měnící parazitní složku způsobenou dýcháním; b) charakteristický průběh záznamu signálu SCG, reprezentujícího dva srdeční cykly; d) průběh záznamu jednoho srdečního cyklu s vyznačením charakteristických vln

Pletysmogram - záznam objemových změn částí vyvolaných činnostmi kardiovaskulárního, resp. respiračního systému.



a)

b)

c)

Obr.1-11 Záznam apexkardiogram (třetí křivka shora) spolu s fonokardiogramem snímaným ze dvou poloh na hrudníku (dvě horní křivky) a signálem EKG (spodní křivka) ve třech různých polohách vyšetřované osoby - a) vleže; b) hlavou dolů; c) vzpřímené poloze hlavou nahoru.

Karotidogram (CAR) je záznam mechanického pohybu vyvolaného průtokem krve velkými tepnami - a. karotis, příp. a. femoralis.

Apexkardiogram (ACG) je záznam pohybu hrudní stěny nad srdečním hrotem (obr.1-11).

Seismokardiogram (SCG) je záznam časového průběhu vibrací těla, představujících vertikální složku systolické síly vyvolané stahem srdce, měřený na horizontální podložce, na které vyšetřovaná osoba sedí.

Pneumotachogram - záznam objemu a rychlosti proudění vdechovaného, příp. vydechovaného vzduchu při dýchání. Detekční čidla jsou zpravidla umístěna v měřicí masce připevněné na obličej.

Speciálním případem signálů tohoto typu je *kapnogram*, záznam parciálních tlaků oxidu uhličitého ve vydechovaném vzduchu.

*Mechanogram* je záznam časového průběhu zejména úhlových parametrů vztahu částí těla při pohybové aktivitě. Speciálním případem mechanogramu je tzv. *pedogram*, vyjadřující časové, fázové a úhlové charakteristiky dolních končetin při chůzi.

Vzhledem k mechanické podstatě těchto signálů, skládají se mechanické signály z frekvenčních složek poměrně nízkých frekvencí. Shrnutí vlastností mechanických signálů je v tab.1-1. Mechanické signály, které nevyjadřují diagnosticky důležitou informaci o pohybu pacienta (mechanogram, pedogram) mohou být parazitním pohybem naopak nepříznivě ovlivněn. Tato parazitní citlivost nepříznivě ovlivňuje použitelnost signálů tohoto typu a proto jsou mechanické signály popisující zejména aktivitu kardiovaskulárního systému využívány poměrně zřídka (kromě signálů založených na vyšetření pomocí ultrazvuk; taková informace má ale většinou charakter dvojdimenzionálních obrazů).

název	zdroj vibrací	frekvenční rozsah	poloha, příp. typ snímače
pletysmogram	změny objemu částí těla vlivem srdeční činnosti, dýchání, ...	do 30 Hz	nad či kolem zkoumané části těla
karotidogram	pulzní vlna v art. carotis, příp. art. femoralis	do 30 Hz	v místě maximálního pohybu
apexkardiogram	relativní pohyb srdečního hrotu vůči hrudní stěně	do 20 Hz	na povrchu hrudníku v místě max. vibrací
seismokardiogram	systolický stah srdce a pohyb velkých artérií	do 20 Hz	
pneumotachogram	objem a průtoková rychlost vdechovaného a vydechovaného vzduchu do/z plic	do 20 Hz	obvykle v náustku
reflex Achillovy šlachy	pohyb chodidla vyvolaný poklepnem na Achillovu šlachu	do 100 Hz	výchylkový nebo rychlostní
mechanogram	změna úhlu při pohybové aktivitě	do 20 Hz	snímače různých typů na kosterním svalu
pedogram	časové, fázové a úhlové charakteristiky dolních končetin při chůzi	do 400 Hz (?) <sup>1</sup>	kapacitní nášlapné snímače, reflexní značky snímané kamerou

Komentář [U1]:

Tab.1-1 Přehled vybraných typů mechanických biosignálů a jejich vlastností

## 1.2.2. ELEKTRICKÉ SIGNÁLY

Nejčastěji používané medicínské signály, vyvolané elektrickými procesy probíhajícími v živé tkáni. Měření probíhá buď invazivně přímo v tkáni nebo povrchovými elektrodami

<sup>1</sup> Uvedená hodnota maximální frekvence pedogramu byla převzata z odborné literatury. Podle názoru autora, vyplývající z jeho praktických zkušeností, nikoliv však se signálem tohoto typu je tato frekvence příliš vysoká.

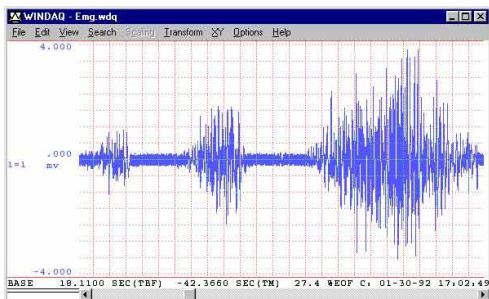
umístěnými nad sledovanou tkání a při té příležitosti je měřen elektrický potenciál, který vzniká nepřímo působením elektromagnetického pole šířícího se kolem tkáně jako důsledek dynamiky daného elektrického jevu.

Souhrn elektrických biosignálů, jejich napětového rozsahu i frekvenční vlastností, včetně možných typů elektrod používaných pro snímání signálů je uveden v tab.1-2.

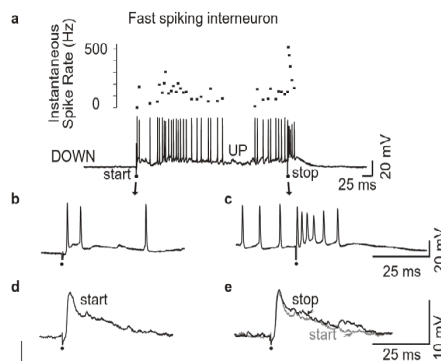
název	rozsah napětí	frekvenční rozsah	elektrody
elektrokardiogram EKG	$\sim 10^0$ mV	do 150 (500) Hz	plošné, přísavné, jícnové
fetální EKG	$\sim 10^2$ $\mu$ V	do 150 Hz	plošné povrchové, intrauterinní
elektroencefalogram EEG	$\sim 10^1$ $\mu$ V	do 80 Hz	povrchové
evokované potenciály	$10^0 \div 10^1$ $\mu$ V	do 102 Hz	povrchové
elektrokortikogram ECoG	do $10^0$ mV	do 100 Hz	jehlové vpichové
elektromyogram EMG	do $10^0$ mV	do 5 kHz	povrchové
akční potenciály motorické jednotky	$\sim 10^0$ $\mu$ V	do 15 kHz	vpichové jehlové
akční potenciály svalových vláken	$\sim 10^0$ mV	do 5 kHz	vpichové jehlové
elektroneurogram ENG	do $10^0$ mV	do 1 kHz	vpichové jehlové
elektrogastrogram EGG / transkutánní	$\sim 10^2$ $\mu$ V	do 0,15 Hz	povrchové, přísavné
elektrookulogram EOG	do $10^1$ mV	do 100 Hz	povrchové
elektronystagmogram ENyG	do $10^1$ mV	do 100 Hz	povrchové
elektroretinogram ERG - zábleskový	$\sim 10^2$ $\mu$ V	do 50 Hz	povrchové

Tab.1-2 Přehled vybraných typů elektrických biosignálů a jejich vlastností

V dalším textu se budeme podrobněji zabývat problematikou elektrokardiogramu a fetálního elektrokardiogramu, elektroencefalogramu, příp. elektrokortikogramu, proto nyní uvedme stručný popis jen dalších signálů.



Obr.1-12 Povrchově snímaný signál EMG reprezentující různé úrovně síly a doby trvání stahu s elektrodami umístěnými několik centimetrů od bicepsu



Obr.1-13 Elektroneurogram

*Elektrokochleogram* (ECochG) je grafický záznam napěťového signálu generovaného elektrickou aktivitou struktur vnitřního ucha, příp. začátku sluchového nervu vybuzeného akustickým podnětem o době trvání řádově ms a kmitočtu 1,2 nebo 4 Hz. Signál se snímá jehlovou elektrodou z přepážky mezi středním a vnitřním uchem. Velikost vln ECochG signálu závisí na intenzitě zvukového stimulu, nepřekračuje řádově jednotky  $\mu\text{V}$ .

*Elektrogastrogram* (EGG) je záznam nízkofrekvenčního elektrického signálu generovaného motorickou činností zažívacího traktu, zejména žaludku, případně střev. Kmitočtový rozsah je max. do 0,15 Hz, velikost výchylky signálu snímaného z povrchu břicha je do 0,5 mV.

*Elektroglottogram* (EGG), též elektrolaryngogram je záznam průběhu časových změn elektrické impedance tkáně mezi elektrodami umístěnými v přední části krku, způsobených změnou polohy hlasových řas (hlasivek) při hovoru.

*Elektromyogram* (EMG) je záznam časové závislosti elektrické aktivity svalových vláken (nacházejících se pod povrchovými snímacími elektrodami) nebo i jednotlivých svalů (při použití jehlových elektrod). Elektrické napětí vzniká jako důsledek činnosti kosterních svalů a jejího řízení nervovou soustavou. Kmitočty signálu se pohybují v intervalu do 10 kHz, napětí v rozsahu stovek  $\mu\text{V}$  až jednotek mV.

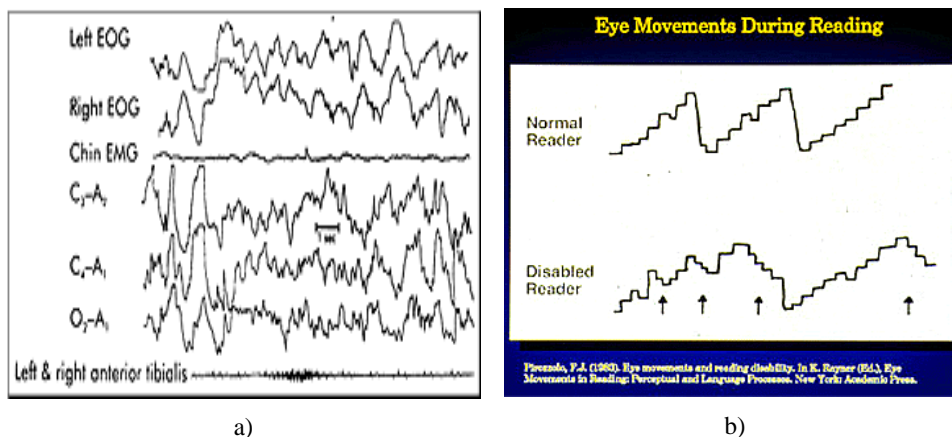
*Elektroneurografický signál* (ENG) reprezentuje akční potenciál šířící se nervem daný součtem jednotlivých akčních potenciálů v nervových vláknech ze kterých se nerv skládá. Závisí na skladbě (počet nervových vláken, jejich průměr, tloušťka myelinové vrstvy) a fyziologickém stavu nervu. Napětí ENG signálu se pohybuje v rozsahu do jednotek mV.

*Elektrookulogram* (EOG) je záznam změn elektrického napětí vyvolaného řízeným pohybem oka vyplývající z rozložení stejnosměrného elektrického potenciálu v oku, kde rohovka má vyšší potenciál než sítnice v zadní části oka a při pohybu oka se mění elektrický potenciál v místě elektrod připevněných nad okem, pod okem a vlevo a vpravo od oka. Kmitočtový rozsah signálu je do 30 Hz, hodnoty napětí dosahují jednotek mV.

*Elektronystagmogram* (ENyG) je záznam EOG signálu vybuzeného drážděním rovnovážného vestibulárního systému. Využívá skutečnosti, že výstup z receptorů umístěných ve vestibulárních kanálcích má vliv i na aktivitu okohybných svalů. Dráždění může být mechanické (otáčením, příp. kýváním hlavy či celého těla), tepelné nebo stejnosměrným elektrickým proudem. Charakter signálu závisí na druhu buzení a stavu rovnovážného a zrakového systé-



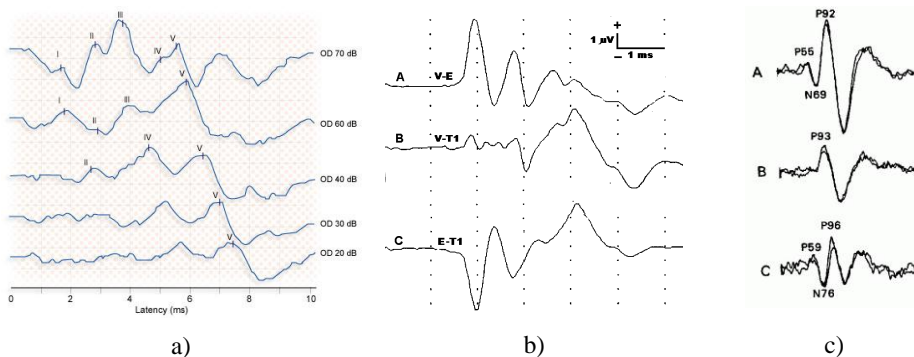
mu vyšetřované osoby. Díky buzení dosahuje kmitočtové pásmo signálu až 2 kHz, rozsah napětí je jednotky a desítky mV.



Obr.1-14 a) EOG signály (horní dva signály) jako součást polygrafického záznamu signálů hlavy - EMG tváře, EEG signály; b) schematický záznam EOG signálů zdravého čtenáře a čtenáře s poruchou činnosti centrální nervové soustavy

*Elektroretinogram (ERG)* je záznam časově proměnného vizuálně (zábleskem nebo plošně strukturovaným světelným podnětem) evokovaného elektrického potenciálu vnitřního povrchu sítnice, či v klinickém prostředí spíše oční rohovky. Potenciál rohovky je snímán elektrodou ve tvaru mezikruží s otvorem uprostřed, kterým lze stimulovat sítnici, nebo elektrodou, jež je součástí transparentní kontaktní čočky. Průběh signálu závisí na stavu oka a způsobu stimulace (doba trvání, struktura podnětu, barva světla, ...). Hodnotí se doba zpoždění jednotlivých vln od začátku stimulace, velikost vln, příp. výskyt některých specifických vln, tzv. oscilačních potenciálů. Rozsah napětí je v případě zábleskového ERG řádově stovky  $\mu\text{V}$ , v případě strukturovaných podnětů pouze jednotky  $\mu\text{V}$ .

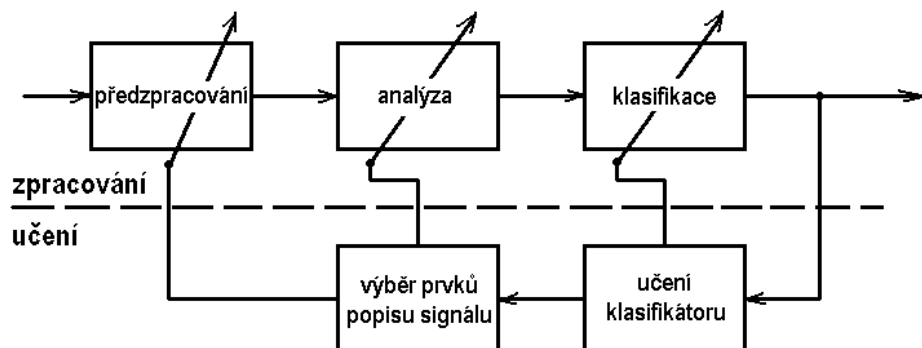
*Evokovaným potenciálem* je zpravidla rozuměn potenciál generovaný činností různých struktur nervové soustavy (smyslové orgány, dostředivé a odstředivé nervy, centrální nervová soustava) stimulovaných různými, hlavně fyzikálními podněty (mechanickými, vizuálními, akustickými). Charakter průběhu evokovaného potenciálu (tvar, rychlost, velikost odezvy) závisí na typu a stavu vyšetřované části nervové soustavy a druhu stimulu. V případě zrakového systému se mezi evokované potenciály zahrnuje i ERG signál, příp. vizuálně evokované potenciály mozku (VEP). Mohou být stimulovány zábleskem nebo světelným podnětem se složitější strukturou (šachovnice či pruhy s různým kontrastem, reverzibilní šachovnice, posunující se šachovnice). Různá struktura vizuálních podnětů umožňuje analyzovat aktivitu různých podsystémů zrakové soustavy. Mezi evokované potenciály sluchového systému patří E CochG signál, akusticky evokované potenciály mozku kmene (BSAEP - Brain Stem Auditory Evoked Potential), příp. akusticky evokované korové odpovědi. Jako akustické stimuly se obvykle používají opakované tónové krátké impulsy o frekvenci 1, 2 nebo 4 kHz a době trvání řádově ms. Protože jednotlivé evokované odpovědi jsou většinou velice malé a zanikají v šumu nebo spontánní elektrické aktivitě nervové soustavy, využívá se pro detekci evokovaných potenciálů opakované buzení s následným zprůměrnováním zaznamenaných signálů, které zajišťuje potlačení signálových složek nevázaných na stimulační podnět.



Obr.1-15 Evokované potenciály - a) akusticky evokované potenciály mozkového kmene člověka pro různé intenzity stimulu; a) akusticky evokované potenciály mozkového kmene psa snímané z různých míst lebky; c) vizuálně evokované potenciály

### 1.3. OBECNÉ SCHÉMA ZPRACOVÁNÍ SIGNÁLŮ

Cílem zpracování jakéhokoliv systému, tedy i živého organismu, je získat informaci o jeho stavu na základě jeho projevů (výstupních signálů) a tuto informaci použít k hodnocení tohoto stavu (diagnostika). Tomuto cíli jsou podřízeny formy a metody zpracování všech forem signálu, tedy i signálů snímaných z lidského organismu. Řetězec operací, které je třeba provést od okamžiku, kdy je signál zaznamenán do okamžiku, kdy je vysloven diagnostický výrok, lze rozdělit do tří základních bloků (obr.1-16) - blok předzpracování, blok analýzy a blok klasifikace..



Obr.1-16 Blokové schéma systému zpracování signálů

Blok předzpracování zpravidla obsahuje (za předpokladu, že je zpracováván signál spojitý a snímán v analogové formě):

- analogově číslicový převod, který zabezpečí transformaci původní analogové formy signálu do podoby posloupnosti čísel - tedy pomocí vzorkování v čase a úrovněového kvantování. Pro vzorkování musí být splněn vzorkovací (Shannonův, Nyquistův, Kotělnikovův) teorém (vzorkovací frekvence musí být minimálně dvojnásobná než nejvyšší frekvence harmonických složek obsažených v signálu), velikost kvantovacího kroku závisí na požadované přesnosti vyjádření signálu, která zpravidla vyplývá z vlastností následných operací.

- filtrace rušivých složek, příp. zvýraznění užitečných složek signálu - to co považujeme za parazitní složky signálu závisí na schopnosti vytvořit signálově nezávadné prostředí (uspořádáním měření, elektrickým či magnetickým odstíněním prostoru, ve kterém se signál snímá, zamezením pohybu pacienta, apod.), ale i definicí úlohy - některé složky signálu mohou za určitých podmínek nést užitečnou informaci o stavu signálu, za jiných mohou být považovány za nežádoucí složku (např. část signálu EKG reprezentující elektrickou aktivitu srdečních komor - tato součást signálu nepochybně nese informaci o stavu myokardu, dokonce je v určité fázi zpracování signálu EKG naprosto nezbytná - třeba při určování srdečního rytmu, na druhé straně, chceme-li stanovit charakter atriaální složky, která je významně menší než složka komorová a navíc může být komorovým signálem překryta, pak je nezbytné se zabývat úlohou jak je možné komorový signál v dané situaci potlačit);
- redukce dat, která omezuje objem potřebných dat nejlépe za současného zachování signálem přenášené informace.

V *bloku analýzy* se zjišťují hodnoty parametrů podstatných pro následující rozhodování o diagnostickém výroku. To znamená, že je potřeba znát, které parametry jsou pro danou úlohu významné a v tomto bloku se uplatňují postupy, které signál kvantifikují. Pojem parametr v tomto případě chápeme poněkud obecněji než jen určitou veličinu, kterou v daném signálu měříme (velikost časového intervalu mezi výskyty sledovaných fenoménů, velikost vrcholu určité vlny v signálu, apod), nýbrž i existenci určitých charakteristických tvarových segmentů v signálu. Zatímco v prvním případě je popis signálu kvantitativní - výsledný popis je dán zpravidla uspořádaným vektorem hodnot sledovaných veličin (tzv. vektorem příznaků), v druhém případě je popis kvalitativní, který vyjadřuje strukturu signálu než jeho kvantitu.

V závislosti na charakteru popisu signálu, který získáme v bloku analýzy se pak uplatňují různé přístupy v posledním bloku řetězce zpracování, tj. v *bloku klasifikace*. V případě příznakového popisu uspořádaným vektorem nějakých číselných či logických hodnot použijeme příznakových klasifikátorů, které rozdělí  $N$  rozměrný příznakový prostor ( $N$  je počet příznaků a tím i rozměr příznakového vektoru) na určité části, které odpovídají jednotlivým klasifikačním (diagnostickým) kategoriím. V druhé případě jsou klasifikátory založeny postupy vycházejících z teorie formálních jazyků (primárně vzniklá z potřeb tvorby programovacích jazyků) - hovoříme pak o strukturálních nebo také syntaktických klasifikátorech.

Aby mohly být vykonány během celé fáze zpracování všechny potřebné úkony - rozměření zpracovávaného signálu, tj. např. určení hodnot všech potřebných příznaků, v bloku analýzy nebo v bloku klasifikace rozhodnutí, že signál patří do té či oné klasifikační třídy, rozumějme té či oné části klasifikačního prostoru, je třeba, aby bylo předem známo jaké hodnoty v signálu máme měřit, segmenty jakého tvaru máme v signálu vyhledávat, či jak bude rozdělen klasifikační prostor. To znamená, že dříve než dojde k vlastnímu zpracování signálu, je nezbytné všechny nezbytné bloky naučit, co se v nich má a za jakých okolností provádět. Fázi zpracování signálu tedy musí předcházet fáze učení algoritmů, procedur či činností, realizovaných během zpracování. To nejdůležitější co je nezbytné ve fázi učení vyřešit je právě jak popsat signál, aby tento popis byl jednak co nejinformativnější, ale současně i co nejspornější, a za druhé jak rozdělit klasifikační prostor, aby klasifikace byla co nejspolehlivější, aby netrvalo déle než je nezbytné - to v daném schématu zajišťují bloky *výběru prvků popisu signálu* a *bloku učení klasifikátoru*.

# 1. SIGNÁLY KARDIOVASKULÁRNÍHO SYSTÉMU (2)

## 1.1. ZAČÍNÁME

Signály kardiovaskulárního systému popisují funkci a charakter řízení myokardu a celého cévního systému. Z hlediska bezpečnosti a komfortu vyšetření je žádoucí, aby vyšetření (snímání signálu) pacienta co nejméně ohrožovalo a obtěžovalo. Vyšetření, nejen kardiovaskulárního systému, by proto mělo vždy být co nejméně invazivní a mělo by se řídit pravidlem, které srovnává velikost rizika pro pacienta s profitem, který pacientovi dává nová informace, získaná tímto vyšetřením. (A nepochybně je stále v pozadí i zpravidla obtížně vyčíslitelné hodnocení ekonomické, které může, ale nemusí vystihovat předchozí víceméně etické hledisko.)

Úlohou kardiovaskulárního systému je dopravit kyslík a ostatní živiny nezbytné pro existenci a činnost jednotlivých tělesných orgánů, žláz a tkání a odstranění metabolitů vzniklých při jejich činnosti ven z organismu. Oběh krve pak sekundárně slouží, jako součást endokrinního systému, kdy je krví na místo určené dopravován příslušný hormon, i k řízení činnosti organismu.

Primárně jsou pro normální funkci organismu mechanické vlastnosti srdce a cévního řečiště, které mají dominantní vliv na kvalitu hemodynamiky proudění krve. To znamená, že důležitou informací o kvalitě funkce kardiovaskulárního systému poskytují signály, popisující časový vývoj mechanických a hemodynamických veličin. V současné době takovou informaci poskytují zejména zobrazovací metody vyšetření, dominantně rozšířené je vyšetření pomocí ultrazvuku. Z jednorozměrných neinvazivně měřených signálů, které byly historicky pro zkoumání mechanických vlastností kardiovaskulárního systému používány, jsou to především *apexkardiogram* (popisující pohyb srdečních stěn), *karotidogram* a *seismokardiogram* (popisující jak funkci srdce, tak vlastnosti velkých cév), *arteriovelocitogram* - AVG (popisující rychlost proudění krve v cévě - většinou velkých artériích - v místě vyšetření), *tlaková křivka*, *pletysmogram* příp. *signály udávající koncentraci krevních plynů* O<sub>2</sub> a CO<sub>2</sub> (což na jedné straně jsou signály, které popisují spíše chemické vlastnosti krve, na druhé straně principy metod měření těchto signálů většinou využívají nepřímé vazby chemických a fyzikálních vlastností krve).

Použitelnost jednotlivých metod měření a tedy i signálů závisí na jednoduchosti její implementace, na množství informace, které pro daného pacienta či určitý typ diagnózy přinese a samozřejmě riziku, které pro daného pacienta představuje. Z výše uvedených signálů si časté použití zachovávají měření křivky krevního tlaku (zejména je-li snímána neinvazivně, příp. invazivně pouze během operačních zákroků), pletysmogram, signály koncentrace krevních plynů a signál AVG.

Speciálním signálem, reprezentujícím mechanické vibrace vysokých frekvencí, je *fonokardiogram*, což je záznam zvuků generovaných srdečními činnostmi - ozev, příp. šelestů způsobených pohybem částí srdce (nejmä srdečních chlopní a vířivého toku krve).

Podstatně častější uplatnění, ze signálů popisujících činnost srdce, si udržují signály elektrické, které vznikají jako důsledek spontánní elektrické stimulace srdečních buněk, která má za následek jejich mechanický stah a tedy je příčinou mechanické činnosti srdce. Takovým aktivním elektrickým signálem je signál elektrokardiografický (EKG) a jeho specifická varianta (z hlediska snímání i zpracování) - fetální elektrokardiografický signál (FEKG).

Protože měřené napětí elektrokardiografického signálu vzniká jako důsledek elektromagnetického pole kolem srdečního svalu, je logické, že lze využít i magnetické složky pole. Tu reprezentuje tzv. *magnetokardiogram*.

Pasivním elektrickým signálem je signál *bioimpedance* hrudníku. Elektrická impedance (komplexní elektrický odpor) jakékoliv hmoty je závislá na jejím složení. V případě hrudníku je závislá na množství vzduchu v plicích ovlivňovaného dýcháním, množství krve v srdci a velkých cévách, které je určeno funkcí kardiovaskulárního systému, nepochybně závisí i na elektrických procesech, které probíhají na srdci. Protože impedance je, jak už bylo řečeno, pasivním parametrem prostředí, lze ji měřit pouze pomocí velikosti napětí mezi dvěma místy nad vyšetřovanou tkání, kterou protéká elektrický proud definované velikosti.

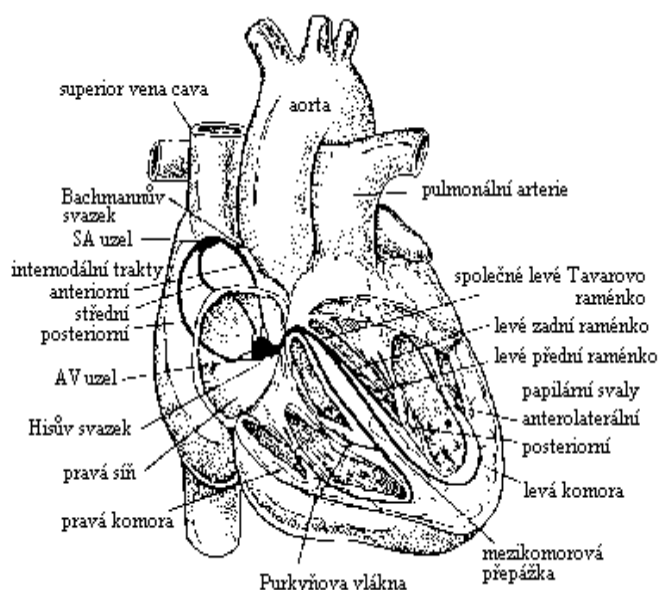
## 1.2. ELEKTROKARDIOGRAM

### 1.2.1. DEFINICE




Elektrokardiogram (EKG) je grafická reprezentace časové závislosti rozdílu elektrických potenciálů snímaných zpravidla na povrchu těla (končetinách a hrudníku), které vznikají jako důsledek šíření elektrického vzruchu svalovou utkání srdečních síní a komor.

### 1.2.2. GENEZE

Srdce je soubor specializovaných buněk, z nichž u některých se střídá depolarizace a depolarizace (vytvářejí elektrické vzruchy) buď samovolně (tzv. pacemakerových) či na základě



Obr.2-1 Převodní systém srdce

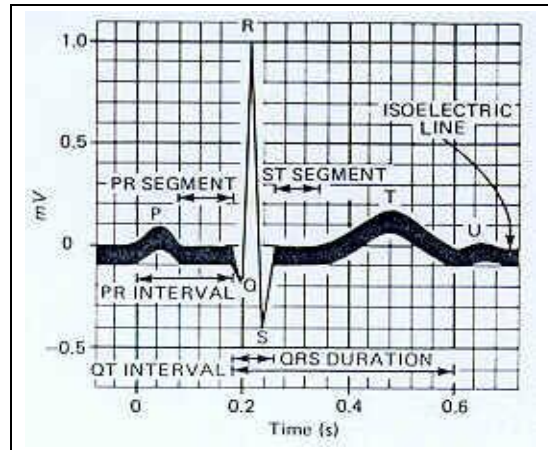
normální průběh dráždění	čas (ms)	EKG	rychlost vedení ( $m \cdot s^{-1}$ )	vlastní frekvence ( $min^{-1}$ )
<b>sinusový uzel</b> tvorba podnětů vstup impulsu do vzdálených částí síní	0 50 85	vlna P	0,05	 60–100
<b>AV-uzel</b> další vedení impulsu	50 125	úsek P-Q (zdržení dalšího vedení)	0,8–1,0 v síni	 40–55
<b>aktivován Hisův svazek</b>	130		0,05	
<b>aktivovány konce ramének</b>	145		1,0–1,5	 25–40
<b>aktivována Purkyňova vlákna</b>	150		3,0–3,5	
<b>vnitřní strana myokardu</b> plně aktivována	175 190	komplex QRS	1,0 v myokardu	žádná
<b>zevní strana myokardu</b> plně aktivována	205 225			

Tab.2-1 Časový sled aktivace a rychlost vedení elektrického vzruchu v jednotlivých částech myokardu

buzení od sousedních buněk. Další srdeční buňky reagují na elektrické podráždění stahem (pracovní buňky myokardu).

Vzruch normálně vzniká v sinovém uzlu, umístěném v horní části pravé srdeční síně a přechází svalovinou síní tzv. internodálními trakty k atrioventrikulárnímu uzlu a dále Hisovým svazkem a Tawarovými raménky na Purkyňova vlákna, která předávají stimulační impuls na kontrakční buňky srdečních komor. Časové intervaly šíření elektrického vzruchu srdcem jsou uvedeny v tab.2-1.

Průchodem elektrického vzruchu srdcem vzniká kolem něj elektromagnetické pole, jehož elektrickou i magnetickou složku lze detekovat a měřit. Elektrickou složku představuje v každém bodě prostoru elektrický potenciál, který měříme vůči referenční hodnotě, měříme tedy rozdíl dvou elektrokardiografických potenciálů, jinými slovy elektrokardiografické napětí. Časový průběh měřeného napětí koresponduje vývoji elektrických procesů na srdci a má za normálních podmínek standardní průběh, ve kterém za sebou následují vlna P, komplex tří rychlých kmitů QRS a vlna T. V některých záznamech se po vlně T vyskytuje tzv. vlna U. Vlna P je obrazem depolarizace buněk srdečních síní, komplex QRS popisuje depolarizaci buněk srdečních komor a vlna T vyjadřuje repolarizaci komorových buněk. Síňová repolarizace je vyjádřena vlnkou, jejíž velikost je úměrná vlně P s poměrem daným velikostí komplexu QRS a vlny T. Tato vlnka je proto velice malá, navíc se vyskytuje v době komplexu QRS, v kterém zaniká.



Obr.2-2 Průběh signálu EKG v jednom srdečním cyklu

### 1.2.3. SVODOVÉ SYSTÉMY PRO MĚŘENÍ SIGNÁLU EKG

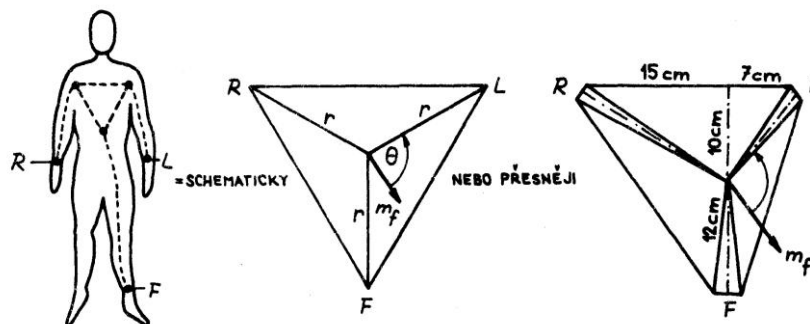
#### Standardní 12svodový systém

Standardní 12svodový systém byl vyvinut na základě teoretických prací Willema Einthovena ze začátku 20. století. Skládá se z:

- tři bipolárních končetinových svodů I, II, III;
- tři unipolárních Goldbergerových

srdce	$178 \text{ mS.m}^{-1}$
krev	$660 \text{ mS.m}^{-1}$
plicé	$47 \text{ mS.m}^{-1}$
podélná vodivost kosterních svalů	$360 \text{ mS.m}^{-1}$

Tab.2-2 Měrné vodivosti krve a tkáni v hrudníku



Obr.2-3 Bipolární končetinové svody

(zesílených) svodů aVR, aVL a aVF;

- šesti unipolárních hrudních svodů V1, V2, V3, V4, V5, V6.

Bipolární končetinové svody (obr.2-3), které reprezentuje rozdíl elektrických potenciálů vytvořených jako důsledek elektromagnetického pole šířícího se v okolí srdečního svalů a měřených na zápěstí obou rukou a v oblasti kotníku levé nohy (vůči referenčnímu potenciálu snímanému nad kotníkem pravé nohy). Tedy platí

$$\begin{aligned}U_I &= \Phi_L - \Phi_R \\U_{II} &= \Phi_F - \Phi_R \\U_{III} &= \Phi_F - \Phi_L\end{aligned}\tag{2.1}$$

Definice končetinových svodů je založena na potenciálech ve vrcholech tzv. Einthovenova trojúhelníka (obr.2-3). Posun elektrod na konce rukou a nohou byl vyvolán potřebou zajistit pro pacienta pohodlnější měření a umožněn řádově vyšší podélnou vodivostí kosterních svalů ve srovnání s tkáněmi v hrudníku (především plicemi) (tab.2-2). Tato řádová změna vodivosti znamená, že změna mezi potenciálem na vzdálenějším konci ruky oproti potenciálu na rameni není řádově významná ve srovnání s hodnotami těchto potenciálů.

Pro definici Goldbergerových (zesílených) svodů je užitečné nejdříve zavést tzv. Wilsonovu svorku a Wilsonovy svody. Wilsonova svorka je místo s imaginárním referenčním potenciálem  $\Phi_W$  daným průměrem všech tří potenciálů ve vrcholech Einthovenova trojúhelníka a který jako referenční považujeme za nulový, tj.

$$\Phi_W = (\Phi_R + \Phi_L + \Phi_F)/3 = 0\tag{2.2}$$

Wilsonovy svody pak byly definovány jako rozdíl potenciálů ve vrcholech Einthovenova trojúhelníka a potenciálu Wilsonovy svorky. Protože potenciál Wilsonovy svorky považujeme za nulový, pak pro napětí Wilsonových svodů  $U_{VR}$ ,  $U_{VL}$  a  $U_{VF}$  můžeme psát

$$\begin{aligned}U_{VR} &= \Phi_R \\U_{VL} &= \Phi_L \\U_{VF} &= \Phi_F\end{aligned}\tag{2.3}$$

Uvažme nyní napětí dané rozdílem potenciálu v libovolném vrcholu Einthovenova trojúhelníka vůči potenciálu daného průměrem potenciálů ve zbylých dvou vrcholech trojúhelníka, tj. formálně uprostřed protilehlé strany trojúhelníka. Tedy např.

$$\begin{aligned}U_{aVR} &= \Phi_R - (\Phi_L + \Phi_F)/2 = \\&= \Phi_R - \frac{3}{3} \cdot \frac{\Phi_L + \Phi_F + \Phi_R - \Phi_R}{2} = \Phi_R - \frac{3}{2} \Phi_W + \frac{\Phi_R}{2} = \\&= 1,5 \cdot \Phi_R - 1,5 \cdot \Phi_W = 1,5 \cdot U_{VR}\end{aligned}\tag{2.4}$$

Protože hodnota napětí Golbergerova svodu  $U_{aVR}$  je jedenapůlnásobkem Wilsonova svodu, dostávají Golbergerovysvody přívlástek zesílené. Tedy je

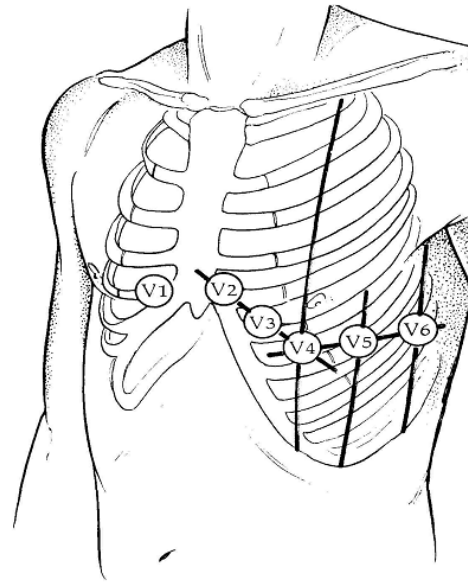
$$\begin{aligned}U_{aVR} &= \Phi_R - (\Phi_L + \Phi_F)/2 = 1,5 \cdot U_{VR} \\U_{aVL} &= \Phi_L - (\Phi_R + \Phi_F)/2 = 1,5 \cdot U_{VL} \\U_{aVF} &= \Phi_F - (\Phi_R + \Phi_L)/2 = 1,5 \cdot U_{VF}\end{aligned}\tag{2.5}$$

Pro hrudní unipolární svody platí, že

$$\begin{aligned} U_{V1} &= \Phi_{V1} - \Phi_W \\ U_{V2} &= \Phi_{V2} - \Phi_W \\ U_{V3} &= \Phi_{V3} - \Phi_W \\ &\dots \\ U_{V6} &= \Phi_{V6} - \Phi_W \end{aligned} \quad (2.6)$$

kde  $\Phi_{V1}$  až  $\Phi_{V6}$  jsou elektrické potenciály měřené pomocí elektrod umístěných:

- V1 - 4. mezižebří vpravo od sternu;
- V2 - 4. mezižebří vlevo od sternu;
- V3 - uprostřed mezi V2 a V4
- V4 - 5. mezižebří ve střední klavikulární linii;
- V5 - na stejné úrovni jako V4 na přední axilární linii;
- V6 - na stejné úrovni jako V4 na střední axilární linii.



Obr.2-4 Definice hrudních unipolárních svodů

Z uvedených definic končetinových a Goldbergerových svodových napětí plyne, že

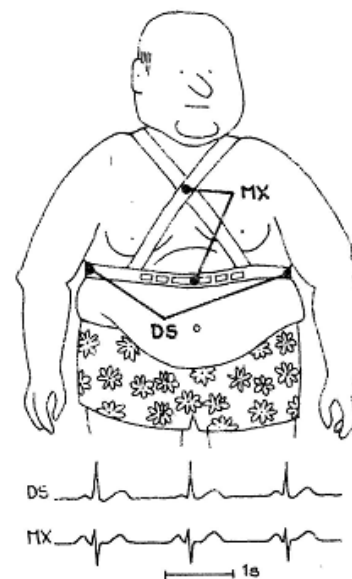
$$\begin{aligned} U_{III} &= \Phi_F - \Phi_L = \Phi_F - \Phi_L + \Phi_R - \Phi_R = \Phi_F - \Phi_R - (\Phi_L - \Phi_R) = U_{II} - U_I \\ U_{aVR} &= \Phi_R - (\Phi_L + \Phi_F)/2 = \Phi_R/2 + \Phi_R/2 - \Phi_L/2 - \Phi_F/2 = -U_I - U_{II} \\ U_{aVL} &= \Phi_L - (\Phi_R + \Phi_F)/2 = \Phi_L/2 + \Phi_L/2 - \Phi_R/2 - \Phi_F/2 = U_I - U_{III} = U_I - U_{II} + U_I = \\ &= 2U_I - U_{II} \\ U_{aVF} &= \Phi_F - (\Phi_R + \Phi_L)/2 = \Phi_F/2 + \Phi_F/2 - \Phi_R/2 - \Phi_L/2 = U_{II} + U_{III} = U_{II} + U_{II} - U_I = \\ &= 2U_{II} - U_I \end{aligned} \quad (2.7)$$

Z toho plyne, že pro vyjádření napětí svodů I, II, III a aVR, aVL a aVF stačí znalost napětí dvou bipolárních svodů a tedy pro celou množinu všech 12 standardních svodů pouze napětí dvou bipolárních končetinových svodů a šesti unipolárních hrudních svodů, tedy celkem osm lineárně nezávislých svodových napětí.

Pro zátěžové vyšetření, příp. pro vyšetření v pracovních podmínkách bylo třeba hledat náhradní umístění elektrod, které by zajistilo:

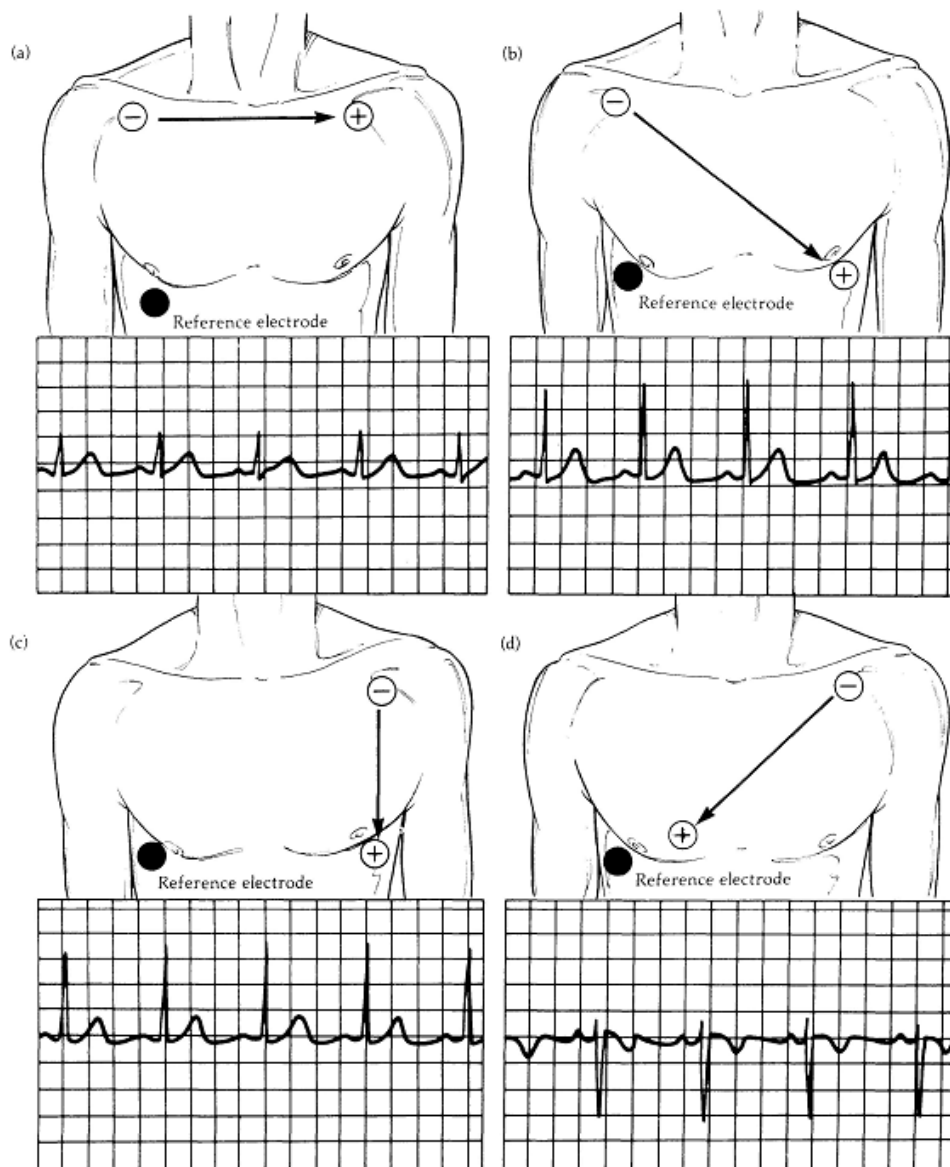
- co nejmenší vliv pohybu vyšetřovaného na kvalitu signálu – pohybové artefakty, myopotenciály;
- co nejmenší vliv přívodů na mobilitu vyšetřovaného.

Jednoduché řešení využívající Belletova svodu DS, resp. Geddesova svodu MX je zřejmé z obr.2-5. Svody nahrazující bipolární končetinové svody jsou zobrazeny na obr.2-6.



Obr.2-5 Náhradní umístění elektrod využívající Belletova svodu D-S a Geddesova svodu M-X



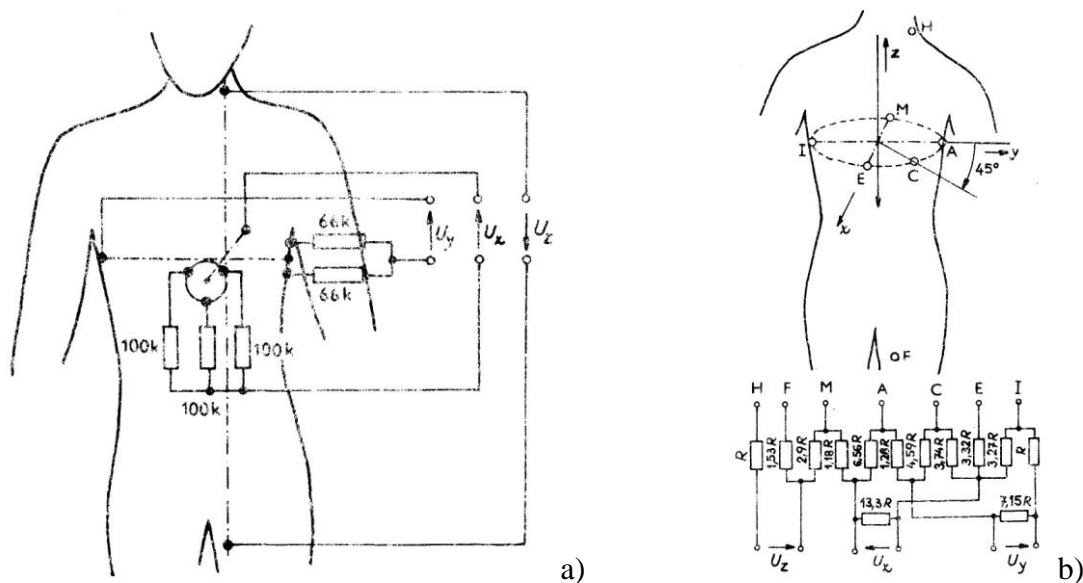


Obr.2-6 Umístění elektrod pro náhradní končetinové svody včetně standardních normálních průběhů signálu EKG sejmutého pomocí těchto elektrodových uspořádání - (a) pro svod I, (b) pro svod II, (c) pro svod III, (d) pro svod  $MCL_1$

### Ortogonalní svodové systémy

Pro znázornění elektrické aktivity srdce je důležité vytvoření celoprostorového vjemu. Standardní 12 svodový systém, díky tomu, že vznikl heuristicky a sekvenčně a rovněž díky skutečnosti, že optimalizace počtu svodů nebylo základním kritériem při jeho tvorbě, potřebuje pro vyjádření prostorových vlastností elektrické srdeční činnosti osm lineárně nezávislých svodů, což je počet významně přesahující nezbytné minimum - tři svody pro vyjádření aktivity v trojrozměrném prostoru.

Pouze tři signálové vyjádření prostorových vlastností činnosti myokardu je výhodné z hlediska požadavků na technické snímací zařízení (tři vstupní kanály místo osmi), přirozená redukce dat v poměru 8:3, pokud je o přenos dat nebo jejich úschovu, příležitost i pro jiné formy zobrazení signálů než jen časová závislost, atd. Tyto výhody nejen z pohledu technické realizace vedly k vývoji různých variant ortogonalních svodových systémů, které vyjadřují vlastnosti elektrického pole kolem srdce pomocí tří ortogonalních svodů.



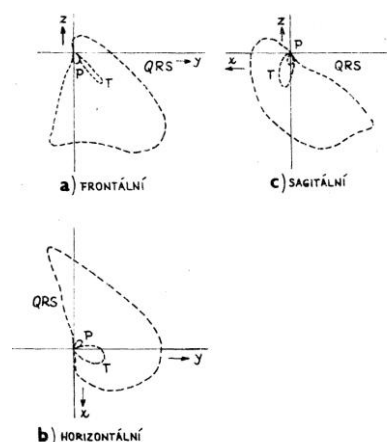
Obr.2-7 Zapojení ortogonálních svodových systémů - a) dle McFeea; b) dle Franka

Pokud bychom měřili napětí v bodech ležících na osách pravouhlého ortogonálního souřadnicového systému, jehož počátek leží v elektrickém středu srdce. Pak jsou napětí srovnatelná, pokud měřicí body leží ve stejné vzdálenosti od středu, mezi body je homogenní prostředí a střed by byl nepohyblivý. Bohužel, žádná z uvedených podmínek není při měření elektrických potenciálů srdce na povrchu hrudníku splněna. Přijatelných výsledků lze dosáhnout korekcí vzdálenosti elektrod a snížením citlivosti na polohu elektrod pomocí svodů s velkou účinnou plochou elektrod, jež je dosahováno především zvyšováním počtu elektrod tvořících jeden svod - tj. konstrukcí tzv. multielektrokových svodových systémů.

Nejjednodušším z těchto systémů je axiální systém McFee (obr.2-7a). Je to obdoba jednoduchého bipolárního systému s tím rozdílem, že ty elektrody, které jsou nejbližší srdci, jsou vícenásobné. Toto znásobení má za následek snížení citlivosti na změnu polohy zdroje elektrického pole srdce v hrudníku. To jednak zprůměrněním potenciálů snímaných jednotlivými dílčími elektrodami, do jisté míry i zvětšením vzdálenosti elektrod od srdce. V případě vícenásobné elektrody je výsledný potenciál v místě jejich spojení dán aritmetickým průměrem potenciálů dílčích elektrod.

Největšího uplatnění a popularity z ortogonálních svodových systémů našel svodový systém dle Franka. Umístění jeho elektrod a jejich zapojení je na obr.2-7b. Ze tří ortogonálních svodů je jen jeden tvořen běžným způsobem (snímáním rozdílu potenciálu krku a bránice). Každý z obou horizontálních signálů je tvořen napětími měřenými na elektrodách umístěných podél horizontálního obvodu hrudníku. Podíly potenciálů jednotlivých elektrod na celkovém napětí svodu byly určeny empiricky měřeními na elektrolytickém modelu hrudníku.

Zatímco u standardního svodového systému je zvykem zobrazovat dynamiku svodových napětí výhradně v čase, v případě ortogonálních svodů je dávana přednost zobrazení

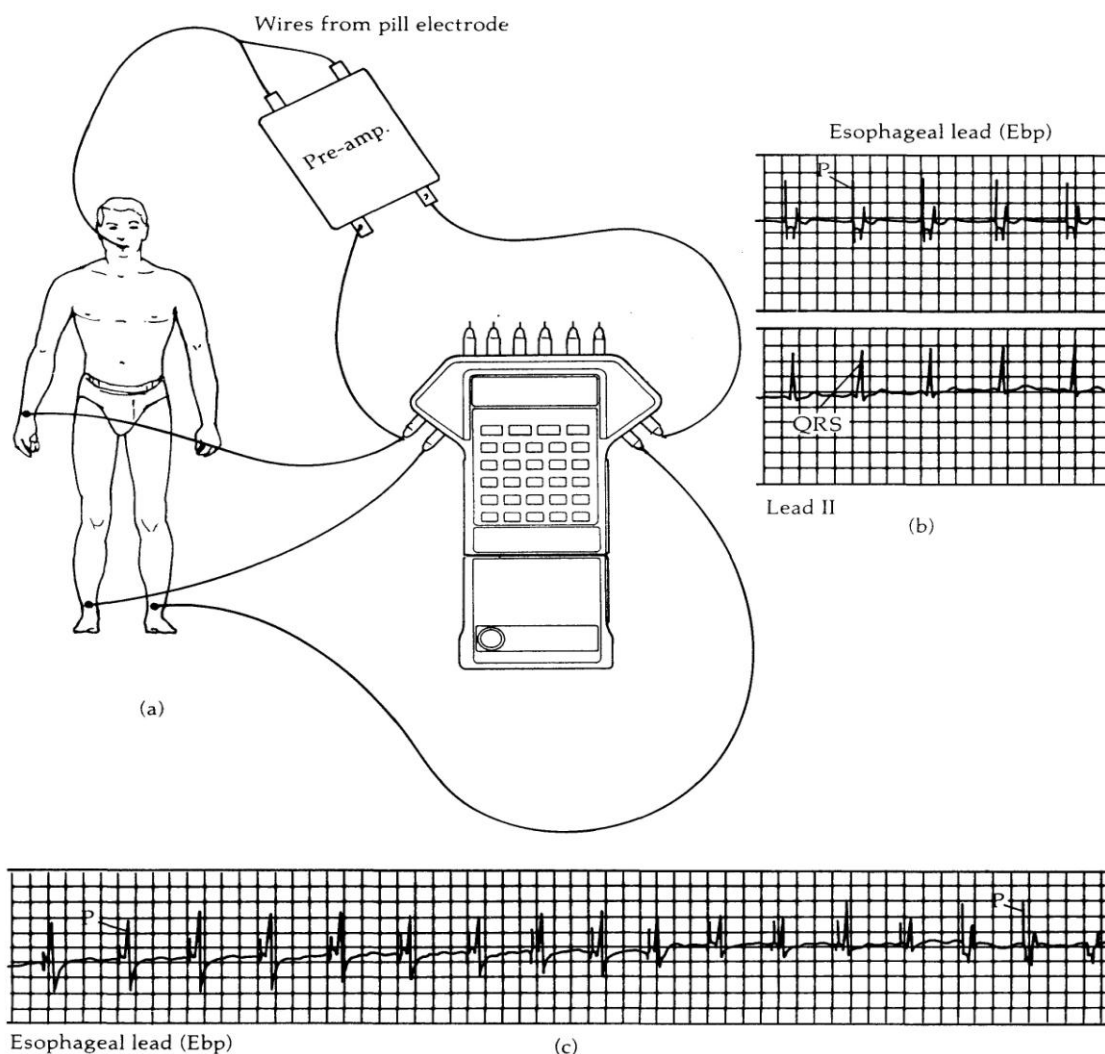


Obr.2-8 Ortogonální záznam zobrazený pomocí rovinných smyček

společných průmětů svodových napětí do jednotlivých tělesných rovin - frontální, horizontální a sagitální (obr.2-8). V této formě zobrazení se sice primárně ztrácí časová závislost, geometrická názornost však tento handicap potlačuje.

### Jícnová elektrokardiografie

Mírně invazivní způsob jak dostat elektrodu co nejblíže k srdci je umístit je do jícnu. Lze to realizovat různými typy katetrů s různým uspořádáním elektrod. Tabletová elektroda je jednou z takových možností. Po polknutí se udržována v příslušné poloze pomocí vodičů, které vedou sejmuté napětí do předzesilovačů. Tohoto zavěšení lze využít pro vyhledání optimální polohy elektrody pomocí sledování velikostí vln P a R v záznamu.



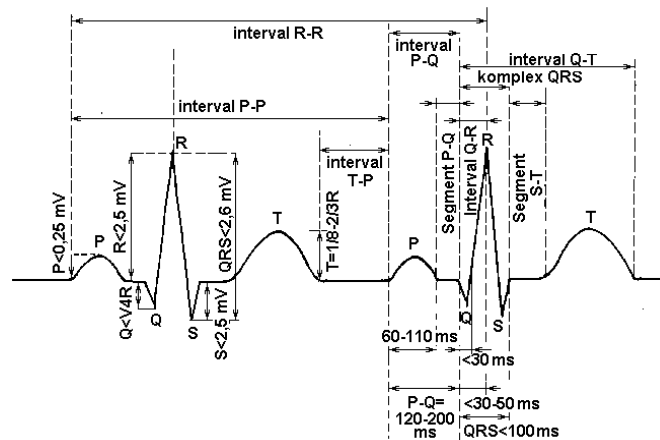
Obr.2-9 Jícnová elektrokardiografie - a) princip snímání; b) srovnání průběhu jícnového svodu s průběhem ekvivalentního bipolárního končetinového svodu II; c) záznam jícnového signálu EKG.

### Intrakardiální signály

Elektrody na konci katetrů lze rovněž zavést přímo do srdce některou z žil a získat tak signál s vysokým diagnostickým významem vyplývajícím z přesné lokalizace zdroje signálu. Záznam signálu snímaného přímo ze srdeční tkáně označujeme jako *elektrogram*. Toto označení zpravidla doprovází bližší specifikace daná umístěním elektrody, např. elektrogram sinového uzlu (SNE) či elektrogram Hisova svazku (HBE).

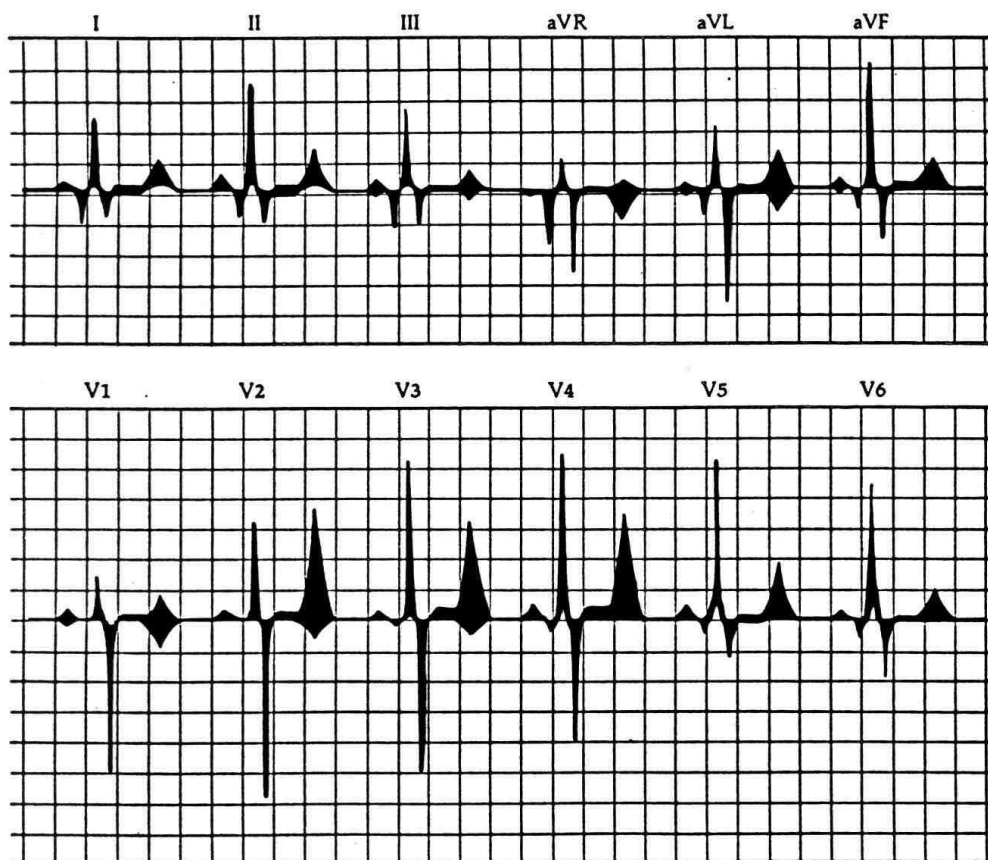
### 1.2.4. VLASTNOSTI SIGNÁLU EKG V ČASOVÉ OBLASTI

Jednotlivé srdeční cykly v signálu EKG se opakují, doba srdečních cyklů však není zcela stejná, podobně lze najít drobné odchylky i ve tvaru signálu v jednotlivých srdečních cyklech. Nelze proto hovořit o periodickém signálu. Abychom vyjádřily specifikum tohoto typu signálu (obecně všech signálů kardiovaskulárního systému), označujeme je jako repetiční signály. Délka trvání jednotlivých vln a kmitů i intervalů mezi nimi souvisí s dobou trvání procesů, které reprezentují. Velikost vln závisí jednak na místě, ze kterého je snímána, jednak na stavu myokardu. Velikost měřených napětí je převážnou dobu pod 1 mV, jen nejvyšší maxima tuto hodnotu obvykle překračují (v unipolárních hrudních svodech často i několikanásobně). Parametry normálního průběhu jsou zřejmé z obr.2-10. Navíc je relativně velká variabilita normálních průběhů.



Obr.2-10 Parametry signálu EKG a rozsah jejich normálních hodnot

Rozsah hodnot považovaných za normální v jednotlivých svodech standardního 12 svodového systému je uveden na obr. 2-11.

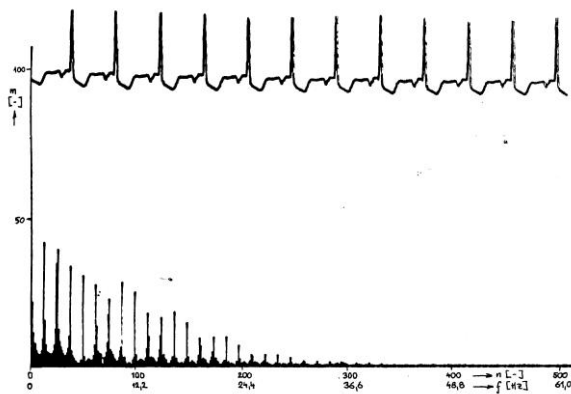
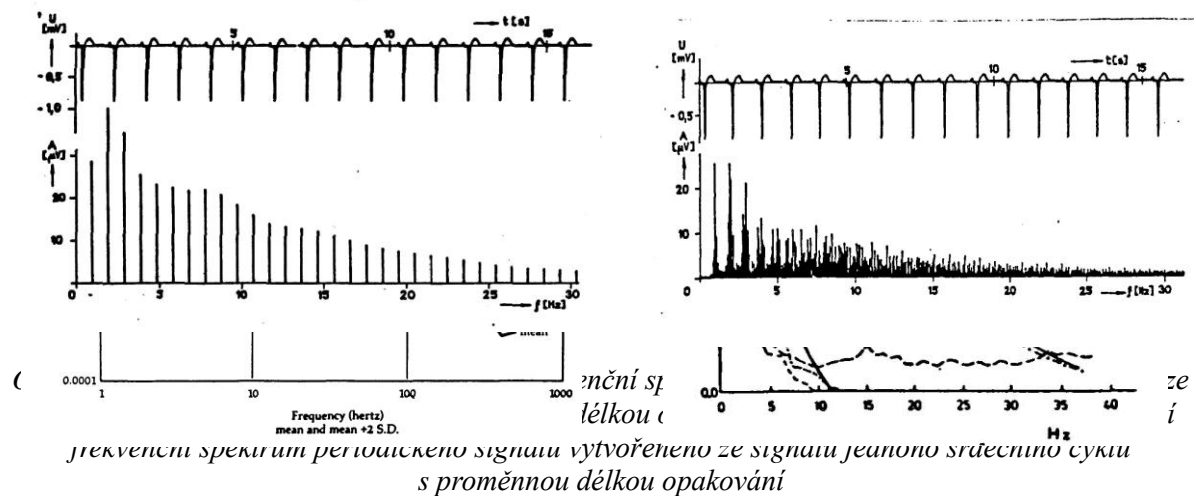


Obr.2-11 Tolerance normálních rozsahů signálu EKG ve svodech standardního 12 svodového systému

### 1.2.5. VLASTNOSTI SIGNÁLU EKG VE FREKVENČNÍ OBLASTI

Jak bylo uvedeno výše, signál EKG je signálem repetičním, jehož průběh se opakuje, nicméně doby, po kterých se signál opakuje, se trochu liší, podobně jako tvar signálu. Pokud by signál EKG byl přesně periodický, měl by frekvenční spektrum čarové, jak lze určit rozkladem pomocí Fourierovy řady (obr.2-12). Jakmile se ale periodičnost částečně poruší, jedno zda změnou průběhu nebo délkou repeticí, projeví se tato skutečnost ve spektru rozšířením spektrálních čar, jak je naznačeno v obr.2-12b. Protože stejnosměrná složka signálu EKG nenes relevantní informaci, znamená to, že nejnižší užitečná harmonická složka signálu má frekvenci srdeční činnosti (je-li srdeční frekvence 60 tepů/min, pak základní harmonická složka má frekvenci 1 Hz) a dále se ve spektru vyskytují vyšší harmonické složky až do frekvence přibližně 120 Hz v případě signálu EKG dospělých a až 150 Hz, v případě signálu EKG dětí. Míra rozšíření spektrálních čar závisí na míře porušení periodičnosti signálu. Obálka spektra reprezentuje spektrální funkce průběhu jednoho srdečního cyklu (obr.2-14).

Na celkovém průběhu se jednotlivé vlny podílejí příspěvkem zhruba patrným z obr.2-15. Je zřejmé, že vlny P a T obsahují přibližně stejné frekvenční složky - ne vyšší než cca 7 Hz, výkon vlny T je ale v normálním záznamu vyšší (situace bude nepochybně odlišná v případě jícnového signálu). Komplex QRS, který se vyznačuje v časovém průběhu rychleji se měnícími a vyššími kmity, obsahuje frekvenční složky s maximem energie v intervalu mezi 5 a 30 (35) Hz, nicméně jeho frekvenční spektrum definuje maximální frekvence v signálu EKG, tzn. že jeho frekvenční složky dosahují frekvencí až do výše uvedených 120 či 150 Hz. Maximum spektrální funkce komplexu QRS je nachází někde v intervalu mezi 10 a 15 Hz.



Obr.2-13 Časový průběh a odpovídající frekvenční spektrum reálného signálu EKG s fyziologicky proměnným rytmem

Obr.2-14 Spektrální amplitudová funkce jednoho cyklu signálu EKG s tolerancí rovnou dvojnásobku směrodatné odchylky.

Obr.2-15 Spektrální funkce relativního výkonu jednoho cyklu signálu EKG s vyznačením příspěvků jednotlivých vln

## 1.2.6. OBLASTI POUŽITÍ ANALÝZY SIGNÁLU EKG

Signál EKG představuje základní informaci o činnosti srdce. Přesto, že neposkytuje informaci o jeho mechanické aktivitě, nýbrž pouze aktivitě elektrické, byly za dobu využití signálu EKG pro diagnostické účely empiricky nalezeny korelace mezi elektrickými vlastnostmi srdce a jeho mechanickou funkcí. Tato skutečnost, stejně tak jako jednoduchost měření, přispěly k tomu, že se elektrokardiografie stala základní vyšetřovací metodou stavu myokardu.

### Krátkodobé klidové EKG

Základní vyšetřovací metoda je vyšetření *krátkodobého klidového signálu EKG*. Záznam všech standardních 12, příp. tří ortogonálních svodů o délce cca 10 sekund je snímán z ležícího pacienta v klidu. V pořízeném záznamu je analyzována morfologie signálu v jednom reprezentativním<sup>1</sup> srdečním cyklu ve všech svodech a dále analýza rytmu zpravidla používají používající jeden svod. Nejčastěji takový, který obecně nejlépe (nejvýrazněji) zobrazuje elektrickou aktivitu srdečních síní - to jsou buď svod II nebo V2.

### Zátěžová elektrokardiografie

Časná stádia ischemické choroby srdeční mohou mít v klidovém elektrokardiografickém záznamu velice nevýrazný obraz. Naopak při fyzické zátěži je potřeba kyslíku v myokardu výrazně větší a nedostatečné prokrvení se projeví morfologickými změnami v úseku signálu mezi koncem komplexu QRS a vlnou T - tzv. segmentu ST. Vyšetření začíná analýzou klidového záznamu, na základě které lékař posoudí, zda je pacient schopen zátěžový test podstoupit. V případě, že ano, pak pacient podstoupí vyšetření při zátěži podle standardizovaných protokolů. Zátěž je zpravidla vyvolána na veloergometru nebo běhacím chodníku (běhátku). Zátěž je v pravidelných časových intervalech zvyšována o konstantní úroveň a ve snímaném záznamu se sleduje vývoj morfologie segmentů ST a srdeční frekvence. Test je ukončen v případě úplného absolvování testu, v případě, že tepová frekvence překročí mezní hranici závisující na věku vyšetřovaného pacienta, v případě výrazných morfologických změn segmentu ST nebo výskytu některých typů fatálních extrasystol (např. výskyt komorové extrasystoly na sestupné hraně vlny T), které mohou způsobit selhání srdeční činnosti.

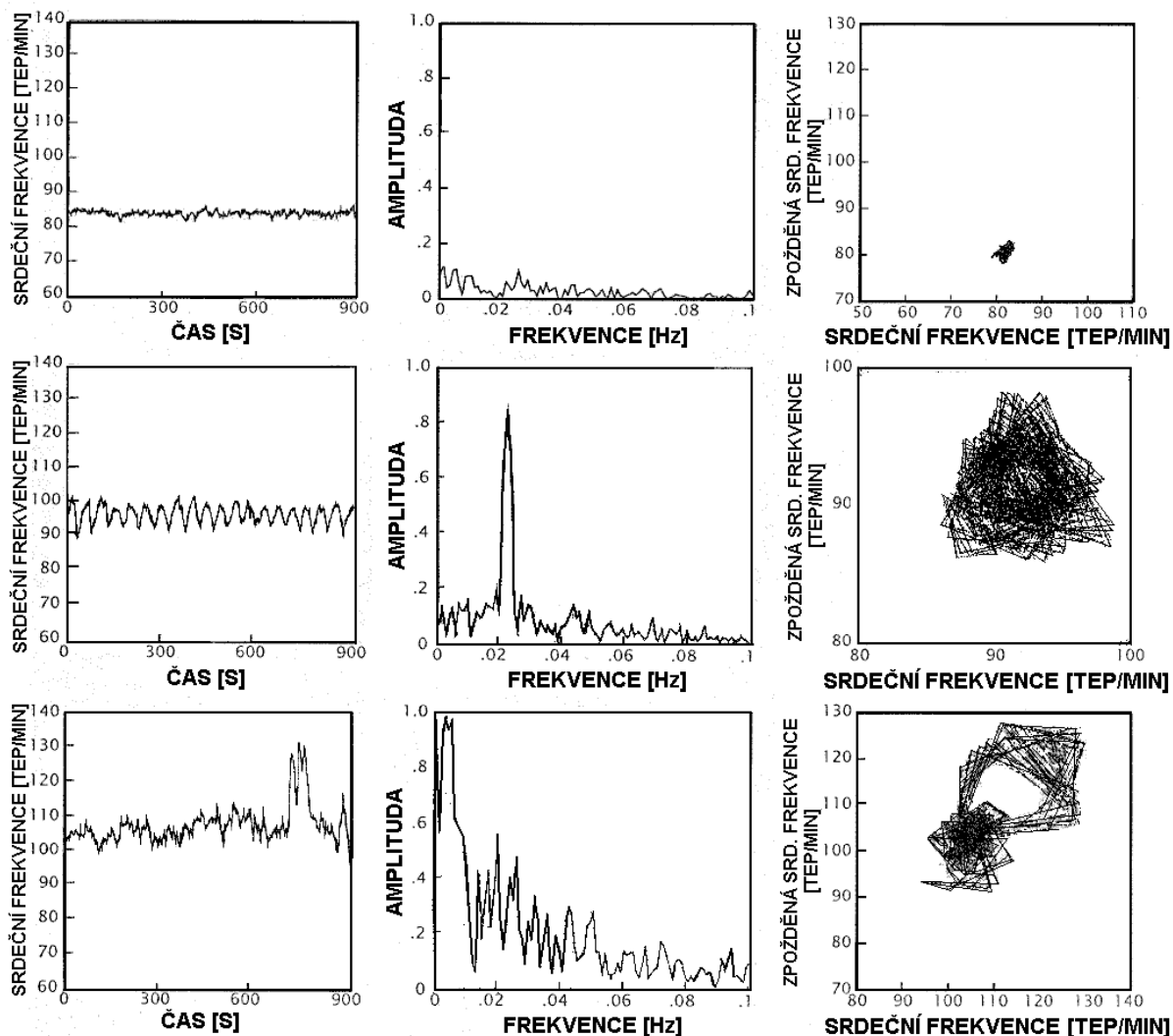
Speciálním typem zátěžového vyšetření je vyšetření při mentální zátěži - kdy vyšetřovaný pacient řeší nějakou mentální úlohu - např. ovládání automobilního či pilotního trenažéru. Tohoto typu vyšetření se používá zejména při zkoumání funkce systému řízení srdeční činnosti.

### Monitorování

Sledování elektrické činnosti srdce jako jedné ze základních životních funkcí člověka (a nejen člověka) se používá ve dvou režimech:

- u pacientů v kritickém stavu na jednotkách intenzivní péče (lůžkové monitory, bedside monitory);

<sup>1</sup> Reprezentativní cyklus je buď jeden vybraný cyklus v záznamu, nebo v některých diagnostických systémech zprůměrněný průběh všech normálních cyklů v záznamu.



Obr.2-17 Signál srdečního rytmu a jeho analýza. Levý sloupec obsahuje časovou posloupnost signálu srdečního rytmu, prostřední sloupec obsahuje spektrum signálu, v pravém sloupci je zanesena trajektorie signálu ve stavovém prostoru. **Horní řada** ukazuje téměř konstantní signál s velmi nízkou variabilitou, plochým spektrem bez periodických vrcholů a jedním rovnovážným bodem ve stavovém prostoru. Tento signál byl změřen pacientovi 16 hodin před srdeční zástavou. **Prostřední řada** ukazuje srdeční signál pacienta 8 dní před srdeční zástavou. Srdeční rytmus je periodický, což je vidět jedním vrcholem ve spektru signálu a trajektorií ve stavovém prostoru, která naznačuje chování v limitním cyklu.

**Dolní řada** ukazuje srdeční rytmus zdravého člověka.

- u pacientů s podezřením na poruchy srdečního rytmu, které není možné zachytit v krátkodobém záznamu signálu EKG (holterovský záznam).

*Lůžkové monitory* sledují v on-line režimu kvalitu záznamu a hlásí náhlé změny sledovaných parametrů (srdeční frekvence, výskyt extrasystoly, apod.) Záznam signálu se buď nepořizuje, nebo jen krátké sekvence v okolí nestandardních stavů pacienta.

*Holterovské monitory* jsou záznamové jednotky pro dlouhodobé (zpravidla 24 hodin aby bylo postihnuty veškeré aktivity vyšetřované osoby během dne) snímání a záznam jednoho až dvou svodů signálu EKG. Po ukončení záznamu je signál analyzován ve zrychleném režimu (analýza celého záznamu proběhne do 10 minut), přičemž cílem víceméně interaktivní analýzy je vyhledat v záznamu srdeční cykly s odlišným časováním, příp. morfologií a určit jejich významnost.

## Vysokofrekvenční EKG

Vysokofrekvenční elektrokardiogram je obrazem depolarizace buněk Hisova svazku (Hisovy potenciály) či tzv. pozdní komorové depolarizace (pozdní potenciály) v podobě drobných zákmitů o frekvenci až 400 Hz a úrovni řádově  $\mu\text{V}$  před (Hisovy potenciály) nebo za komplexem QRS, v segmentu ST nebo i na vlně T (pozdní potenciály). Zájem o analýzu tohoto typu byl vyvolán koncem 80. let minulého století podezřením, že jejich výskyt může vyvolat ektopické komorové arytmie. Vzhledem k jejich vysoké frekvenci (ve srovnání s frekvenčním obsahem ostatních částí signálu EKG) a malé úrovni je třeba klást zcela odlišné požadavky předzpracování a diskretizace signálu oproti běžnému zpracování signálu EKG. Výsledkem analýzy vysokofrekvenčních mikropotenciálů srdce, běžně založená na zprůměrnovacích metodách, je výrok o existenci či neexistenci těchto signálů v záznamu.

### Analýza srdečního rytmu

Fyziologický srdeční rytmus je závislý na rytmu vybuzení sinusového uzlu, jehož činnost je řízena oběma větvemi (sympatickou i parasympatickou) autonomního nervového systému. Tedy vypovídá o kvalitě tohoto řízení. Sekundárně je srdeční rytmus i známkou velikosti zátěže, kterou organismus podstupuje - čím je srdeční rytmus více proměnný, tím v lepším stavu se srdce nachází. Srdeční rytmus mladších osob je proměnnější než rytmus osob starších, srdeční rytmus v klidu je variabilnější než při zátěži, rytmus zdravého srdce vykazuje větší fyziologické nepravidelnosti než srdce nemocné. Na obr.2-17 je zobrazen vývoj časového průběhu, frekvenčního spektra i stavového diagramu srdečního rytmu v určitých fázích před srdeční zástavou.

### Fetální elektrokardiografie

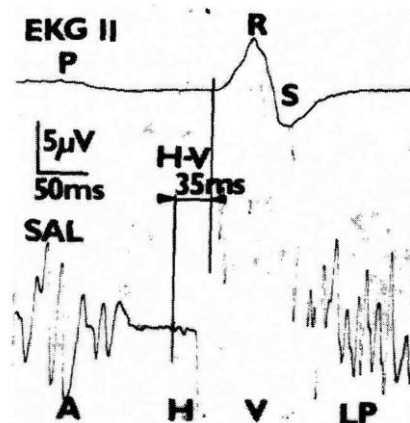
Elektrokardiogram jako signál poskytující základní informaci o vitální funkci organismu lze použít pro sledování kvality života plodu před narozením či během porodu. Vzhledem k tomu, že tento signál je zpravidla snímán z břicha matky a bývá proto překryt elektrokardiogramem matky. Vzhledem k této skutečnosti většinou nelze přesně extrahovat morfologii fetálního EKG a analýza FEKG zpravidla spočívá pouze na analýze rytmu srdeční činnosti plodu.

### 1.2.7. RUŠENÍ SIGNÁLU EKG

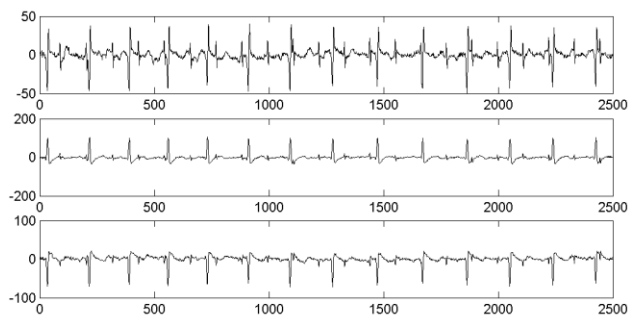
Parazitní signály, které negativně ovlivňují kvalitu záznamu signálu EKG lze dle frekvenčních vlastností rozdělit na *úzkopásmové* a *širokopásmové*.

Za úzkopásmové rušivé signály považujeme:

- pomalé kolísání (drift) základní izoelektrické linie;



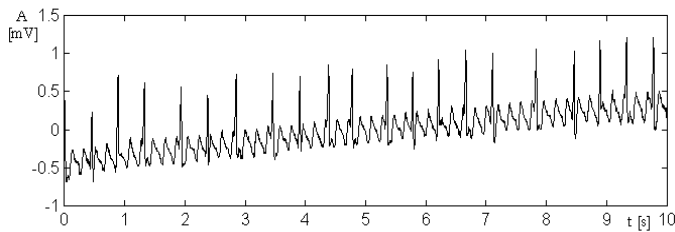
Obr.2-18 Příkladpřezpracovaného záznamu s pozdními potenciály (křivka dole) - A - aktivita srdečních síní, H - aktivita Hisova svazku, V - interval komorové aktivity, LP - pozdní potenciály



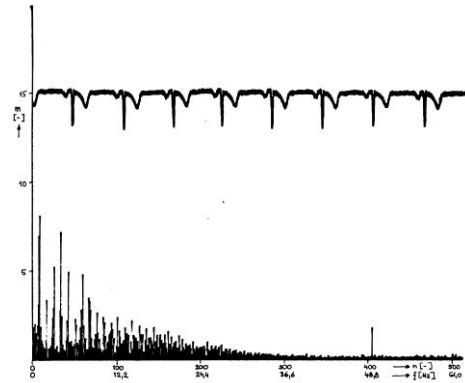
Obr.2-19 Záznam fetálního elektrokardiogram



- síťové rušení (podle zeměpisné polohy o frekvenci 50 Hz - Evropa, 60 Hz Amerika, Japonsko, ...).



Obr.2-19 Pomalý nárůst izoelektrické linie

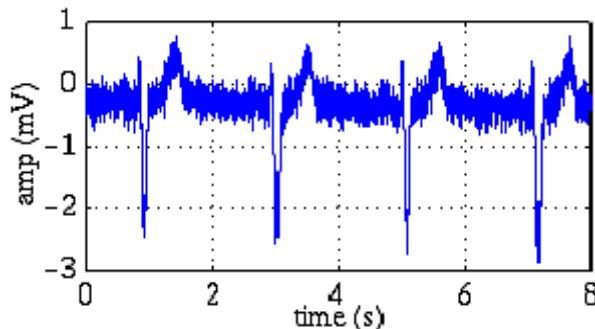


Obr.2-20 Signál EKG rušený signálem o síťové kmitočtu - a) v časové oblasti; b) frekvenční spektrum

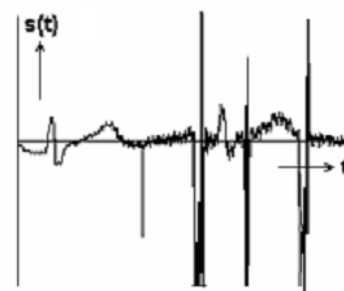
Drift izoelektrické linie může být způsoben vlivem pomalých elektrochemických dějů na rozhraní elektroda-pokožka, případně vlivem dýchání pacienta. Zatímco první typ rušení má charakter náhodných fluktuací či trvalého nárůstu (obr.2-19), má rušivý signál způsobený dýcháním repetiční charakter. Oba typy tohoto rušení nepřekračují frekvenci 0,8 Hz. Kolísání izoelektrické linie způsobené pomalými pohyby pacienta mají kmitočty do 1,5 Hz. Mohou mít charakter náhodných signálů nebo např. při pravidelných pohybech při zátěžovém testu na veloergometru i velice pravidelný repetiční průběh.

Široké frekvenční spektrum mají:

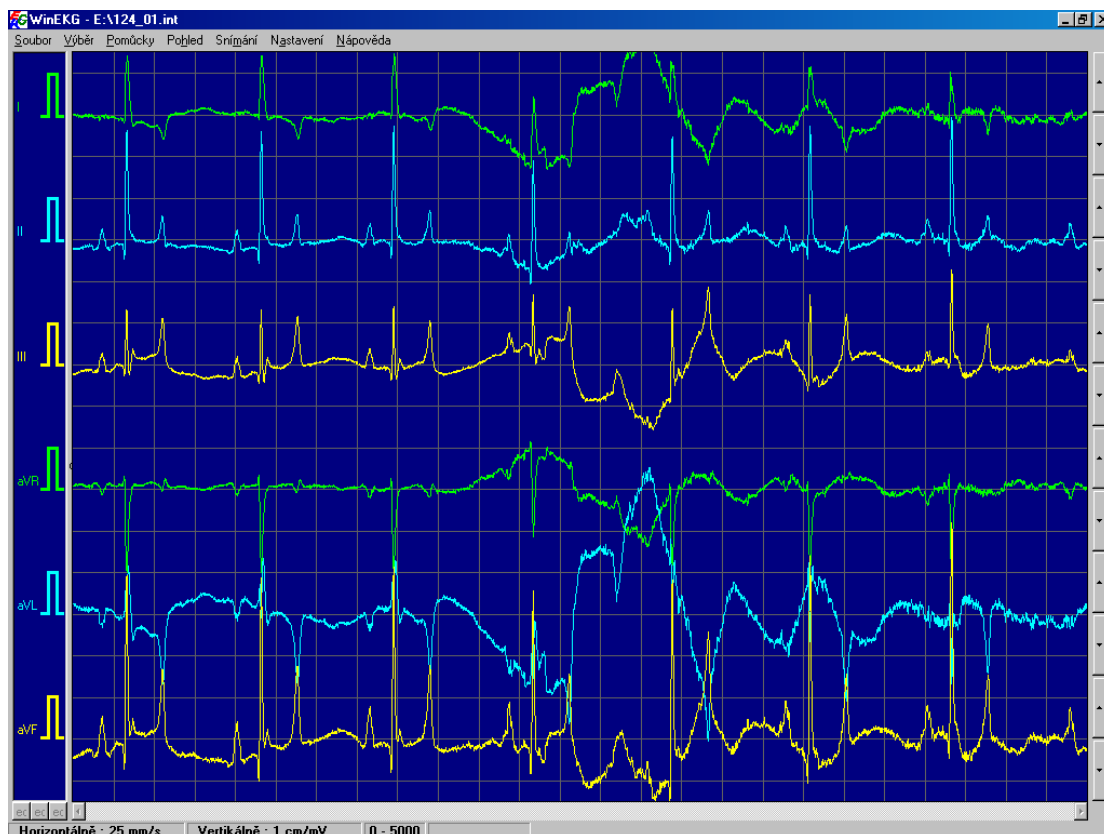
- myopotenciály;
- rychlé změny izoelektrické linie;
- impulsní rušení.



Obr.2-21 Rušení signálu EKG myopotenciály



Obr.2-22 Impulsní rušení signálu EKG



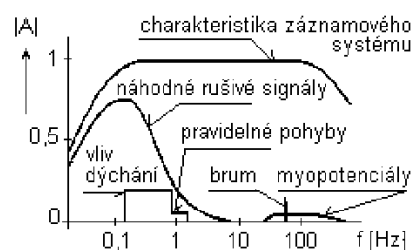
Obr.2-23 Rušení signálu EKG rychlými změnami izoelektrické linie ve veterinární elektrokardiografii

*Myopotenciály* jsou signály generované aktivitou kosterních svalů při spontánních pohybech při vyšetření nebo častěji při cíleně vyvolané svalové činnosti při zátěžových vyšetřeních. Signály mají víceméně náhodný charakter, frekvenčně se běžně nachází v pásmu od 35 Hz do 5 kHz, případně i výše. Podobně mohou zasahovat shora až k 20 Hz. To znamená, že se myopotenciály frekvenčně prolínají se signálem EKG a pro jejich odstranění je třeba hledat jiné formy zpracování než frekvenční filtrace.

*Rychlé změny izoelektrické linie* (obr.2-23) jsou vyvolány špatným kontaktem snímací elektrody s pokožkou při pohybech pacienta (časté při snímání EKG kojců a malých dětí nebo ve veterinární medicíně). Frekvenčně zasahuje zdola do spektra signálu EKG do 15 Hz, ojediněle i do kmitočtu 20 Hz.

*Impulsní rušení* se v běžné elektrokardiografické praxi příliš nevyskytuje. Je vyvoláno technickými artefakty v blízkosti silových elektrických rozvodů či zařízení (spínání elektrických motorů) nebo indukovaním komunikačních signálů. Rušení tohoto typu většinou nejde úspěšně účinně odstranit, při detekci takového typu rušení nelze než prohlásit kvalitu signálu za nedostatečnou pro další analýzu.

Frekvenční vlastnosti rušení ve vztahu k vlastnostem záznamového systému a tedy v určité míře i k vlastnostem snímaného signálu je patrný z obr.2-24.



Obr.2-24 Frekvenční vlastnosti rušení signálu EKG

### 1.1.1. POŽADAVKY NA SYSTÉMY ZPRACOVÁNÍ SIGNÁLU EKG (kap.2.2.8)

Při nahrávání signálu je třeba zabezpečit podmínky snímání tak, aby byl nahrávaný signál byl pokud možno prostý jakéhokoliv parazitních složek, které by snižovaly kvalitu záznamu.

**!!! ZÁSADA !!!**

**FILTRACE AŽ KDYŽ NENÍ MOŽNÉ ŠUM ODSTRANIT NASTAVENÍM PODMÍNEK VYŠETŘENÍ**

**!!! ZÁSADA !!!**

Vyskytuje-li se přes veškerou snahu v záznamu signálu EKG rušení jakéhokoliv druhu, je nezbytné je v záznamu potlačit - jak pro potřeby zobrazení, tak pro následnou analýzu. Algoritmus potlačení rušení musí být co nejúčinnější, pokud jde o odstranění šumu, ale musí pracovat selektivně vůči užitečnému signálu, který musí zachovat nezměněn.

**!!! ZÁSADA !!!**

**ODSTRANIT CO NEJVÍCE RUŠENÍ, UŽITEČNÝ SIGNÁL ALE MUSÍ ZŮSTAT NEOVLIVNĚNÝ**

**!!! ZÁSADA !!!**

Prakticky není myslitelné, aby signál EKG zůstal po filtraci a zpracování beze změny, proto bylo nezbytné stanovit kritéria, na základě kterých by bylo možné rozhodnout, zda zpracování signál EKG ovlivnilo významně či jen nepodstatně<sup>1</sup>.

Kritéria věrnosti zpracování signálu EKG definují míru maximálních změn v signálu za různých podmínek - pro vizuální analýzu, pro morfologickou analýzu počítačem, pro číselný přenos a uchování dat a pro vzorkování signálu. V následujícím přehledu nejsou uvedena všechna publikovaná kritéria, pouze ta nejdůležitější.

#### **Rutinní vizuální analýza**

*F1: Odchylka zaznamenaného výstupu od přesně lineární reprezentace vstupního signálu nesmí překročit 25  $\mu$ V nebo 5%, je-li signál větší.*

Toto kritérium znamená, že si klademe podmínku na absolutní velikost přípustné odchylky od původního průběhu signálu EKG, pouze za předpokladu, že je signál menší než 0,5 mV, v tom případě nesmí být chyba větší než 25  $\mu$ V. V intervalu, kdy jsou hodnoty signálu větší než 0,5 mV, je maximální výchylka definována relativně jako 5% z hodnoty signálu.

#### **Morfologická počítačová analýza**

Pro počítačovou analýzu jsou požadavky přísnější.

V časové oblasti lze maximální povolenou odchylku definovat následujícími pravidly:

*F2: směrodatná odchylka v komplexu PQRST nesmí překročit 10  $\mu$ V;*

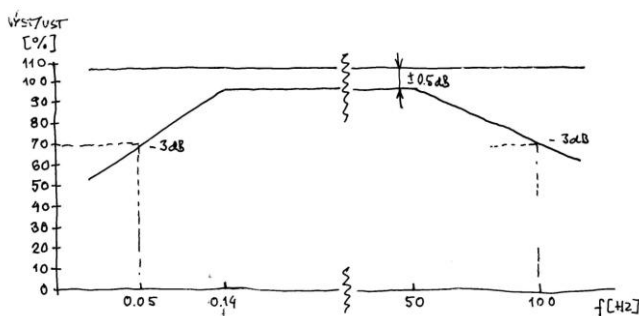
---

<sup>1</sup> Recommendation for Standardization and Specifications in Automated Electrocardiography: Bandwidth and Digital Processing. Circulation, roč.81, 1990, č.2, s.730-739.

- F3: chyba výchylek špička-špička nesmí překročit  $10 \mu V$  nebo 2%, je-li signál větší;
- F4: střední kvadratická odchylka dělená střední hodnotou čtverce amplitud nesmí překročit 1%;
- F5: výchylky komplexu QRS o velikosti  $\geq 20 \mu V$  a trvání  $\geq 6$  ms musí být detekovatelné;
- F6: maximální relativní chyba vrcholů kmitů nesmí překročit 10% pro jakékoliv výchylky komplexů QRS  $\geq 20 \mu V$  a  $\geq 12$  ms.

Ve frekvenční oblasti nebo pomocí přenosových vlastností lze přijatelnou činnost systému pro zpracování signálu EKG definovat následovně:

- S1: amplitudová charakteristika by měla být v rozsahu  $\pm 6\%$  (0,5 dB) v intervalu 1,0 - 30 Hz; 3 dB body by měly být na frekvenci menší než 0,67 Hz a větší než 150 Hz;
- S2: vstupní impuls 1 mV-s by neměl generovat snížení o více než 0,3 mV;
- S3: pro vstupní impuls 1 mV-s by sklon odezvy vně impulsu neměl nikde překročit 1mV/s.



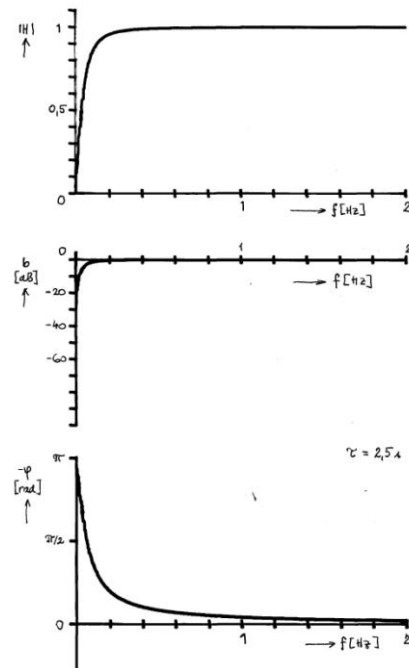
Obr.2-25 Dřívější verze požadavků na kmitočtovou charakteristiku systému pro zpracování signálu EKG

tomu naopak. čím je to umožněno.

Při popisu frekvenčních vlastností signálu EKG bylo konstatováno, že repetiční charakter signálu je příčinou pásmového spektra, přičemž nejnižší frekvenční pásmo je relativně úzké a jeho střed je na frekvenci srdce, což při 60 tepech za minutu odpovídá frekvenci 1 Hz. Předpokládáme-li nejnižší fyziologickou frekvenci srdce na frekvenci kolem 40 tepů/min, pak to odpovídá frekvenci 0,67 Hz, což je právě frekvence uvedená v pravidle S1. Tuto mezní frekvenci lze použít za předpokladu, že nezavádí zkreslení v důsledku nepříznivého průběhu fázové charakteristiky, tj. jakéhokoliv jiného než lineárního. Dříve se na vstupu elektrokardiografů používal pasivní RC článek 1. řádu, který měl fázovou charakteristiku přibližně lineární, když mezní frekvence byla řádově  $10^{-2}$  Hz (obr.2-26). To tedy znamená, že v obou případech se kladou požadavky na tvar amplitudové charakteristiky, aniž se blíže specifikují požadavky na charakteristiku fázovou. V současných požadavcích se předpokládá sys-

Kritérium S1, které platilo před definicí zde uváděných pravidel by bylo možné reprezentovat frekvenční charakteristikou uvedenou na obr.2-25.

Ze srovnání požadavků vyplývajících z kritéria S1 s tvarem charakteristiky na obr.2-25 vyplývá, že jak dolní mezní frekvence, tak i horní byly posunuty k vyšším hodnotám. Zatímco posun horních mezních frekvencí rozšířil přenášené pásmo a tak přispěl ke zkvalitnění zpracování, u dolních mezí je



Obr.2-26 Frekvenční charakteristiky pasivního RC článku používaného dříve na vstupu elektrokardiografů

tém s fázovou charakteristikou lineární.

Podobně i kritéria S2 a S3 splňují oba typy systémů, systém s mezní frekvencí 0,67 Hz a lineární fázovou charakteristikou, stejně jako analogový filtr 1. řádu s  $f_{mez} = 0,05$  Hz.

### Číslicový přenos a úschova dat

Pro redukci dat s následnou rekonstrukcí, která se používá jak v případě přenosu dat, tak pro efektivní úschovu dat. Aby analýza signálu proběhla s úplně stejnými výsledky jako před redukcí, pak by měl být rekonstruovaný signál bezeztrátový, protože sebemenší odchylka může teoreticky způsobit odlišnou funkci analytických algoritmů a tak i odlišné výsledky analýzy.

*F7: odpovídající si vzorky vstupních a rekonstruovaných dat by se měly lišit o méně než 10  $\mu$ V.*

### Vzorkování - morfologická počítačová analýza

Vzorkovací frekvence každého signálu závisí na jeho frekvenčním obsahu. Signál EKG dospělých osob obsahuje frekvenční složky s frekvencí až do 125 Hz, u dětí se vyskytují vyšší frekvence, dosahují až do 150 Hz. Teoreticky podle vzorkovacího teorému musí být vzorkovací frekvence nejméně dvojnásobná než je kmitočet harmonické složky s nejvyšší frekvencí, která je součástí vzorkovaného signálu. To znamená, že teoretický limit je na kmitočtech 250 - 300 Hz. Prakticky by měla být, zejména mají-li harmonické složky s vyšší frekvencí relativně velkou energii, vzorkovací frekvenci čtyř až pětinašobek frekvence nejvyšší harmonické složky - z toho odpovídající frekvence jsou 600 - 750 Hz. Obecně se za minimální vzorkovací frekvenci považuje hodnota 500 Hz (s rovnoměrným vzorkováním).

Kvantovací krok vyplývá z možných zaokrouhlovacích chyb, které se kvantováním signálu do jeho číslicové reprezentace zavádí. Pro pouhé zobrazení a vizuální by mělo být dodrženo kritérium F1. Podobně pro následnou počítačovou analýzu by měl být použit kvantovací krok, který by zajistil buď kritérium F2 nebo kritérium F4 spolu s pravidlem F3 nebo F5 nebo F6. Opět, v praktických systémech se používá maximální kvantizační krok o velikosti až 10  $\mu$ V.

## 1.1.2. FILTRACE SÍŤOVÉHO BRUMU

Kritéria věrnosti uvedená v předcházející kapitole filtraci síťového brumu vůbec nepřipouštějí. Přesto je tento typ signálového šumu v záznamech signálu EKG velice častý, i když právě toto rušení lze relativně snadno omezit úpravou podmínek snímání - uzemnění elektrokardiografu, vhodným umístěním snímacích vodičů, v kritických případech i odstíněním vyšetřovací místnosti. Realita je však taková, že se to nedaří beze zbytku. Větší nesnáze způsobuje brum u dlouhodobých záznamů, kde se navíc setkáváme s požadavkem práce v reálném čase. Výrobci elektrokardiografů sice v technické dokumentaci uvádějí, že přístroj filtraci síťového kmitočtu dokáže, blíže se však technologie filtrace nepopisuje.

Prakticky pro filtraci síťového brumu mohou být použity tři principiálně odlišné postupy:

- frekvenční lineární filtry s co nejužším zadržovaným pásmem, aby bylo co nejvíce dodrženo pravidlo o nepoškození signálu EKG;
- adaptivní filtrace vycházející buď ze znalosti vlastností rušení nebo signálu EKG;

- různé nelineární heuristické algoritmy vycházející z některých, v praxi ne vždy reálných předpokladů o vlastnostech rušení i užitečného signálu jako např. předpoklad o harmonickém průběhu rušení, předpoklad o nepřítomnosti myopotenciálů.

Dále podrobněji rozvedme především první dva přístupy.

### Lineární filtrace síťového brumu

Lineární filtry, které ze směsi signálu EKG se šumem odstraňuje určité pásmo kolem frekvence 50 Hz zasahuje i do spektrálního obsahu signálu EKG a může nepříznivě ovlivnit jeho tvar. Aby byl tento nepříznivý vliv na užitečný signál minimalizován, je třeba, aby zadržované pásmo bylo co nejužší. Na druhé straně, algoritmus filtrace musí být odolný i vůči možnému kolísání síťové frekvence (dříve kmitočet tuzemské energetické sítě klesal až na 49 Hz). Dále, vlivem nelineárního prostředí se původně harmonický signál sítě indukce do signálu EKG včetně vyšších harmonických. První problém lze elegantně vyřešit synchronizací vzorkovacího kmitočtu s kmitočtem síťovým, měření časových intervalů je pak zatíženo chybou odpovídající míře kolísání kmitočtu - při změně síťového kmitočtu o 1 Hz to představuje chybu 2 %. Tato nepřesnost ale není pro následnou analýzu příliš podstatná.

Principiálně jsou pro návrh číslicových filtrů pro odstranění síťového brumu ze signálu EKG dvě možnosti - *filtry s nekonečnou impulsní odezvou (charakteristikou)* a *filtry s konečnou impulsní odezvou (charakteristikou)*.

Limitujícím faktorem pro oba typy filtrů je požadavek na co nejužší zadržované pásmo. U filtrů s nekonečnou impulsní charakteristikou to vede na vysokou přesnost vyjádření koeficientů přenosové funkce i mezivýsledků výpočtů (až na 10 desetinných míst). Z toho plyne, že se obtížně splňují požadavků na práci v reálném čase. Zlepšení lze dosáhnout optimalizací délky koeficientů vzhledem k požadovanému průběhu frekvenční charakteristiky filtru, výběrem realizačních schémat málo citlivých na zaokrouhlovací chyby, příp. analýzou vlivu zaokrouhlování na kvalitu výsledků. Obecně ale lze konstatovat odklon od použití filtrů tohoto typu a preferenci filtrů s konečnou impulsní odezvou (KIO).

U filtrů s KIO vede požadavek na úzké zadržované frekvenční pásmo k algoritmům s velkým počtem vzorků impulsní odezvy - řádově stovky při  $f_{vz} = 500$  Hz. Standardní výpočetní schémata jsou proto výpočetně značně náročné. To vede ke hledání speciálních výpočetních struktur filtrů, resp. výpočetních algoritmů. Jednou z možností jsou tzv. Lynnovy filtry.

### Lynnovy filtry

Lynnovy filtry jsou lineární systémy s přenosovou funkcí s rovnoměrně rozloženými nulami na jednotkové kružnici v rovině  $z$ , z nichž některé jsou eliminovány opět rovnoměrně rozloženými póly. Polohy pólů korespondují se středy propustných pásem.

S touto definiční vlastností lze vytvořit tři typy pásmových propustí:

1. typ:

$$H_1(z) = \frac{1 - z^{-Kp}}{1 - z^{-p}} = 1 + z^{-p} + z^{-2p} + \dots + z^{-(K-1)p} \quad (2.8)$$

kde  $K$  je celé číslo a středy propustných pásem na frekvencích  $f_{vz} \cdot i/2p$ , pro  $i = 0, 1, 2, \dots$ .

Filtry tohoto typu mohou být pro  $K = 2^i$  realizovány kaskádně podle vztahu

$$H_1(z) = \left(1 + z^{-\frac{K}{2}p}\right) \left(1 + z^{-\frac{K}{4}p}\right) \dots \left(1 + z^{-p}\right). \quad (2.9)$$

2. typ:

$$H_2(z) = \frac{1 - z^{-Kp}}{1 + z^{-p}} = 1 - z^{-p} + z^{-2p} - \dots - z^{-(K-1)p}, \quad (2.10)$$

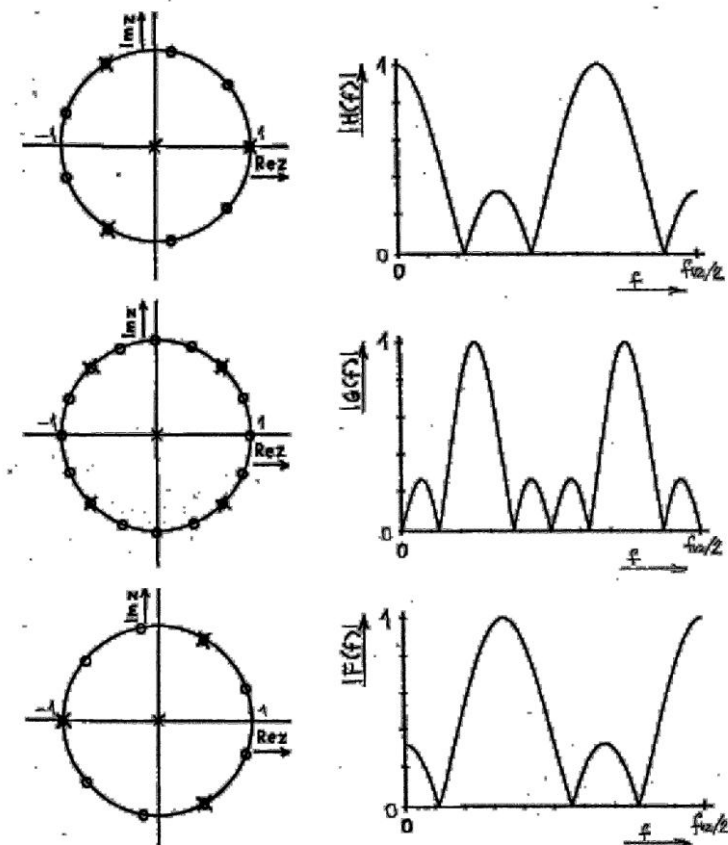
kde  $K$  je sudé číslo a středy propustných pásem jsou na frekvencích  $f_{vz.i/2p}$ , pro  $i = 1, 3, 5, \dots$ . Možná kaskádní realizace využívá přepisu přenosové funkce do tvaru

$$H_2(z) = \left(1 + z^{-\frac{Kp}{2^p}}\right) \left(1 + z^{-\frac{Kp}{4^p}}\right) \dots (1 + z^{-2p})(1 - z^{-p}). \quad (2.11)$$

3. typ:

$$H_3(z) = \frac{1 + z^{-Kp}}{1 + z^{-p}} = 1 - z^{-p} + z^{-2p} - \dots + z^{-(K-1)p}, \quad (2.12)$$

má středy propustných pásem na frekvencích  $f_{vz.i/2p}$ , pro  $i = 1, 3, 5, \dots$  a nemá kaskádní realizaci.



Obr.2-27 Příklady Linnarssonových filtrů všech tří typů - horní diagramy představují přenosovou funkci

$$H_1(z) = \frac{z^9 - 1}{3z^6(z^3 - 1)} = \frac{1 - z^{-9}}{3(1 - z^{-3})} = \frac{1}{3}(1 + z^{-3} + z^{-6});$$

jednotková kružnice a frekvenční charakteristika uprostřed přenosovou funkci 2. typu

$$H_2(z) = \frac{z^{16} - 1}{4z^{12}(z^4 + 1)} = \frac{1 - z^{-16}}{4(1 - z^{-4})} = \frac{1}{4}(1 - z^{-4} + z^{-8} - z^{-12});$$

přenosovou funkci filtru 3. typu  $H_3(z) = \frac{z^9 + 1}{3z^6(z^3 + 1)} = \frac{1 + z^{-9}}{3(1 - z^{-3})} = \frac{1}{3}(1 - z^{-3} + z^{-6})$

Zatímco konstanta  $p$  je předem dána poměrem vzorkovacího kmitočtu k frekvenci potlačovaného harmonického signálu, konstanta  $K$ , která určuje šířku propustného pásma, je volitelná

Z principů všech tří typů vyplývá, že filtry 1. typu jsou použitelné pro vzorkovací kmitočty které jsou libovolnými celočíselnými násobky 50 Hz, filtry 2. a 3. typu jsou sice reálnější o něco jednodušší, výpočetní požadavky tím pádem menší a výpočetní čas kratší, jejich použití je ale omezeno na vzorkovací frekvence, které jsou sudým násobkem sítového kmitočtu. Ovšem v případě vzorkování signálu EKG frekvencí 500 Hz jsou tyto rozdíly nedůležité.

Všechny uvedené typy Linnových filtrů mohou mít:

- lineární fázovou charakteristiku;
- konstantní skupinové zpoždění  $\tau_{pp} = (K-1).p/2$ ;
- přenos na středních frekvencích propustných pásem je  $K$ ;
- maximální přenos v zadržovaných pásmech je nejméně  $0,21.K$ , což je rovno poklesu zisku o  $-13,5$  dB.

Pásmová zádrž z pásmové propusti libovolného z uvedených typů se vytvoří odečtením výstupu pásmové propusti od příslušně zpožděného vstupního signálu, platí tedy

$$H_{pz}(z) = z^{-\tau} - H_{pp}(z), \quad (2.13)$$

v případě filtru 1. typu má přenosová funkce pásmové zádrže se středy zadržovaných pásem na frekvencích  $f_{vz.i}/p$ , pro  $i = 0, 1, 2, \dots$  tvar

$$H_{pz0}(z) = z^{-\tau} - H_{pp0}(z) = z^{-\tau} - \frac{1 - z^{-Kp}}{K.(1 - z^{-p})}, \quad (2.14)$$

za předpokladu, že  $\tau$  je celočíselným násobkem  $p$ . Jestliže je

$$\tau = \tau_{pp} = \frac{K-1}{2} \cdot p, \quad (2.15)$$

pak pro  $K$  liché je impulsní charakteristika filtru symetrická a fázová charakteristika lineární. Vztah samozřejmě neplatí pro sudé  $K$ , kdy  $\tau$  je necelé, což nelze prakticky realizovat. V tom případě je vhodné volit  $\tau$  jako nejbližší násobek  $p$  ke zpoždění  $\tau_{pp}$ , tj buď  $\tau = Kp/2$  nebo  $\tau = Kp/2 - 1$ , aby byla symetrie impulsové charakteristiky a tím i linearita fázové charakteristiky co nejméně porušena.

Pokud je vhodné, aby filtr eliminoval pouze sítové rušení a jeho harmonické složky a nikoliv stejnosměrnou složku, je nutné potlačit nejnižší propustné pásmo u výchozí pásmové propusti. To může zajistit Linnova dolní propust s přenosovou funkcí

$$H_1(z) = \frac{1 - z^{-Kp}}{Kp.(1 - z^{-1})}, \quad (2.16)$$

se skupinovým zpožděním

$$\tau_{dp} = \frac{Kp-1}{2}. \quad (2.16)$$

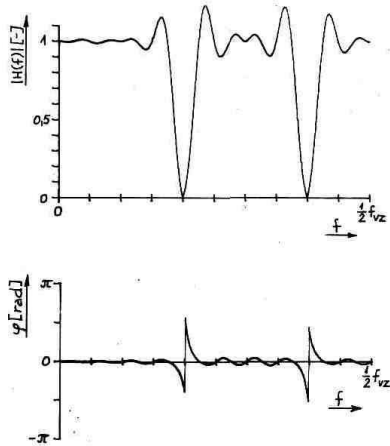
Výsledná přenosová funkce pak má tvar



$$H_{pz}(z) = z^{-\tau - (p-1)/2} - [H_{pp0}(z) \cdot z^{-(p-1)/2} - H_{dp}(z)] =$$

$$= [z^{-\tau} - H_{pp0}(z)] z^{-(p-1)/2} + H_{dp}(z) \quad (2.17)$$

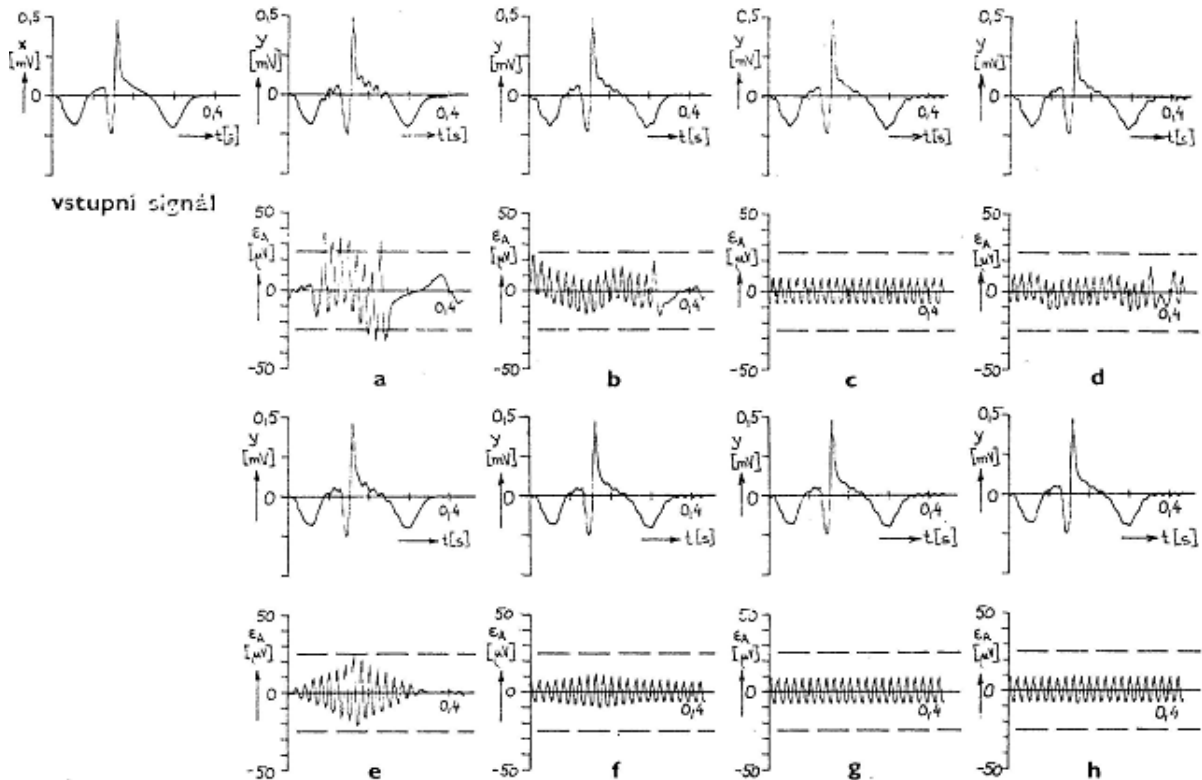
pro  $p$  liché a  $\tau = \tau_{pp}$  (tj.  $K$  liché) je fázová charakteristika lineární. Pro  $p$  nebo  $K$  sudé je třeba výrazy na pravé straně rovnice (2.17) upravit tak, aby všechna zpoždění celočíselná a  $\tau$  bylo násobkem  $p$ .



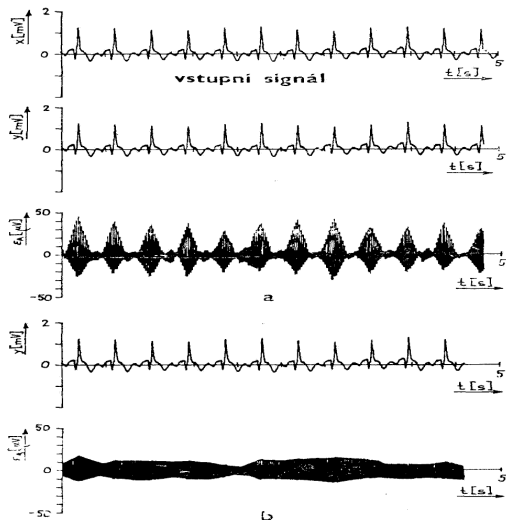
Obr.2-28 Frekvenční charakteristiky podle vztahu (2.17) s  $p=5$ ,  $K=8$  a  $\tau=20$

Vedle případné nelinearity fázové charakteristiky je nevýhodou i výrazné zvlnění amplitudové charakteristiky  $H_{pz}$  v propustných pásmech (obr.2-28). To lze snížit zapojením dvou výše uvedených filtrů v sérii, pak je kolísání  $0 \div -0,4$  dB, což jsou hodnoty splňující dříve uvedené kritéria věrnosti. Zapojením dvou základních filtrů do kaskády, pak je výsledné zpoždění dvojnásobné a fázová charakteristika je lineární bez ohledu na velikost  $K$  a  $p$ .

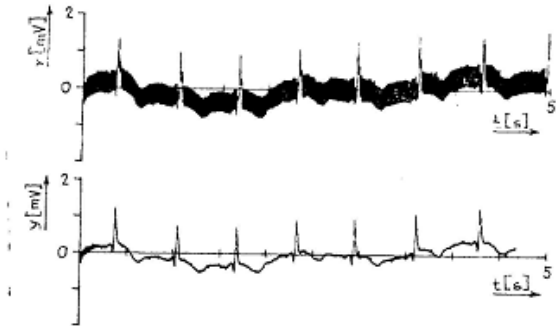
Při volbě parametru  $K$  je užitečné, aby součin  $K \cdot p$  byl co nejbližší počtu vzorků v srdečním cyklu, pak je minimalizována chyba filtrace (obr.2-30).



Obr.2-29 Příklady zkreslení signálu EKG vlivem pásmových zádrží s různými parametry  $K$  a  $p=5$ - jednoduché filtry a)  $K=8$ ; b)  $K=16$ ; c)  $K=22$ , optimální hodnota parametru pro délku srdečního cyklu 110 vzorků; d)  $K=23$ ; kaskádní zapojení dvou filtrů e)  $K=8$ ; f)  $K=16$ ; g)  $K=22$ , optimální hodnota parametru pro délku srdečního cyklu 110 vzorků; h)  $K=24$



Obr.2-30 Filtrace reálného signálu bez síťového rušení a) systémem s kaskádním zapojením dvou systémů s  $K=8$ ,  $p=5$ ; b) podobným systémem s  $K=20$ , přizpůsobeným délce srdečního cyklu signálu

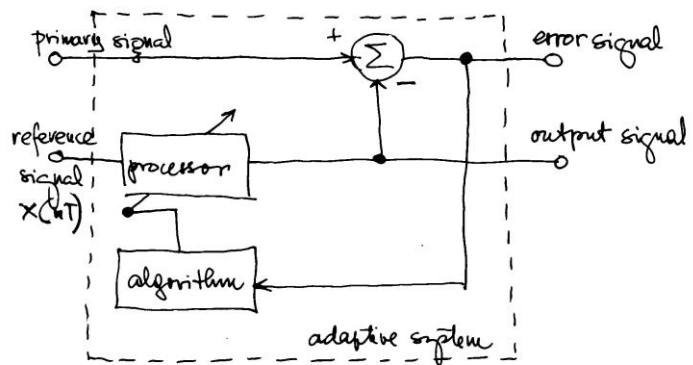


Obr.2-31 Filtrace reálného signálu EKG s obsahem síťového rušení Lymnovou pásnovou zádrží s  $K=12$ ,  $p=5$

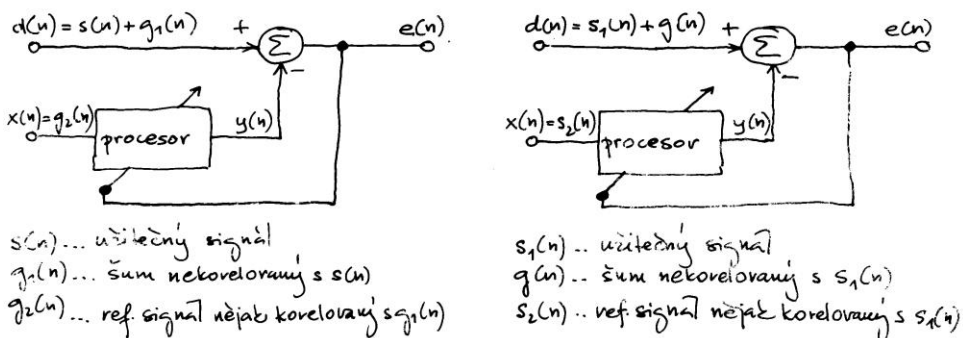
### Adaptivní filtry

Adaptivní filtry jsou takové systémy, které se dokážou přizpůsobovat proměnným vlastnostem šumu i užitečného signálu, který chceme ze vstupního signálu zvýraznit. Obecný princip činnosti adaptivních filtrů vyplývá z diagramu na obr.2-32.

Předpokládáme, že primární vstupní signál obsahuje aditivní směs užitečného signálu a rušení, které není korelované s užitečnou složkou. Na druhý referenční vstup se přivádí signál, který je korelován buď s šumovou složkou primárního signálu, nebo s užitečným signálem. Tento referenční signál je v procesoru, který je realizován systémem s proměnnými parametry, transformován na signál, který je odečten od primárního vstupu. Předpokládejme, že referenční signál je korelován s šumovou složkou vstupního signálu. Pak, v případě optimální činnosti celého adaptivního systému, je na výstupu procesoru signál, který je roven



Obr.2-32 Obecné schéma adaptivního filtru



Obr.2-33 Dvě základní varianty uspořádání adaptivního systému

právě šumové složce signálu chybový výstup je minimální a roven užitečné složce, protože šum je odečten v rozdílovém členu.

To plyne z následujícího odvození. Předpokládejme, že užitečná složka signálu  $s(n)$ , jeho šumová složka  $g_1(n)$  i signál  $g_2(n)$  s ní korelovaný jsou stacionární s nulovou střední hodnotou. Pak platí, že pro chybový signál  $e(n)$  je

$$\begin{aligned} e(n) &= d(n) - y(n) \\ e^2(n) &= d^2(n) - 2d(n)y(n) + y^2(n) \\ e^2(n) &= [s(n)+g_1(n)]^2 - 2[s(n)+g_1(n)].y(n) + y^2(n) = \dots \\ &\dots = [g_1(n) - y(n)]^2 + s^2(n) + 2s(n)g_1(n) - 2y(n)s(n) \end{aligned} \quad (2.18)$$

Střední kvadratická odchylka se pak rovná středním hodnotám jednotlivých členů výrazu pro  $e^2(n)$ , tedy

$$\mathcal{E}\{e^2(n)\} = \mathcal{E}\{[g_1(n)-y(n)]^2\} + \mathcal{E}\{s^2(n)\} + \mathcal{E}\{2s(n)g_1(n)\} - \mathcal{E}\{2y(n)s(n)\} \quad (2.19)$$

Střední hodnota posledních dvou členů ve výrazu (2.18) je díky stacionaritě a nekorelovanosti signálu  $s(n)$  a  $g_1(n)$ , resp.  $s(n)$  a  $y(n)$  nulová. Střední kvadratická odchylka se v tom případě rovná výrazu

$$\mathcal{E}\{e^2(n)\} = \mathcal{E}\{[g_1(n)-y(n)]^2\} + \mathcal{E}\{s^2(n)\} \quad (2.20)$$

Pokud je výstup procesoru  $y(n)$  roven šumové složce vstupu, je první člen na pravé straně výrazu nulový a chybový signál je právě jen roven užitečnému signálu.

Je tedy žádoucí, dokázat nastavit parametry procesoru takovým způsobem, aby jeho výstup odpovídal šumovému signálu. To nastane, jak bylo výše uvedeno, právě tehdy, když se podaří minimalizovat chybový signál. Algoritmus adaptivního systému proto mění parametry procesoru v závislosti na velikosti střední hodnoty chybového signálu. Má-li být algoritmus adaptivního systému užitečný musí zajišťovat:

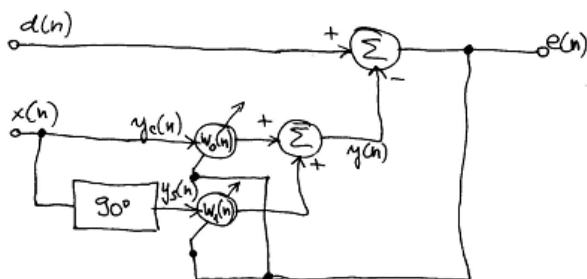
- rychlou konvergenci adaptace parametrů;
- robustnost celého systému vůči šumu;
- musí být výpočetně co nejefektivnější.

Způsobů, jak měnit parametry procesoru bylo vyvinuta celá řada, jeden z nejpoužívanějších je tzv. *algoritmus nejmenších čtverců* (Least-Mean-Square Algorithm - LMS), podle kterého jsou nové hodnoty  $\mathbf{W}_{k+1}$  parametrů počítány podle vztahu

$$\mathbf{W}_{k+1} = \mathbf{W}_k + 2\mu e(n)x(n), \quad (2.21)$$

kde  $\mu$  je korekční parametr, který reguluje rychlost a stabilitu adaptace.

Příkladem použití adaptivního systému pro odstranění síťového brumu ze signálu



EKG je systém s blokovým schématem na obr.2-34. Signál  $d(n)$  necht' je dán aditivní směsí signálu EKG a síťového brumu o frekvenci 50 Hz, tj.  $d(n) = s(n) + g_1(n)$ , kde

$$g_1(n) = A_1 \cos \left[ \frac{2\pi f_{50} n}{f_{vz}} + \varphi_1 \right] \quad (2.22)$$

když  $f_{50}$  je frekvence šumu a  $f_{vz}$  je vzorkovací frekvence. Pak můžeme referenční

Obr.2-34 Adaptivní systém pro filtraci síťového rušení

signál  $x(n)$  definovat podobně pomocí vztahu

$$x(n) = A_2 \cos \left[ \frac{2\pi f_{50} n}{f_{vz}} + \varphi_2 \right]. \quad (2.23)$$

Signál  $x(n)$  tedy má jinou amplitudu i počáteční fázi, které musíme v procesoru upravit na hodnoty odpovídající hodnotám  $A_1$  a  $\varphi_1$  šumové složky. Platí, že harmonický signál o libovolné amplitudě a fázi může složit z kosinové a sinové složky o téže frekvenci. Proto je v procesoru referenční harmonický signál nejdříve fázově posunut o  $90^\circ$ , obě složky vynásobeny váhovými koeficienty  $w_0(n)$  a  $w_1(n)$  a konečně sečteny.

Když

$$y_c(n) = x(n) \quad (2.24)$$

pak

$$y_s(n) = A_2 \cdot \cos[2\pi n f_{50}/f_{vz} + \varphi_2 - \pi/2] = A_2 \cdot \sin[2\pi n f_{50}/f_{vz} + \varphi_2]. \quad (2.25)$$

Pro výstupní signál procesoru pak platí

$$\begin{aligned} y(n) &= w_0(n) \cdot y_c(n) + w_1(n) \cdot y_s(n) = \\ &= w_0(n) \cdot A_2 \cdot \cos[2\pi n f_{50}/f_{vz} + \varphi_2] + w_1(n) \cdot A_2 \cdot \sin[2\pi n f_{50}/f_{vz} + \varphi_2] = \\ &= A(n) \cdot \cos[2\pi n f_{50}/f_{vz} + \Phi(n)] \end{aligned} \quad (2.26)$$

Volbou koeficientů  $w_0$  a  $w_1$  je proto možné nastavit parametry  $A(n)$  a  $\Phi(n)$  signálu  $y(n)$ , aby vyhověl průběhu síťového rušení v původním vstupním signálu.

### 1.1.3. FILTRACE DRIFTU IZOELEKTRICKÉ LINIE

Optimální vlastnosti horní propusti vhodné pro odstranění driftu izoelektrické linie signálu EKG vyplývají z tvaru jeho spektra. Mezní frekvenci horní propusti, která nezavádí fázové zkreslení, tj. filtru s lineární fázovou charakteristikou, definuje základní kmitočtová složka spektra signálu EKG na frekvenci odpovídající srdeční frekvenci. Znamená to, že požadovaný filtr nemusí rigorózně dodržovat požadavek na pevnou mezní frekvenci, jak je uvedeno v kritériích věrnosti uvedených dříve. Tato variabilita umožňuje zvýšit účinnost odstranění rušení v těch situacích, kdy se frekvence srdeční činnosti zvyšuje. To zpravidla nastává při zátěžových testech, kdy se významně zvyšuje obsah složek nízkofrekvenčního šumu. Druhý ze zmíněných požadavků, tj. maximální útlum v propustném pásmu menší než -0,5 dB, je nezbytné dodržet.

Filtr s takto definovanými vlastnosti může být realizován různými způsoby. Vzhledem k tomu, že filtrace signálu EKG většinou patří mezi výpočetně náročnější operace, snažíme se realizovat požadovanou horní propust tak, aby výpočet byl co nejjednodušší. Možnost přizpůsobit vlastnosti použitého filtru frekvenci srdeční činnosti sice zvyšuje účinnost filtrace, nicméně zvyšuje pracnost výpočtu, díky potřebě změřit srdeční frekvenci před filtrací (v případě krátkodobých záznamů) či dokonce během snímání signálu (v případě dlouhodobých záznamů při monitorování, příp. zátěžových testech).

#### Filtry s nekonečnou impulsní odezvou (NIO)

Až na nepodstatné výjimky (které navíc nejsou pro signál EKG použitelné) mají filtry NIO nelineární fázovou charakteristiku. Jediný způsob, jak lze tento handicap eliminovat, je s doplňkovou filtrací v inverzním čase, která způsobí vynulování fázové charakteristiky. Protože tento algoritmus vyžaduje dvojí filtraci signálu, poprvé běžným způsobem, podruhé

zpětně v inverzním čase, lze jej rozumně využít pouze u krátkodobých záznamů. Frekvenční charakteristika výsledného filtru  $G(e^{j\omega T})$  je dána součinem dílčích charakteristik  $H(e^{j\omega T})$

$$G(e^{j\omega T}) = H(e^{j\omega T}) \cdot H(e^{-j\omega T}) = |H| \cdot e^{j\varphi(\omega)} \cdot |H| \cdot e^{-j\varphi(\omega)}, \quad (2.27)$$

přičemž záporné znaménko v exponentu druhého členu vyjadřuje výpočet v inverzním čase. Na základě tohoto vyjádření je amplitudová charakteristika výsledného filtru dána druhou mocninou amplitudové charakteristiky původního filtru

$$|G(e^{j\omega T})| = |H(e^{j\omega T})| \cdot |H(e^{-j\omega T})| = |H(e^{j\omega T})|^2, \quad (2.28)$$

Pro fázovou charakteristiku je

$$\arg(G(e^{j\omega T})) = \arg(H(e^{j\omega T})) + \arg(H(e^{-j\omega T})) = \varphi(\omega) - \varphi(\omega) \equiv 0. \quad (2.28)$$

Ostatní nevýhody filtrů NIO jsou též jako v případě filtrace síťového brumu, zejména vysoká přesnost jak vyjádření koeficientů filtru a tak výpočtů.

### Filtry s nekonečnou impulsní odezvou (NIO)

#### Lynnovy filtry

Jednou z možností použití filtrů tohoto typu je opět využití tzv. Lynnových filtrů. Lynnova horní propust je definovaná vztahem

$$H_{HP}(z) = z^{-\tau_{DP}} - H_{DP}(z), \quad (2.29)$$

kde  $\tau_{DP}$  je zpoždění zaváděné dolní propustí  $H_{DP}(z)$ , která slouží k odhadu driftu izoliny. Aby byly splněny všechny požadavky na EKG filtr (především na útlum v propustném pásmu) je tato dolní propust realizována sériovým zapojením dvou elementárních dolních propustí s přenosovou funkcí

$$H_{DPe}(z) = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} z^{-i} = \frac{1}{N} \cdot \frac{1 - z^{-N}}{1 - z^{-1}}, \quad (2.30)$$

kde  $N$  je počet vzorků signálu v jednom srdečním cyklu. V tom případě nabývá definiční vztah pro přenosovou funkci Lynnovy horní propusti tvar

$$H_{HP}(z) = z^{-\tau_{DP}} - H_{DP}(z) = z^{-\tau_{DP}} - H_{DPe}^2(z) = z^{-(N-1)} - \left( \frac{1}{N} \cdot \frac{1 - z^{-N}}{1 - z^{-1}} \right)^2. \quad (2.31)$$

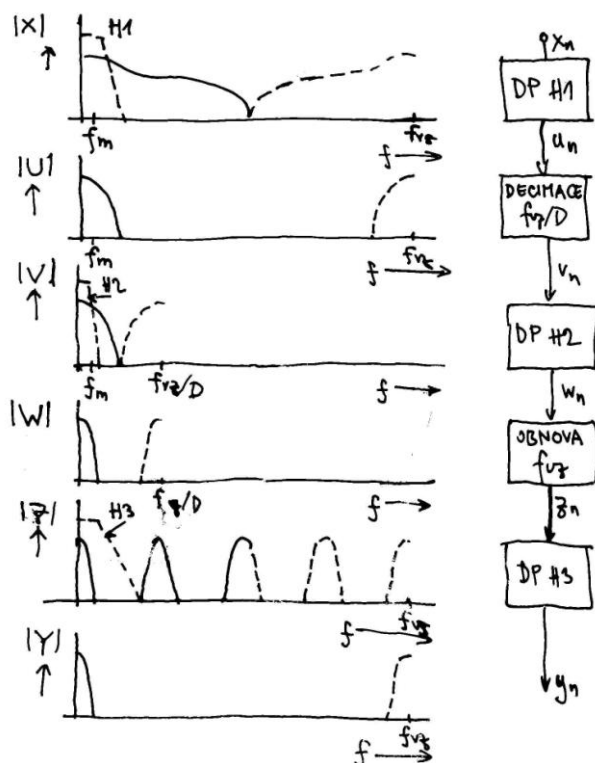
Možným řešením je i současné odstranění driftu izoliny spolu se síťovým rušením pomocí Lynnovy pásmové zádrže, jak bylo rozebráno v kapitole o síťovém brumu.

#### Filtrace s decimací a interpolací signálu

Výpočetní nároky vyplývající z poměrně přísných požadavků na šířku nepropustného frekvenčního pásma lze snížit pomocí realizace pomocí decimace a interpolace vzorkovacího kmitočtu (obr.2-35).

Takto realizovaný výpočet využívá skutečnosti, že požadavek na realizaci filtru s určitou mezní frekvencí je pevně svázán s hodnotou vzorkovací frekvence. Zatímco dolní propust s mezní frekvencí 1 Hz při vzorkování frekvencí 500 Hz vyžaduje poměrně komplikovanou realizaci, při vzorkovací frekvenci 5 Hz jsou realizační požadavky poměrně mírné. Tato myšlenka vedla k realizačnímu schématu vysvětlenému pomocí následujícího příkladu.

Předpokládejme, že chceme realizovat číslicový filtr pro odhad kolísání izoelektrické linie, tzn. dolní propust s mezní frekvencí 2 Hz při vzorkovací frekvenci 500 Hz. Jako první krok použijme filtraci dolní propustí s mezní frekvencí 20 Hz (obr.2-35 – první diagram).



Obr.2-35 Princip filtrace s decimací a interpolací vzorkovacího kmitočtu

jako v prvním kroku. Při vzorkovací frekvenci 50 Hz již ale bude mít mezní frekvenci jen požadované 2 Hz (podobně jako se snížila frekvence vzorkování, stejně poklesla i frekvence mezní). K celkové pracnosti přispěje druhý průchod signálu filtrem dalšími operacemi, které jsou ekvivalentní prvnímú průchodu, ovšem na signálu, který je desetkrát kratší – oproti původní variantě je proto pracnost výpočtu stokrát menší (desetkrát méně pracný filtr s desetkrát kratším signálem). Výsledná pracnost je tedy zatím 11% pracnosti původní.

Výsledkem druhého průchodu filtrem již je signál s požadovanými vlastnostmi, ale vzorkovaný frekvencí rovné jedné desetíně původní vzorkovací frekvence. Máme-li z původního signálu odstranit drift izolíníí odečtením vyfiltrovaného signálu od původního, musí být oba signály vzorkovány stejnou frekvencí je tedy potřeba obnovit u filtrovaného signálu původní vzorkovací frekvenci. Toho lze dosáhnout vložéním - *interpolací* - nulových vzorků mezi každé dva vzorky signálu (v našem případě je třeba vložit devět vzorků). Takto jsme sice získali signál s původní vzorkovací frekvencí, má ale nevhodný impulsní charakter – vždy jeden nenulový vzorek následovaný devíti vzorky nulovými. Ve spektru se interpolace projeví opakováním spektra vyfiltrovaného signálu tolikrát, kolikrát byla snížena původní vzorkovací frekvence, tj. v našem případě desetkrát,  $D = 10$  (předposlední diagram v obr.2-35). Protože  $f_{vz}/10 = 50$  Hz a šířka pásma vyfiltrovaného signálu byla jen 2 Hz, začíná nenulové spektrum zase až na  $50 - 2 = 48$  Hz. Vyfiltrujeme-li interpolovaný impulsní signál opět stejným filtrem s mezní frekvencí 20 Hz, dostáváme žádaný odhad driftu izoelektrické linie s původní vzorkovací frekvencí. Poslední průchod filtrem představuje opět jednu desetinu operací ve srovnání s filtrem s mezní frekvencí 2 Hz při  $f_{vz}=500$  Hz, takže celková pracnost je 21% pracnosti filtrace s referenčním filtrem.

#### Polynomiální interpolace

Signál EKG má úseky, ve kterých se nevyskytuje elektrická aktivita srdce (interval PQ mezi koncem vlny P a začátkem kmitu Q, interval TP mezi koncem vlny T a začátkem vlny

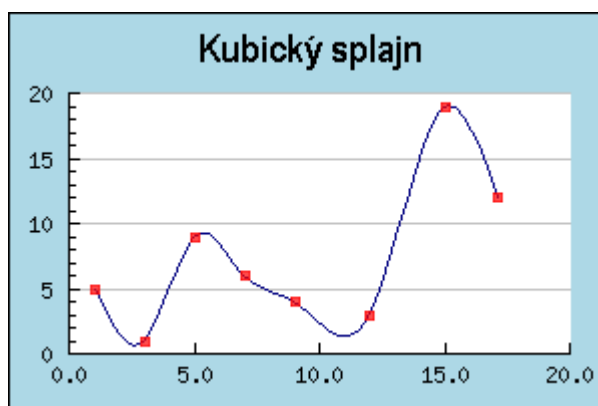
Kdybychom realizovali původní filtr, měl by impulsní charakteristiku o délce cca 250 vzorků (odhad vychází z podílu vzorkovací a mezní frekvence), zatímco dolní propust  $f_{mez}=20$  Hz má impulsní charakteristiku (podle stejně stanoveného odhadu) kolem 25 vzorků. To znamená, že v prvním případě výpočet každého výstupního vzorku potřebuje součet 250 vzorků vynásobených hodnotami impulsní charakteristiky. Ve druhé případě je to pouze 25 váhovaných vzorků. Tedy úspora pracnosti je zatím desetinásobná.

Výstupní signál po filtraci obsahuje již jen frekvenční složky do 20 Hz. Teoreticky by tedy mohlo být možné snížit vzorkovací frekvenci na 50 Hz (dle vzorkovacího teorému by měla být nejméně dvojnásobná). Provedme tedy tuto *decimaci* vzorkovací frekvence tak, že ponecháme pouze každý desátý vzorek. Pro takto vytvořený redukovaný signál použijme opět tutéž dolní propust

P). Pokud by bylo možné najít ve zmíněných intervalech určité referenční body, kde bychom předpokládali nulovou elektrickou aktivitu srdce, a proložili tyto body (po částech) polynomiální funkcí, můžeme odůvodněně předpokládat, že tato funkcionální aproximace bude sledovat průběh kolísání základní linie signálu EKG.

Jedním z možných příkladů polynomiální interpolace driftu izoliny signálu EKG, který našel relativně široké uplatnění v praktických systémech zpracování signálu EKG, je *interpolace kubickými splajny*.

*Splajn (spline)* je po částech polynomiální funkce, která má v každém aproximačním intervalu stupeň nejvýše  $r$  a její derivace jsou do řádu  $r-1$  všude spojité. V případě kubického splajnu 3. řádu jsou všude, tedy i v uzlových bodech, definujících hranice intervalu, spojité derivace až do 2. řádu. Přestože se jedná o aproximaci po částech (v každém z intervalů jsou parametry aproximační funkce různé), je průběh funkce maximálně hladký.



Obr.2-36 Interpolace splajnem

Z definiční podmínky vychází i metoda splajnové aproximace driftu izoelektrické linie signálu EKG, která prochází uzlovými body v intervalech PQ, určených pomocí hodnoty minimální derivace.

Splajnovou aproximační funkci předpokládáme ve tvaru

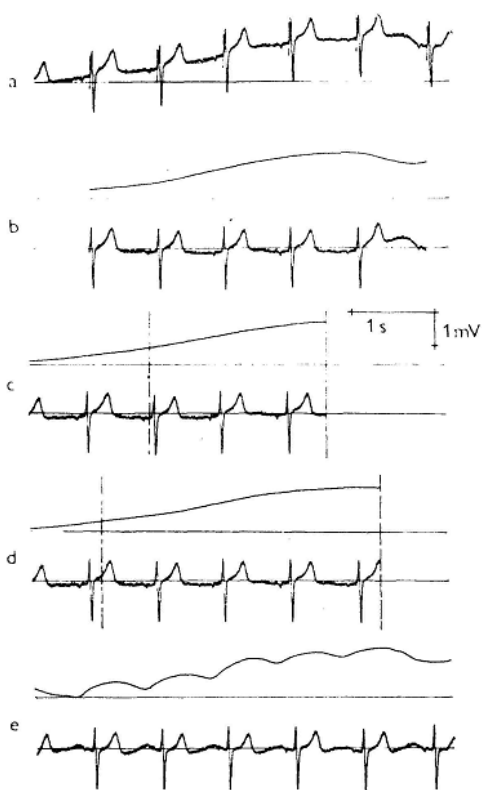
$$n(t) = n'''(0).t^3/6 + n''(0).t^2/2 + n'(0).t + n(0), \quad (2.32)$$

kde  $n(0), \dots, n'''(0)$  jsou hodnoty signálu a jejich tří derivací v uzlovém bodě. Postupným derivováním polynomu získáme soustavu lineárních rovnic, která je v diskrétní podobě pro výpočet hodnoty aproximovaného signálu pro každý vzorek signálu

$$\begin{aligned} n_{i+1} &= n_i + n'_i + n''_i/2 + n'''_i/6; \\ n'_{i+1} &= n'_i + n''_i + n'''_i/2; \\ n''_{i+1} &= n''_i + n'''_i; \\ n'''_{i+1} &= n'''_i = n'''. \end{aligned} \quad (2.33)$$

Nevýhodou tohoto přístupu je dosti velká závislost na přesnosti stanovení referenčního uzlového bodu, což v případě vyšší úrovně širokopásmového šumu může být obtížná úloha.

Na obr. 2-37 jsou uvedeny příklady filtrace driftu izoliny signálu EKG pomocí někte-



Obr.2-37 Příklady driftu nulové izoliny signálu EKG - a) vstupní signál; odhad průběhu driftu a výstupní signál - b) aproximace splajny; c) Lynnova horní propust s  $f_{mez} = 0,7$  Hz; d) Lynnova horní propust s  $f_{mez} = f_{EKG}$ ; e) heuristický algoritmus Siemens

rých výše popsaných metod. Výstupní signál určený pomocí metody aproximace kubickými splajny je vymezen prvním a posledním referenčním uzlovým bodem v záznamu, což je interval s proměnnými hranicemi. Další dvě křivky jsou výstupy Lynnových horních propustí s různou mezní frekvencí. V případě, kdy je mezní frekvence 0,7 Hz, nedokáže odhad driftu reagovat na strmější změny úrovně izoliny než pro mezní frekvenci přizpůsobenou frekvenci srdeční činnosti, schází i delší úsek signálu díky delšímu přechodovému ději ve výpočtu odezvy. Poslední křivka je výstup heuristického algoritmu dříve používanému v elektrokardiografích Siemens. Tento algoritmus produkuje signál s vyššími harmonickými složkami, které působily ne příliš žádoucí změny tvaru signálu v oblasti segmentů ST i konců vlny T.

#### Adaptivní filtry

Principy adaptivní filtrace se používají i pro odstranění driftu izoliny signálu EKG, uvedené příklady se však poněkud liší od obecných principů definovaných v předcházející kapitole o síťovém brumu. Referenční signály v těchto případech nejsou korelovány s žádnou ze složek vstupního signálu, tj. ani se signálem EKG, ani driftem (obr.2-38). V prvním případě je referenční signál konstantní, jehož hodnota je váhována koeficientem procesoru tak, aby jeho výstup reagoval na velikost nízkofrekvenční složky vstupního signálu. Rychlost reakce je dána nastavením použitého algoritmu. Při použití algoritmu LMS je nová hodnota váhového koeficientu určena podle vztahu

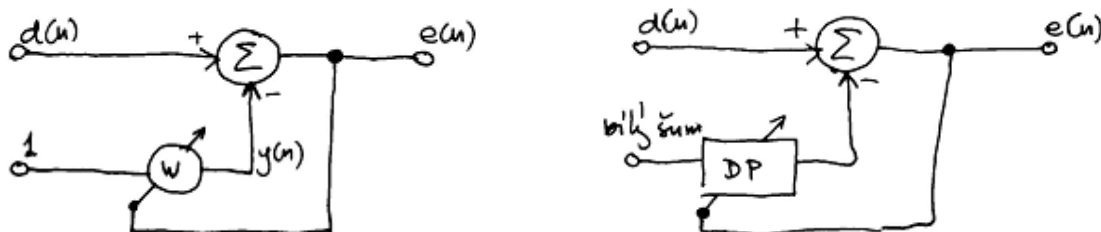
$$w_{n+1} = w_n + 2\mu \cdot e_n = w_n(1 - 2\mu) + 2\mu \cdot d_n, \quad (2.34)$$

protože

$$e_n = d_n - y_n = d_n - e_n, \quad (2.35)$$

kde šířka frekvenčního pásma filtru je  $B = \mu \cdot f_{vz} / \pi$ .

V druhém případě je na referenčním vstupu bílý šum s rovnoměrným zastoupením všech frekvencí ve spektru, ze kterého je průběh driftu odhadnut filtrací dolní propustí s proměnnými koeficienty.



Obr.2-38 Principy adaptivní filtrace pro odstranění driftu izoelektrické linie signálu EKG

#### 1.1.4. FILTRACE MYOPOTENCIÁLŮ

Frekvenční pásmo myopotenciálů zasahuje běžně shora k 35 Hz, výjimečně až k 20 Hz. To znamená, že se myopotenciály frekvenčně prolínají se signálem EKG. Přesto, že tato skutečnost v podstatě vylučuje použití lineárních frekvenčních filtrů, definuje Draft IEC62D podmínky pro vlastnosti dolní propusti, která může být použita pro filtraci myopotenciálů ze signálu EKG. Mezní frekvence pro útlum 3 dB by měla ležet v pásmu mezi 35 a 45 Hz a sklon amplitudové charakteristiky v nepropustném pásmu by měl být maximálně -6 dB/okt. Prakticky však filtry těchto vlastností ovlivňují tvar signálu EKG, zejména v oblasti komplexu QRS (zaoblění vrcholů kmitů a jejich rozšíření). Proto je vhodné použít jiné postupy, které nevyužívají frekvenčních vlastností signálů.

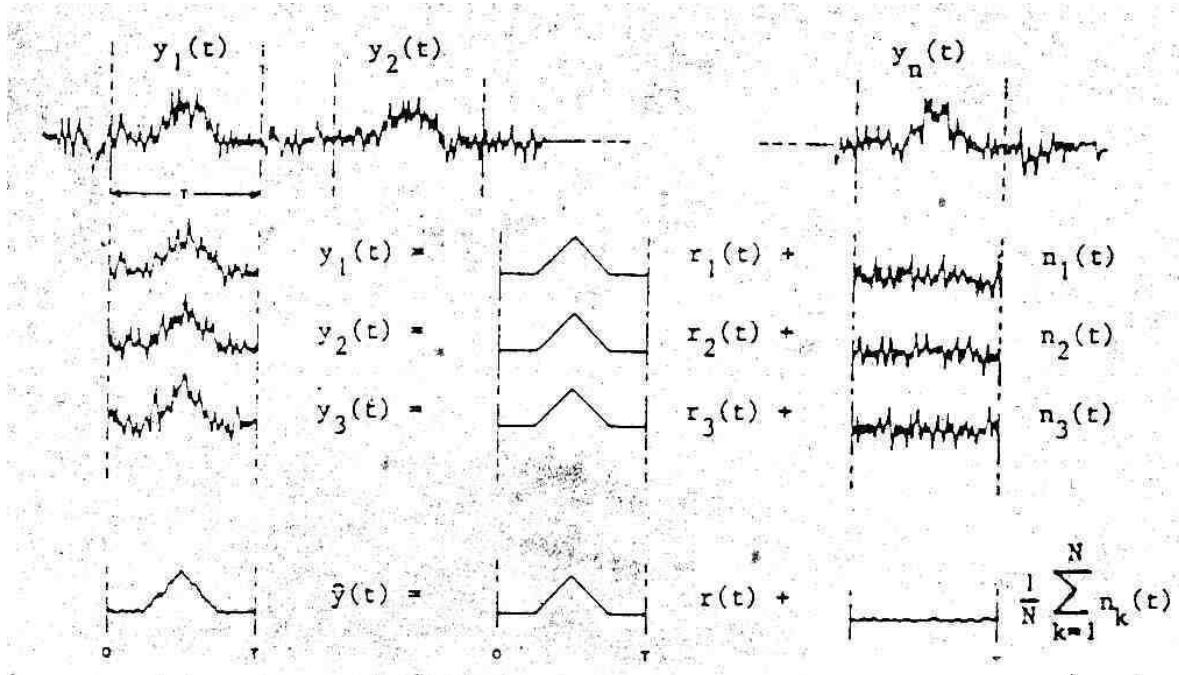


## Zprůměrnování

Předpokládejme (obr.2-39), že signál  $y(t)$  je aditivní směsí užitečné  $r(t)$  a šumové  $n(t)$  složky

$$y(t) = r(t) + n(t), \quad (2.36)$$

kde užitečná složka  $r(t)$  je opakující se časově invariantní (nemění s časem své vlastnosti) signál, náhodná šumová složka  $n(t)$  není korelovaná se signálem  $r(t)$ , je stacionární a má normální rozložení s nulovou střední hodnotou.



Obr.2-39 Princip zprůměrnování

Z jednotlivých repetíc odhadneme průběh užitečné složky signálu spočítáním jejich průměru

$$\tilde{y}(t) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} y(t + kT) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} r(t + kT) + \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} n(t + kT). \quad (2.37)$$

Protože je užitečná složka signálu časově invariantní a šum není s touto složkou korelovan, můžeme psát

$$\tilde{y}(t) = r(t) + \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} n(t + kT) \quad (2.38)$$

Střední hodnota odhadu pak je

$$E[\tilde{y}(t)] = E[r(t)] + \frac{1}{N} E\left[\sum_{k=0}^{N-1} n(t + kT)\right], \quad 0 \leq t < T \quad (2.39)$$

a jelikož dle předpokladu je

$$E[n(t)] = 0, \quad (2.40)$$

platí konečně

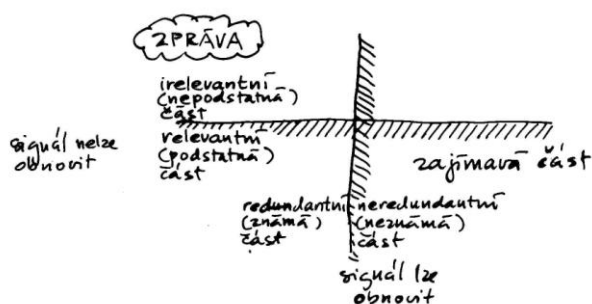
$$E[\tilde{y}(t)] = r(t). \quad (2.41)$$

V tomto zdůvodnění byly váhy ve všech případech stejné, rovné  $1/N$ . Je ale možné použít váhy nestejné. V režimu práce v reálném čase je možné dát větší váhu aktuálnímu úseku signálu, váhy jednotlivých cyklů mohou být závislé na obsahu šumu - větší váhový koeficient úseku s malým obsahem šumu a naopak.

Pro odstranění myopotenciálů se používají i mnohé nelineární metody, např. založené na rozkladu pomocí vlnkové transformace a odstranění složek rozkladu, které nesplňují specifikovaná prahová kritéria.

### 1.1.5. REDUKCE DAT

Obsah zprávy lze rozdělit na základě dvou odlišných kritérií - podle *nadbytečnosti* (*redundance*) a podle *podstatnosti* (*relevantnosti*) pro další zpracování.



Obr.2-40 Skladba zprávy

Podle prvního z kritérií se obsah zprávy na část *známou* (*redundantní*) a tedy z hlediska mnoha úloh se zprávou prováděných nadbytečnou a část *neznámou* (*neredundantní*). Odstraníme-li ze zprávy redundantní část, obsah zprávy se zmenší, ale je stále možné kdykoliv obnovit celý její obsah. Znamou část může představovat průběh, který lze aproximovat náhradní funkcí, jejíž průběh je určen ze znalosti malého počtu parametrů.

*Podstatnost* či *nepodstatnost* zprávy není tak jako v předchozím případě záležitost zprávy samotné, nýbrž souvislostí, ve kterých se se zprávou manipuluje. Příkladem této situace je např. měření parametrů signálu potřebných pro jeho klasifikaci z jeho časového průběhu. Hodnoty parametrů jsou dostatečné pro definovanou úlohu, nicméně původní průběh signálu ze samotných hodnot parametrů zrekonstruovat nelze.

Omezení rozsahu dat zprávy je užitečné pro:

vrátaná redukce (je třeba, aby data byla po redukci obnovitelná)

- přenos dat;
- uchovávání dat;

nevratná redukce (není třeba, aby data byla po redukci obnovitelná)

- snazší zpracování dat v reálném čase;
- klasifikace.

Metody, které lze pro redukci dat použít se liší charakteristik redukčního systému na:

- *neadaptivní* - parametry redukčního systému jsou v čase neměnné, používají se pro signály o známých, dostatečně časově stálých vlastnostech;
- *adaptivní* - parametry redukčního systému se přizpůsobují okamžitým charakteristikám signálu, s výhodou se používají tam, kde charakteristiky nejsou předem dány; na druhé straně se komplikuje obnovení signálu (je-li třeba), protože k tomu je nezbytné znát časovou závislost parametrů redukčního algoritmu.

## Algoritmy vratné redukce dat

Algoritmy vratné redukce z reprezentace původního signálu  $f(n)$  signálem chybovým  $e(n)$ , určeným dle vztahu

$$e(n) = f(n) - f_c(n), \quad (2.42)$$

je odhad vzorku  $f(n)$ , představující deterministickou redundantní složku signálu. Odhad vzorku lze provést z dřívějších vzorků nebo ze vzorků, které odhadovaný vzorek obklopují. V prvním případě hovoříme o tzv. *predikčním odhadu*, v druhém případě o *odhadu interpolačním*.

Predikční odhad je definován vztahem

$$f_{ep}(n) = \sum_{j=1}^m a_j \cdot f(n-j), \quad (2.43)$$

kde  $m \geq 1$  je řád prediktoru a  $a_j$  jsou váhové koeficienty hodnoty  $(n-j)$ -tého vzorku  $f(n-j)$  původního signálu.

Interpolační odhad je definován vztahem

$$f_{ei}(n) = \sum_{j=1}^k a_j \cdot f(n-j) + \sum_{j=1}^r b_j \cdot f(n+j), \quad (2.44)$$

kde  $m = k + r$  ( $k \geq 1, r \geq 1$ ) je řád interpolátoru a  $a_j, b_j$  jsou váhové koeficienty hodnoty  $(n-j)$ -tého vzorku  $f(n-j)$  původního signálu, resp.  $(n+j)$ -tého vzorku  $f(n+j)$  původního signálu.

Speciálním případem predikčního odhadu je odhad diferenční, definovaný

$$e(n) = d^{(m)}(n) = f(n) - \binom{m}{1} f(n-1) + \binom{m}{2} f(n-2) - \dots + (-1)^{m+1} f(n-m), \quad (2.45)$$
$$f_{ed}(n) = \binom{m}{1} f(n-1) - \binom{m}{2} f(n-2) + \dots + (-1)^{m+1} f(n-m)$$

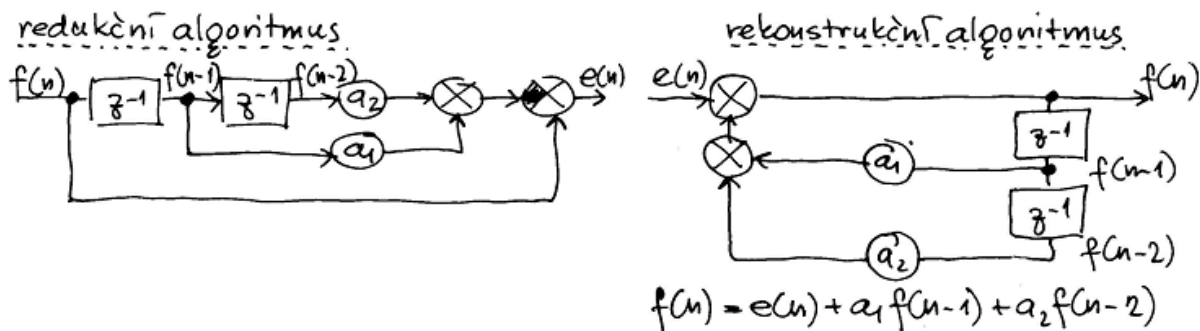
Zatímco funkci predikčního i interpolačního algoritmu určují řád i koeficienty, v případě diferenčního algoritmu je to jen řád.

Kompromisní maximální hodnota řádu algoritmu odhadu byla stanovena rovna 2, tzn. snížení velikosti chyby odhadu při řádu větším než 2 není vyvážena zvýšením pracnosti výpočtu.

Koeficienty  $a_j$  a  $b_j$  závisí na statistických vlastnostech redukováných signálů. Algoritmy jejich výpočtu mohou být založeny na různých optimalizačních kritériích, nejčastěji používané je kritérium minimální střední kvadratické chyby, které zajistí nalezení redukované zprávy s minimálním rozptylem (minimální entropií-maximální redundancí, za předpokladu normálního Gaussova rozložení hodnot vzorků redukováného signálu). Obecně provedená analýza optimálních hodnot koeficientů predikčního odhadu prvního a druhého řádu, tj. odhadů podle vztahu

$$e(n) = f(n) - a_1 \cdot f(n-1) - a_2 \cdot f(n-2), \quad (2.46)$$

vedla k hodnotám - pro 2. řád  $a_1 \sim 1,98\dots, a_2 \sim -0,99\dots$ ; pro 1. řád  $a_1 \sim -0,99\dots, a_2 = 0$ . Má-li být signál obnovitelný, pak aby nedocházelo k zaokrouhlovacím chybám, musí být koeficienty  $a_j, b_j$  nabývat celých hodnot, tj.  $a_1 = 2; a_2 = -1$ , příp.  $a_1 = 1; a_2 = 0$ . To znamená, že optimální predikční algoritmus, neprodukující zaokrouhlovací chyby, je též, jako diferenční redukční algoritmus. Realizační schémata redukčního a rekonstrukčního algoritmu jsou na obr.2-41.



Obr.2-41 Blokové schéma redukčního a rekonstrukčního algoritmu

Uvažujeme-li o realizaci diferenčního algoritmu, pak rovnice

$$f(n) = e(n) + a_1 f(n-1) + a_2 f(n-2) = e(n) + 2 \cdot f(n-1) - f(n-2) \quad (2.46)$$

reprezentuje systém na mezi stability a je nutné si být vědom skutečnosti, že jakákoliv chyba v přenosu dat znemožní rekonstrukci signálu. Nadbytečnost dat je na jedné straně nežádoucí, je potřeba manipulovat s velkým objemem dat, na druhé straně vytváří prostředek pro relativně snadné obnovení signálu v případě poruchy.

Redundanci dat lze omezit i způsobem kódování jednotlivých vzorků, kdy jejich hodnoty nejsou vyjadřovány binárními čísly konstantní délky, nýbrž délky, která je nepřímo úměrná četnosti výskytu konkrétních hodnot v signálu - hodnoty, které se vyskytují nejčastěji, mají nejkratší kód a naopak. Kódy tohoto typu nazýváme *kódy s minimální redundancí*. Existují dva často používané algoritmy, které slouží k vytvoření kódů daných hodnot - Shannonův-Fanův kód (obr.2-42) a Hoffmanův kód (obr.2-43).

$x_i$	$P(x_i)$	konstrukce	kód
$x_1$	0,32	0,50 } 0	00
$x_3$	0,18		01
$x_2$	0,24	0,50 } 0,24 0	10
$x_4$	0,12		110
$x_5$	0,08	1 } 0,26 } 0	1110
$x_6$	0,06		1111



Obr.2-42 Princip konstrukce Shannonova-Fanova kód a příklad dekódovacího stromu

Shannonův-Fanův kód je konstruován podle následujícího předpisu: jednotlivé hodnoty se seskupí do podle pravděpodobností výskytu v signálu do dvou skupin tak, že rozdíl součtu pravděpodobností hodnot v jedné skupině a hodnot v druhé skupině je minimální. Hodnotám v jedné skupině se přiřadí jednička, druhé skupině nula (je jedno, které skupině se přiřadí jednička a které nula). V dalších krocích se tento postup aplikuje na každou dílčí skupinu hodnot zvlášť, dokud v každé skupině nezůstane pouze jedna jediná hodnota. Každá hodnota je pak vyjádřena posloupností binárních číslic v pořadí, jak byly těmto hodnotám, resp. skupinám, ve kterých se nacházely, nuly a jedničky.

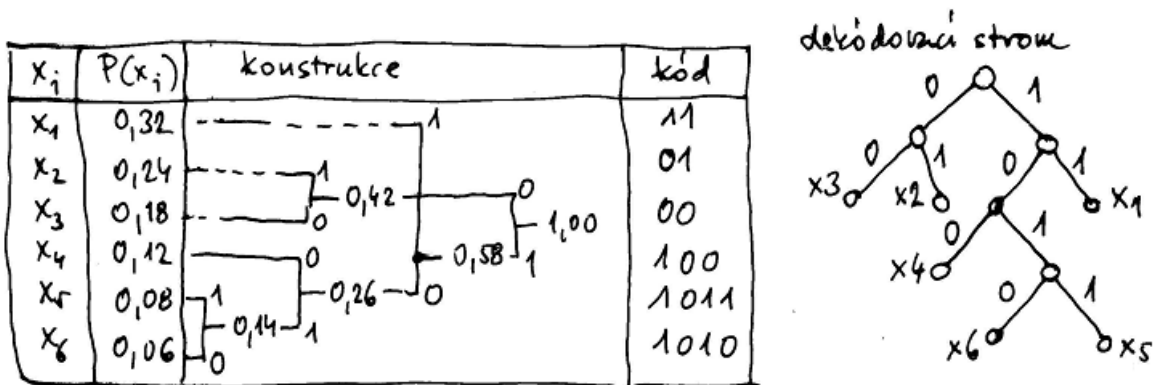
V našem případě (obr.2-42) jsme kodovali šest hodnot. To znamená, že pokud bychom je kodovali binárními čísly o konstantní délce, bylo by potřeba využít binární čísla o délce nejméně tři bity. Celkem pro zakódování šesti hodnot by to bylo 18 bitů a to bez ohledu na

frekvenci výskytu jednotlivých hodnot ve zprávě, resp. při jejich rovnoměrném zastoupení. V případě vytvořeného kódu by to bylo v tom nejnepříznivějším případě, tj. při rovnoměrném výskytu jednotlivých hodnot ve zpracovávaném signálu, celkem 17 bitů a situace by se dále výrazně zlepšila, kdybychom brali v potaz různou frekvenci výskytu kódovaných hodnot ve zprávě.

Důležitou vlastností popsaného Shannonova-Fanova algoritmu je jeho tzv. "prefixovost". Tím rozumíme skutečnost, že každé žádná binární sekvence popisující danou určitou hodnotu netvoří začátek binární sekvence (prefix) popisující jinou hodnotu. Bez této vlastnosti, by nebylo možné binární sekvenci dekódovat, což názorně probíhá pomocí dekódovacího stromu, zobrazeného v pravé části na obr.2-42. Představme si, že signál je vyjádřen binární posloupností 001111110100110110. Dekódování začíná v kořenovém uzlu, který je na obrázku nejnvýše a při dekódování se postupuje po hranách stromu označených tou binární číslicí, která se právě vyskytuje v dekódované sekvenci, dokud se nedojde ke koncovému listovému uzlu. V našem případě se vyjde po hranách úplně vlevo označených nulami až k listovému uzlu označenému symbolem  $x_1$  a dekódování opět začíná v kořenovém uzlu. Nyní dekódování sleduje cestu po hranách zcela vpravo až k listovému uzlu  $x_6$  a tak dále, dekódovaná sekvence je pak  $x_1x_6x_4x_2x_3x_2x_4$ .

Shannonův-Fanův kód však není skutečnou variantou kódu s minimální redundancí. Optimální kód musí splňovat následující dva požadavky:

- znaky s větší četností musí stejně dlouhá nebo kratší kódová slova, než znaky s četností menší;
- pro každé dva znaky s nejmenšími četnostmi se dá nalézt optimální prefixový kód, kde tyto znaky mají stejně dlouhá kódová slova lišící se pouze v posledním znaku.



Obr.2-43 Princip konstrukce Huffmanova kódu a příklad dekódovacího stromu

Huffmanův kód (obr.2-43) je pak způsob binárního vyjádření hodnot dané zprávy, vycházející z těchto dvou pravidel. Z celé množiny hodnot vybereme dva prvky (hodnoty) s nejmenší pravděpodobností výskytu a spojíme je do společné dvouprvkové množiny, přičemž výsledná množina bude mít pravděpodobnost výskytu rovnou součtu pravděpodobností obou dílčích prvků. Dále algoritmus pokračuje rekurzivně tak, že místo jednotlivých prvků pracujeme s jejich sjednocenými množinami, jak je naznačeno v obr.2-43. Výsledný kód pak tvoříme v opačném pořadí od bodu, kdy je vytvořena množina zahrnující všechny dílčí prvky (hodnoty).

Dekódování probíhá podle téhož principu, jak bylo vysvětleno v případě Shannonova-Fanova kódu.

## Algoritmy nevratné redukce

Algoritmy nevratné redukce signálu EKG předpokládají, že je signál vyjádřen pouze svou nadbytečnou složkou. Signál je popsán po úsecích (částech), přičemž každý úsek signálu je nahrazen s určitou tolerancí funkcí, jejíž parametry reprezentují průběh reálných dat.

V počátcích snah o vývoj algoritmů redukce signálu EKG v časové oblasti byly aproximační polynomiální funkce nejnižších stupňů, tj. nultého (náhrada po částech konstantou) a prvního (aproximace lomenou přímkou) - klasické byly algoritmy AZTEC (používající podle okamžitého charakteru signálu EKG aproximaci polynomy nultého a prvního řádu), implementovaný v řadě EKG monitorů, algoritmus TP (turning point), který detekoval v průběhu signálu okamžiky a hodnoty všech extrémů či algoritmus CORTEZ kombinující oba předchozí postupy. Další redukční postupy byly založeny na vyjádření funkcí v jiných doménách - např. založených na Fourierově transformaci, kosinové transformaci, rozkladu na hlavní komponenty, atp. kdy je redukce dosahováno vypuštěním méně významných dílčích složek. V současnosti jsou zkoumány vlastnosti především tzv. vlnkové transformace, což je jeden ze způsobů časově-frekvenčního popisu signálu.

Jak bylo uvedeno v kapitole o kritériích věrnosti popisu elektrokardiogramu, pro vyjádření signálu EKG jsou relativně přísná kritéria i pro ztrátovou, tj. nevratnou redukci dat. Je uvedeno, že přípustná chyba musí být menší než  $10 \mu\text{V}$ , což např. při kvantování  $5 \mu\text{V}$  znamená pouze dvě kvantovací úrovně. Taková tolerance je vskutku minimální a příliš velké možnosti pohybovat se v tomto tolerančním pásmu vlastnosti signálu EKG, všudypřítomný šum a teoretické vlastnosti různých redukčních algoritmů nepřipouštějí.

Jinou možností by mohlo být využít parametry aproximačních funkcí ke klasifikaci morfologie signálu EKG. Tato cesta však naráží na malé zkušenosti a znalosti vazeb mezi vlastnostmi a parametry aproximačních křivek a klasifikací elektrokardiogramu do požadovaných diagnostických tříd.

### 1.1.6. DETEKCE VLN V SIGNÁLU EKG (2.2.12)

#### Detekce komplexu QRS

Detekce komplexu QRS, obecně nejvýraznějšího útvaru v průběhu signálu EKG, je základní procedurou jakékoliv počítačové analýzy EKG. Na její spolehlivosti, přesnosti a rychlosti většinou závisí i kvalita celkových výsledků zpracování.

Cílem detekce komplexu QRS je určit v signálu EKG referenční body, které by sloužily navazujícím algoritmům analýzy EKG k orientaci ve zpracovávaném úseku signálu, případně k vymezení hranic již nalezeného komplexu. Přitom se detektory QRS musí vypořádat se značnou variabilitou průběhu signálu EKG způsobenou pozvolnými i náhlými fyziologickými změnami tvaru komplexu QRS, ale i technickými artefakty způsobenými rychlými změnami polohy nulové úrovně, síťovým nebo impulsním rušením, svalovými potenciály, případně budicími impulsy kardiostimulátorů. Kromě těchto potíží je nutné, aby tyto algoritmy spolehlivě zvládly detekci i v přítomnosti vysokých a strmých vln T nebo P (obr.2-44).

Při různých způsobech vyšetření (klidové EKG, zátěžové EKG, analýza dlouhodobého záznamu, atd.) a tím při různých podmínkách snímání se uvedené druhy poruch mohou uplatňovat různě a z toho objektivně plynou možné rozdíly mezi jednotlivými používanými algoritmy.

Přes vzájemné odchylky lze publikované detektory ze všech oblastí zpracování EKG popsat obecně podle blokového schématu na obr.2-45. Činnost vlastního detektoru lze rozdělit na část předzpracování signálu a na část rozhodování. Další navazující bloky (zpřesnění polohy referenčního bodu, stanovení začátku a konce nalezeného komplexu, příp. jeho klasifikace)



Obr.2-44 Příklady variability morfologie signálu EKG - komorové extrasystoly ve dvou horních křivkách; respirační modulace vln R; myopotenciály; impulsní rušení; vysoké vlny P; vysoké vlny T

již s vlastním rozhodnutím, zda a kde se v signálu EKG komplex QRS nachází, nesouvisí,

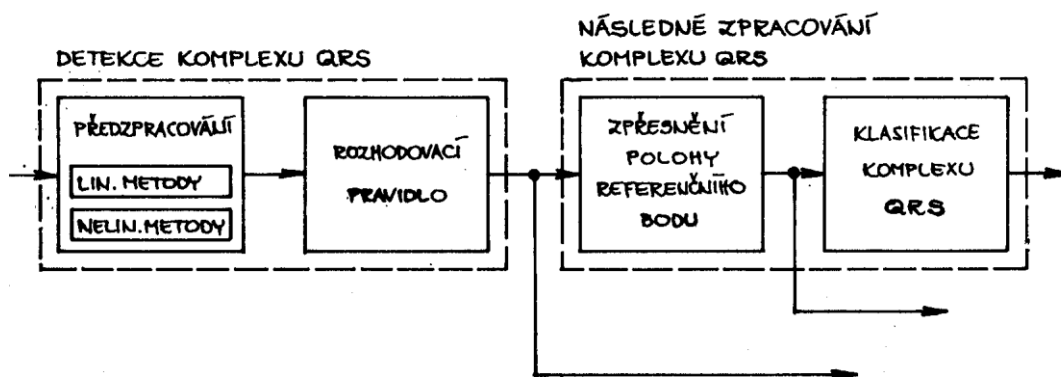
avšak velice úzce na rozhodnutí detektoru navazují a dále je upřesňují.

Detekční algoritmy běžně pracují s jednosvodovými nebo třísvodovými signály. Podle počtu použitých svodů se pak samozřejmě liší řešení - forma předzpracování, definice detekční funkce, atp. Obecně se dá říci, že čím více vstupní informace je k dispozici pro řešení jakéhokoliv problému, tím snadněji lze problém vyřešit. Proto by mohly být algoritmy zpracovávající třísvodový záznam považovány za výhodnější - zvláště popisují-li použité svody celoprostorovou elektrickou aktivitu myokardu, tj. používají-li se ortogonální nebo alespoň tzv. pseudoortogonální svody vybrané z původně neortogonálního svodového systému (např. svody II, V2 a V6, resp. I, aVF a V2 ve standardním 12 svodovém systému). Oproti jednosvodové

variantě má třísvodový přístup výhodu i ve větší odolnosti vůči upadnutí svodu. Nevýhodu menšího množství informace v jednom svodu lze eliminovat výběrem zpracovávaného svodu a navíc je při zpracování jednoho signálu výrazně menší pracnost výpočtu jak při předzpracování, tak i při vlastní detekci. Nejpoužívanější cestou jak detekovat komplexy QRS ve více-svodovém záznamu EKG je zkombinovat třísvodovou reprezentaci do jednoho signálu, který je dále vhodným způsobem zpracováván.

Nejvýraznější vlastností komplexu QRS ve srovnání s ostatními úseky signálu EKG je rychlost změny signálové úrovně, v číslcové reprezentaci vyjádřené pomocí diference. Geometrickou představu velikosti modulu prostorové rychlosti nejlépe vyjadřuje výraz

$$u(n) = \sqrt{\Delta x^2(n) + \Delta y^2(n) + \Delta z^2(n)} . \tag{2.47}$$



Obr.2-45 Obecné blokové schéma detektoru komplexu QRS

Tuto hodnotu je nutné počítat pro každý vzorek signálu a protože výpočetní pracnost druhé odmocniny je poměrně vysoká a protože navíc není důležitá absolutní úroveň vypočtené hodnoty, nýbrž pouze relativní srovnání s jinými hodnotami či prahem, tak se používá zjednodušeného vzorce, který neobsahuje odmocninu, tedy

$$u(n) = \Delta x^2(n) + \Delta y^2(n) + \Delta z^2(n). \quad (2.48)$$

Podle tohoto vzorce, který počítá čtverec modulu prostorové rychlosti, má výsledek vždy požadovanou nezápornou hodnotu, zvýrazňuje velké hodnoty a relativně potlačuje malé hodnoty, nicméně v některých implementacích může být výpočetně pracně počítat pro každý vzorek tři druhé mocniny. Proto v některých případech (tam kde jsou komplexy výrazné a dostatečně odlišné od ostatních částí signálu EKG, příp. šumu) lze vystačit s funkcí absolutních hodnot diferencí svodových napětí

$$u(n) = |\Delta x(n)| + |\Delta y(n)| + |\Delta z(n)|. \quad (2.49)$$

Koincidenční funkce definovaná multiplikativním vztahem

$$u(n) = |\Delta x| + |\Delta y| + |\Delta z| \quad (2.50)$$

je již příliš citlivá i na drobné změny svodového napětí a pro detekci komplexu QRS se neosvědčila. podobně nevýrazně se uplatnily funkce modulu prostorového napětí

$$u(n) = \sqrt{x^2(n) + y^2(n) + z^2(n)}. \quad (2.51)$$

příp. difference modulu prostorového napětí

$$u(n) = \Delta \left( \sqrt{x^2(n) + y^2(n) + z^2(n)} \right). \quad (2.52)$$

Účelem předzpracování při detekci komplexu QRS je zvýraznit ve zpracovávaném signálu právě jen komplex QRS a ostatní složky signálu, včetně artefaktů a šumu, co nejvíce potlačit. Tento blok většinou využívá jak lineárních, tak nelineárních algoritmů. Jejich činnost se může navzájem prolínat a doplňovat, případně některý typ algoritmů nemusí být použit vůbec.

Operací, pomocí které lze vyhledat v signálu ovlivněném šumem prvek určitého tvaru, je tzv. *souhlasná filtrace* (matched filtering). Souhlasný filtr je takový lineární systém, jehož impulsní charakteristika  $g(nT)$  má časově inverzní průběh než detekovaný signálový prvek. Je-li tedy pro impulsní charakteristiku

$$g(nT) = c \cdot s(-nT), \quad (2.53)$$

kde  $s(nT)$  je průběh hledaného úseku signálu, pak pro výstupní signál souhlasného filtru určený pomocí konvolučního vztahu platí

$$y(nT) = \sum_{m=0}^{N-1} x(nT) \cdot g(nT - mT) = c \cdot \sum_{m=0}^{N-1} x(nT) \cdot s(mT - nT). \quad (2.54)$$

Srovnáme-li tento vztah s výrazem pro diskrétní korelační funkci, jež má pro posloupnosti  $x(nT)$  a  $x(nT)$  tvar

$$y(nT) = \sum_{m=0}^{N-1} x(nT) \cdot s(mT - nT), \quad (2.55)$$

zjistíme, že oba výrazy jsou až na konstantu úměrnosti stejné. Lze tedy konstatovat, že tzv. souhlasný filtr je systém počítající korelaci mezi průběhem určitého signálového prvku a daného signálu. Praktický problém při použití souhlasných filtrů pro detekci komplexu QRS je



výše zmíněná vysoká variabilita tvaru komplexů QRS v různých svodech jednoho pacienta, u různých pacientů, příp. v čase u jednoho pacienta. Vzhledem k této variabilitě nelze klást konkrétní požadavky na časově invariantní filtr, je proto je vhodnější vycházet při detekci komplexů QRS z obecnější informace, např. o jejich spektrálních vlastnostech.

Komplex QRS má většinu energie ve frekvenčním pásmu přibližně od 5 do 30 Hz s tím, že funkce spektrální hustoty energie dosahuje maxima mezi 15 a 20 Hz. Protože rušení signálu EKG je minimální v intervalu od 5 do 20 Hz, dá se očekávat, že pro zvýraznění komplexu QRS bude nejvýhodnější použít pásmovou propust, jejíž mezní frekvence orientačně odpovídá uvedeným hodnotám. Vhodného rozkladu vstupního signálu EKG lze dosáhnout i diskrétní vlnkovou transformací. V tomto případě je možné jednotlivých dílčích signálů použít i pro získání dalších informací o detekovaném komplexu QRS, např. stanovení hranic detekovaného komplexu. Nelineární operace slouží k dalšímu zdůraznění složek signálu na výstupu pásmových filtrů - často používaným, jednoduchým a dostatečně účinným způsobem tohoto zpracování signálu je výpočet jeho kvadrátu, často následována vyhlazením umocněného signálu dolní propustí.

Rozhodovací pravidla detektoru jsou zpravidla založena na srovnání signálu na výstupu bloku předzpracování s prahovou hodnotou. Práh se při zpracování krátkodobých záznamů používá zpravidla neměnný, jinak proměnný. Spolehlivost srovnání signálu s pevným prahem může být zvyšována kombinací s dalšími kritérii jako je např. kombinace pevného strmostního kritéria a detektoru maxima, tj.

$$\begin{aligned} (x_n - x_{n-1}) \cdot (x_{n+1} - x_n) < 0 \\ |x_n - x_{n-1}| > K. \end{aligned} \quad (2.56)$$

Větší časové stability stanovení referenčního bodu, definujícího polohu komplexu QRS, je možné dosáhnout dvoupráhovým detektorem prahovou úrovní, případně rovněž zkombinovaným s detektorem maxima. Orientačně se hodnota prahu v praktických detekčních systémech nastavuje přibližně na 1/3 hodnoty maxima předzpracovaného signálu.

Proměnná hodnota prahu reaguje na průběžné změny hodnot maxim předzpracovaného signálu v dlouhodobém záznamu či při kontinuálním monitorování srdeční činnosti nebo může přiřazovat různou váhu extrémům předzpracovaného signálu v rámci jednoho srdečního cyklu, např. během tzv. mrtvé doby dané skutečností, že buňky myokardu nejsou schopny nového vybuzení po dobu přibližně 300 ms po předcházející excitaci. Funkční vyjádření takto proměnného prahového kritéria můžeme psát

$$\Theta(n) = \begin{cases} \alpha_1 & \text{pro } n = \tau+1, \dots, \tau+D_1 \\ f(n) & \text{pro } n = \tau+D_1+1, \dots, \tau+D_2 \\ \alpha_2 & \text{pro } n = \tau+D_2+1, \dots, \end{cases} \quad (2.57)$$

kde  $f(n)$  je monotónně klesající a  $\alpha_1 \geq f(n) \geq \alpha_2$  ;

Dosud zmíněné detekční pravidla víceméně předpokládaly sekvenční výpočet v reálném čase. V krátkodobých záznamech je ale možné využít všech možných informací o průběhu signálu, nejen získaných během dosavadního zpracování, ale ze znalosti celého signálu před i po okamžiku zpracování.

K integrálnímu propojení všech uvedených fází zpracování signálu EKG dochází v detektorech QRS využívajících principů umělých neuronových sítí.

## Detekce vlny T

Vlna T vyjadřuje repolarizační fázi činnosti srdečních buněk, která následuje po jejich depolarizaci popsané komplexem QRS. Z toho vyplývá, že výskyt vlny T je vždy jednoznačně

vázán na přítomnost komplexu QRS. Tedy, je-li v signálu EKG detekován komplex QRS, není třeba rozhodovat o přítomnosti vlny T. Základní informací o vlně T, kterou je vhodné z hlediska následné analýzy stanovit, je proto především údaj o jejím konci.

### **Detekce atriálního signálu**

Signál reprezentující elektrickou aktivitu srdečních síní nemusí mít jen tvar vlny P (vyskytující se před komplexem QRS pouze jedinkrát, případně za určitých patologií i vícenásobně), nýbrž podle stavu srdce je i obrazem síňové fibrilace (nepravidelné, rychlé a nízké vlnky s frekvencí větší než  $400 \text{ min}^{-1}$ ), příp. síňového flutteru (sled víceméně pravidelně tvarovaných pilovitých bifázických vln s opakovací frekvencí  $200 - 400 \text{ min}^{-1}$ ). Všechny tyto projevy se mohou vyskytovat v pevné vazbě na komorový signál, ale i s vazbou volnější (časový interval mezi vlnou atriálního signálu se s jistou závislostí mění), případně příčinná vazba mezi atriálním a komorovým signálem vůbec neexistuje. Atriální signál je zpravidla výrazně menší než signál komorový a vlny P mohou dle místa vzniku elektrického podráždění měnit svůj tvar. Problém detekce a klasifikace signálu síňové aktivity v signálu EKG je tedy problémem nalezení slabého signálu špatně definovaného tvaru, který se vyskytuje ve směsi s jinými, většinou silnějšími signály proměnné velikosti a původu. Charakter metod detekce atriální aktivity v signálu EKG dominantně závisí na jejím charakteru, z čehož vyplývá, jaké apriorní informace o řešené úloze bude možné využít při návrhu a konstrukci detekčních algoritmů. Potíž je v tom, že charakter atriální činnosti nemůže být znám před vlastní detekcí. Proto jsou detekční algoritmy pro stanovení atriální aktivity vesměs založeny na předpokladu o výskytu některého z uvedených typů atriálního signálu a detekční algoritmus se snaží hypotézu o jeho přítomnosti potvrdit či vyloučit. Dosud publikované metody lze zhruba rozdělit na:

- metody detekce atriálního flutteru, resp. fibrilace;
- metody detekce a rozměření vln P vázaných na komplex QRS;
- metody detekce a rozměření nevázaných vln P.

Atriální signál se v systémech automatického hodnocení signálu EKG detekuje po nalezení komplexů QRS a jejich základním rozměření a po určení či odhadnutí konců vln T. Všechny vyjmenované údaje slouží k vymezení oblasti možného výskytu atriálního signálu nerušeného komorovou aktivitou (intervaly TQ mezi konci vln T a začátky komplexů QRS, přičemž vlny P se mohou vyskytovat pouze před komplexy QRS normálního tvaru).

Chceme-li analyzovat vlastnosti čistě atriálního signálu, je třeba z původního, úplného signálu EKG odstranit veškeré rušivé složky - ať již pocházejí z vnějšího prostředí (klasické formy šumu) či jsou generovány uvnitř srdce - komplexy QRS včetně vln T. Ukazuje se, že právě způsob odstranění signálu komorové aktivity reprezentuje jednu z nejdůležitějších fází výpočtu pro detekci a klasifikaci atriálního signálu. Při eliminaci komorových komplexů QRS-T v podstatě rozlišujeme tři alternativy:

- pouhé stanovení hranic komplexů QRS-T;
- stanovení hranic komplexů QRS-T s jednoduchou interpolací signálu uvnitř komorových intervalů;
- stanovení hranic komplexů QRS-T s interpolací signálu uvnitř komorových intervalů založenou na znalosti signálu buď v oblasti síňové nebo komorové aktivity.

Odstranění dalších šumových složek, resp. zdůraznění těch složek signálu EKG, které reprezentují síňovou aktivitu, vychází ze znalosti spektrálních vlastností atriálního signálu. Pro tento účel postačuje pásmová propust s mezními frekvencemi 3 a 11 Hz.

Z detekčních algoritmů jsou principiálně nejjednodušší algoritmy detekce vlny P. Přesto v současných systémech klasifikace síňového signálu začíná klasifikace zpravidla ověřením hypotézy o přítomnosti flutteru nebo fibrilace. Důvodem je možný výskyt flutterových vln s pevným převodním poměrem ke komplexu QRS, které by mohly být, při primárním použití algoritmů vln P, falešně považovány za násobně vázané vlny P.

Již téměř klasický algoritmus testující přítomnost atriálních oscilací je založen na hodnocení vlastností autokorelační funkce signálu s odstraněnými komplexy QRS-T, filtrovaného souhlasným filtrem pro zvýraznění síňových složek, případně ternárně kvantovaného tak, aby jeho výsledná reprezentace obsahovala pouze hodnoty -1, 0 a 1. Tento způsob dodatečného kvantování jednak usnadňuje a zrychluje výpočet, jednak potlačuje vliv nevýznamných odchylek v jednotlivých opakováních atriálního signálu.

Detekce vázaných vln P spočívá v nalezení dostatečně velkých výchylek v předzpracovaném signálu před komplexem QRS, jejichž vzdálenost od komplexu zůstává ve sledovaném záznamu signálu relativně stabilní. Při detekci nevázaných vln P nepředpokládáme žádnou apriorní informaci o poloze hledaných vln a úloha pak spočívá buď ve slepém prohledávání celého předzpracovaného signálu nebo jen jeho částí mimo komplexy QRS, příp. QRS-T s tím, že jakákoliv dostatečně významná nenulová výchylka je považována za vlnu P nebo ve vyhledávání určitého specifikovaného tvaru ve zmíněných částech signálu EKG. Zatímco v prvním případě mohou působit potíže neodstraněné šumové složky nebo naopak parazitní oscilace způsobené příliš úzkopásmovou filtrací, předpokládá druhý způsob jistou znalost o tvaru hledaného signálu. To může na jedné straně snížit počet falešných detekcí, na druhé straně je potřeba předem a dostatečně obecně stanovit vlastnosti či charakter hledaného útvaru a dále vytvořit efektivní algoritmus jeho nalezení, většinou založený na korelační analýze.

### **1.1.7. KLASIFIKAČNÍ SYSTÉMY PRO SIGNÁL EKG**

Teoreticky jsou definovány čtyři generace automatických počítačových systémů pro klasifikaci signálu EKG:

1. generace – deterministický rozhodovací strom pro klasifikaci rytmu i morfologie;
2. generace – deterministický rozhodovací strom pro klasifikaci rytmu; pro hodnocení morfologie se používá metod statistické multivariační analýzy;
3. generace – systém 1. či 2. generace doplněný expertním systémem pro hodnocení poruch a závad signálu, popř. celý systém využívá expertního systému;
4. generace – systém 1. až 3. generace doplněný modelem šíření elektrického vzruchu srdečním svalem

Komerčně se zatím ukazuje, že zajímavé jsou jen systémy 1. a 2. generace, příp. jednoduché formy systémů 3. generace.

#### **Klasifikační systémy 1. generace**

výhody:

- používaná diagnostická kritéria jsou kardiologům důvěrně známa;
- rozhodovací logika se relativně snadno sleduje a chápe;

- může v nich být zahrnuta velká část dosud získaných zkušeností s konvenční interpretací EKG publikovaných v literatuře;
- jsou otevřené pro modifikace;
- výběr kritérií vedený dedukcí založenou na známých elektrofyziologických procesech v srdci;

nevýhody:

- výběr kritérií je poněkud libovolný – závisí na škole tvůrce programu; spolehlivé kvantitativní údaje o specificitě a senzitivitě různých kritérií jsou poměrně vzácné;
- existuje značné překrývání mezi normální a abnormální populací;
- nízká spolehlivost výsledků, max. 60%, tj. úroveň dosažitelná nejlepšími experty na ověřených signálech.

## **Klasifikační systémy 2. generace**

výhody:

- nižší citlivost na šum či špatné umístění elektrod;
- přesnost klasifikace je v průměru o 10 – 30 % vyšší než u systémů 1. generace zavedením počáteční klasifikace založené na informaci nezávislé na EKG;
- senzitivita a specificita pro určité diagnostické kategorie může být snadno přizpůsobena změnou apriorních pravděpodobností;
- možnost více simultánních diagnostických výroků;

nevýhody:

- pro vývoj a testování multivariačních algoritmů je třeba rozsáhlá báze ověřených signálů;
- pravděpodobnostní terminologie vyvolává nechuť lékařů;
- předpokládá se, že různé diagnostické skupiny jsou vzájemně nezávislé a že součet pravděpodobností musí být roven jedné;
- apriorní pravděpodobnosti mohou silně ovlivnit výsledky klasifikace.

Bez ohledu na generaci klasifikačního systému probíhá klasifikace krátkodobého klidového elektrokardiogramu v následujících krocích:

- nalezení a hrubé rozměření oblastí komplexu QRS a vlny T;
- zhodnocení morfologie komplexu QRS a vlny T – nalezení aberantních srdečních cyklů;
- nalezení a hrubé rozměření vln P;
- **KLASIFIKACE RYTMU**
- výběr cyklu pro přesné rozměření parametrů EKG;
- přesné rozměření parametrů vybraného cyklu ve všech svodech;
- **KLASIFIKACE MORFOLOGIE SIGNÁLU**

## 2.2.15. PEDIATRICKÉ EKG

Pokud se týká způsobu snímání, svodových systémů či elektrod, nejsou ve srovnání se záznamem signálu EKG dospělých významné rozdíly (snad jen velikost, nikoliv materiál či základní tvar elektrod).

Vlastnosti signálu v časové i frekvenční oblasti se s vývojem dítěte mění přibližně až do patnáctého či šestnáctého roku dítěte. Tyto změny z hlediska technického jsou tyto změny vyvolány menšími rozměry srdce a hrudníku, z toho plyne obecně kratšími dobami trvání jednotlivých vln a kmitů v záznamu a tím pádem i jistým posunem kmitočtových složek obsažených v signálu směrem k vyšším frekvencím. V kap.2.2.8 byla kmitočtová změna vyjádřena posunem harmonických složek obsažených v signálu EKG s předpokládanou nejvyšší frekvencí ze 125 Hz u dospělých osob na 150 Hz u dětí. Tato změna nevyvolává pro účely signálu EKG dětí potřebu modifikace algoritmů předzpracování a analýzy, v podstatě ani jejich parametrů, je však nezbytné měnit diagnostická kritéria, zpravidla s poměrně vysokou dynamikou v první části života (první změny po řádově dnech, týdnech), v závěrečné části, tj. v období před patnáctým rokem, je již dynamika změn nízká, se změnami hodnot parametrů v ročních intervalech, příp. i s nižší kadencí.

Větší péči je třeba v případě systémů zpracování pediatrického signálu EKG věnovat předzpracování signálu, tedy odstranění rušivých složek způsobených možnými rychlými pohyby vyšetřovaných dětí, zejména v kojeneckém věku. Tyto pohyby mohou být příčinou výskytu nejen myopotenciálů, častěji však i rychlých změn izoelektrické nulové linie. Poruchy tohoto typu lze ze signálu odstranit velice obtížně. Z toho plyne, že o účinnější a kvalitnější musí být výběr charakteristického cyklu pro morfologickou analýzu.

## 2.2.16. ZÁTĚŽOVÁ ELEKTROKARDIOGRAFIE

Problematika zátěžových kardiologických testů (obr.2-46) představuje z technického hlediska dvě kategorie problémů. Jednak záležitosti *realizace zátěže a řízení zátěžového testu*, jednak problémy *hodnocení a analýzy* signálu.

### Realizace fyzické zátěže

Fyzická zátěž potřebná pro testování kardiovaskulárního systému, příp. komplexněji kardiopulmonálního systému bývá vytvořena pomocí ergometrů (obr.2-47). V tom nejběžnějším provedení ve formě bicyklového ergometru (veloergometru) nebo ve formě běhacího pásu (běhátka).

### Řízení zátěžového testu

Každý zátěžový test musí předcházet vyšetření EKG v klidu, na základě kterého lékař posoudí, zda pacient zátěžový test může podstoupit či nikoliv. Pokud ano, zátěžový test je zahájen, přičemž protokol vyšetření stanoví dobu



Obr.2-46 Počítačový systém pro kardiologické zátěžové testy



a)



b)

Obr.2-47 Zátěžové ergometry - a) bicyklový ergometr; b) běhátko

a úroveň fyzické zátěže, kterou pacient podstupuje. Zátěž závisí na hmotnosti, věku, pohlaví, zdravotním stavu, příp. fyzické kondici vyšetřované osoby, apod. Zátěž je v pravidelných, předem definovaných intervalech zvyšována po rovněž předem definovaných hodnotách. Během testu kardiovaskulárního systému se snímá pouze signál EKG, v případě vyšetření kardiorepiračního systému i signály respirační. Zátěžový test je ukončen buď standardně po absolvování všech zátěžových stupňů daných vyšetřovacím protokolem, nebo nestandardně, pokud srdeční frekvence překročí stanovený limit nebo se ve snímaném signálu EKG objeví obraz nějakého pro pacienta fatálního jevu, jako je např. extrasystola ve vulnerabilní fázi vlny T, která může vyvolat komorový flutter

Pro stanovení maximální možné hodnoty srdeční frekvence při zátěžovém testu se nejčastěji používá vztah

$$\text{MHR} = 220 - \text{věk} \quad (2.58)$$

Existují však i další varianty takového vztahu:

Londeree and Moeschberger (1982)

$$\text{MHR} = 206.3 - (0,711 \times \text{věk}) \quad (2.59)$$

nebo Miller aj.(1993)

$$\text{MHR} = 217 - (0,85 \times \text{věk}) \quad (2.60)$$

### Hodnocení a analýza signálu EKG

Signál EKG se z pacienta snímá pomocí svodů standardního 12 svodového systému nebo nějaké jeho zjednodušené varianty (viz kap.2.2.3). Signál je zpracováván v reálném čase.

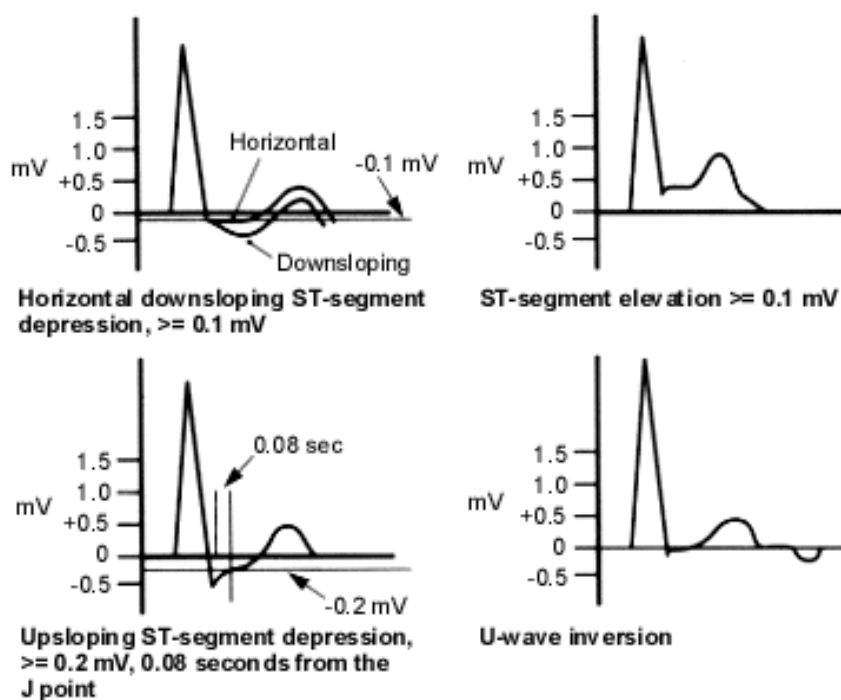
Účinná filtrace driftu izoelektrické linie využívá algoritmů založených na horní propusti se šířkou zadržovaného pásma úměrné aktuální srdeční frekvence (s růstem srdeční frekvence roste šířka zadržovaného pásma a tím schopnost algoritmu odstranit širší pásmo nízkofrekvenčního rušení. Přirozeně zvýšený obsah myopotenciálů se nejčastěji odstraňuje buď pomocí zprůměrovacích algoritmů nebo pomocí různých nelineárních algoritmů, např. využívajících principů vlnkové transformace.



Obr.2-48 Reálný záznam zátěžového EKG s driftem izoelektrické linie a myopotenciály

Důležité parametry pro analýzu jsou zejména hodnota srdeční frekvence a hodnoty signálu v jednotlivých svodech v definovaných pozicích ST segmentu. (Jak plyne z výše uvedeného odstavce, stanovení srdeční frekvence je důležité nejen pro hodnocení stavu srdce, nýbrž i pro nastavení parametrů předzpracujících filtrů.) Všechny uvedené parametry signalizují nezbytnost detekce komplexu QRS, referenčního bodu v něm a jeho konce, od kterého se posléze měří vzdálenost 60 ms, resp. 80 ms, což jsou standardní referenční body pro určení úrovně ST segmentu.

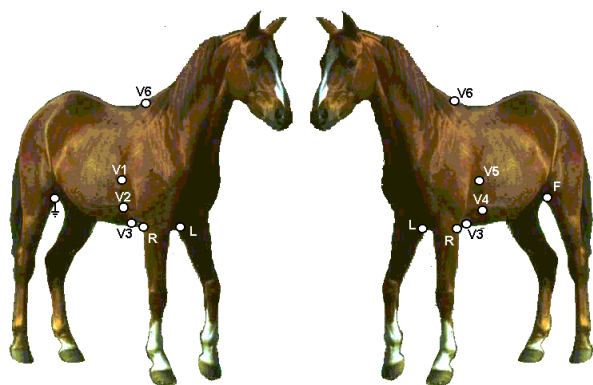
Situace, které charakterizují pozitivní nálezy jsou uvedeny v obr.2-49. Kromě tam zobrazených situací je za pozitivní nález ischemie myokardu považován častý výskyt předčasných ventrikulárních kontrakcí (PVC), multifokální PVC (extrasystoly s počátkem v různých místech tkáně komorových stěn) nebo ventrikulární tachykardie při mírné zátěži (při srdeční frekvenci menší než je 70% maxima)



Obr.2-49 Elektrokardiografické nálezy signalizující pozitivní výsledek zátěžového testu.

## 2.2.17. ELEKTROKARDIOGRAFIE VE VETERINÁRNÍM LÉKAŘSTVÍ

Elektrokardiografický signál samozřejmě poskytuje jednu ze základních informací o stavu srdce nejen u člověka, nýbrž i vyšších živočišných druhů, které mají dostatečně standardně uspořádaný krevní oběh. Nemá-li ale elektrokardiogram být pouhou kuriozitou, ale zdrojem seriózně využitelné informace, využívá se tohoto signálu ve veterinární medicíně jako diagnostického nástroje především ve dvou případech - pokud je člověk s životem daného zvířete svázán psychicky, tj. případ zvířat chovaných v domácnostech jako společníci (např. psi, kočky, apod.), případně jsou-li daná zvířata zdrojem výkonu (opět psi, tentokrát pracovní, a zejména závodní zvířata - u nás koně, v zahraničí i jiné druhy, např. velbloudi).



Obr.2-50 Tetradrický svodový systém

i výpočet napětí jednotlivých elektrokardiografických svodů, ovšem společně s anatomickými předpoklady zvířete - velikost srdce a jeho umístění, ale i jeho buněčným složením, které ovlivňuje charakter šíření elektrického vzruchu srdeční tkání.

Svodovým systémem, dominantně používaným ve veterinární medicíně je tzv. tetradrický svodový systém, který využívá technického uspořádání standardního svodového systému (obr.2-50). Tento svodový systém obsahuje tři bipolární končetinové svody snímané pomocí končetinových elektrod, pro které se využívají kovové klipsy připevňované na kožní řasu v místě přechodu končetiny a trupu. Dále podobně jako humánní systém, z těchto končetinových potenciálů odvozené unipolární Goldbergerovy svody. Unipolární hrudní svody používají elektrody umístěné odlišně ve srovnání s tím jak je předepsáno u lidí. Elektrody jsou umístěny na hrudníku v podstatě symetricky - elektroda V6 je umístěna na hřbetu zvířete na tzv. kohoutku (tím je dána pozice elektrod v předozadním směru), elektrody V1 až V5 jsou rozmístěny pravidelně v dolní polovině těla. K těmto dvanácti svodům, v podstatě běžným i v humánní medicíně, se ještě přidávají tři bipolární tetradrické svody CR6, CL6 a CF6.

### Tvarový charakter elektrokardiogramu koní

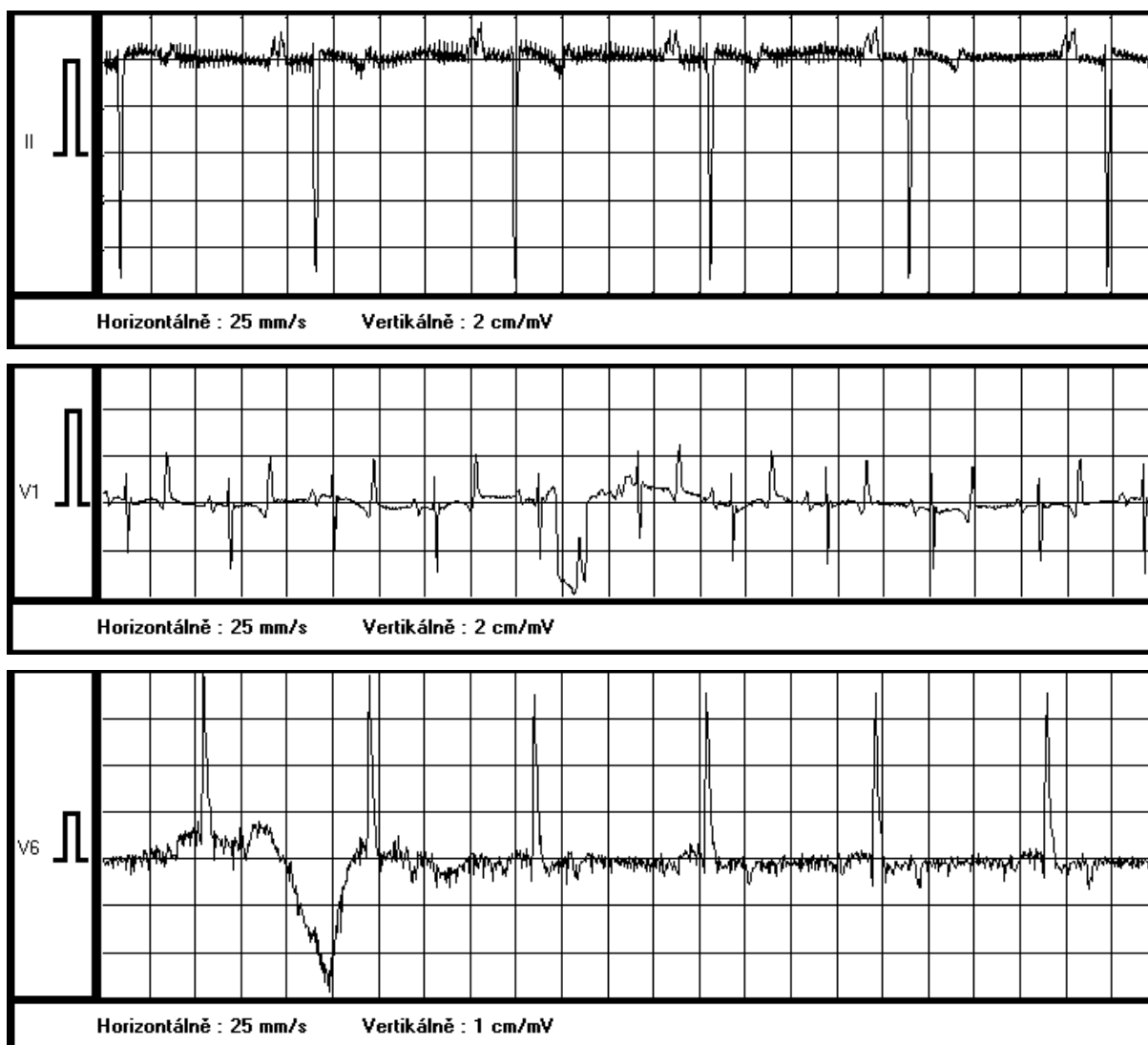
Elektrokardiogram koní musí mít z principu též průběh jak elektrokardiogram, který je snímán u lidí - sled vlny P, komplexu kmitů Q, R, S reprezentujících depolarizaci buněk srdečních komor a vlnu T (obr.2-51). Oproti lidskému EKG však lze pozorovat některé výrazné celkové i dílčí odlišnosti - jednotlivé útvary jsou mnohem více separované, vlna T je výrazně strmější, hlavně ve své terminální fázi, ostřejší je i komplex QRS a konečně vlna P, díky velikosti srdce má zpravidla bimodální tvar se dvěma vrcholy.

### Svodové systémy

Podobně jako v humánní medicíně jsou pro elektrokardiografii zvířat vyvinuty svodové systémy jak odpovídající standardnímu 12 svodovému systému, tak systémy ortogonální.

Pro snímání elektrokardiogramu ve veterinární medicíně se nepoužívá speciálních elektrokardiografických přístrojů, ale standardní techniky používané i v medicíně humánní. Tyto technické důvody z velké části předurčují uspořádání elektrod svodového systému





*Obr.2-51 Charakteristický průběh elektrokardiogramu koně*

Tyto odlišnosti způsobují, že algoritmy pro detekci jednotlivých vln v humánním EKG nepracují při analýze EKG koní spolehlivě. Např. spolehlivost detektoru komplexů QRS vyvinutého pro relativně komplikované prostředí zátěžových testů se snížila při nasazení na elektrokardiografický signál koní o více než 30%.

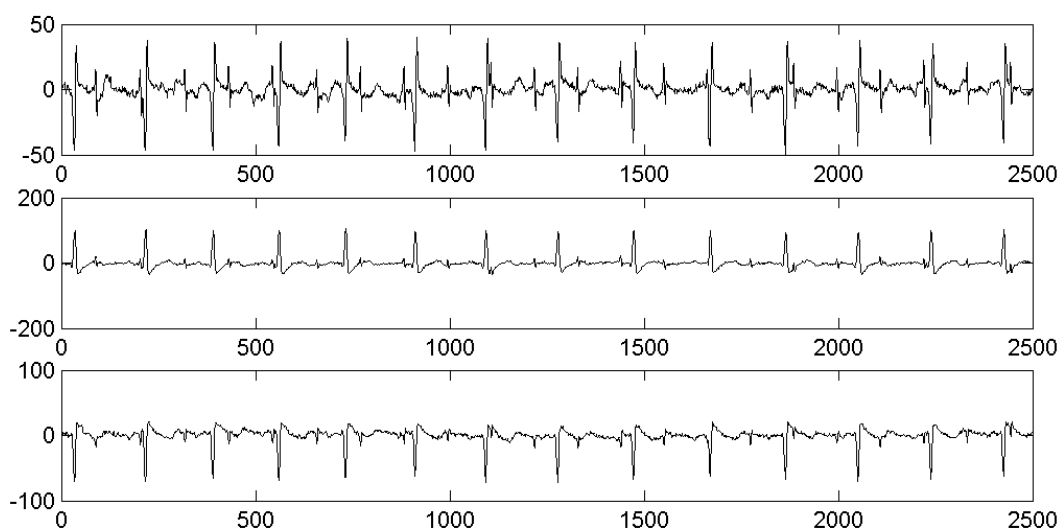
Přesto, že principy detekce jednotlivých vln zůstávají týž, je v případě signálu koní třeba upravit některé dílčí parametry detekčního algoritmu. Např. šířku pásmové propusti souhlasného filtru používaného v počáteční fázi detekce je třeba zúžit a dominantní frekvenci posunout k vyšším hodnotám na 25 až 30 Hz.

## 2.3. FETÁLNÍ ELEKTROKARDIOGRAM

Základním cílem fyziologických regulačních procesů je udržení stálosti vnitřního prostředí organismu, příp. udržení vhodných proporcí souvisejícího látkového a energetického toku. Hlavním homeostatickým mechanismem garantujícím odpovídající prostředí pro vývoj plodu je jeho krevní oběh. S ohledem na tuto skutečnost je základní biofyzikální diagnostika plodu založena zejména na analýze činnosti jeho srdce.

### 2.3.15. DEFINICE

*Fetální elektrokardiogram (FEKG)* je grafická reprezentace časové závislosti rozdílů elektrických potenciálů, snímaných zpravidla z povrchu břicha matky, které vznikají jako důsledek šíření elektrického vzruchu svalovou tkání srdečních síní a komor plodu. (srov. definici EKG<sup>1</sup>).



Obr.2-52 Fetální elektrokardiogram

První pokusy o záznam signálu EKG plodu provedl Cremer v roce 1906.

### 2.3.16. SNÍMÁNÍ FETÁLNÍHO EKG

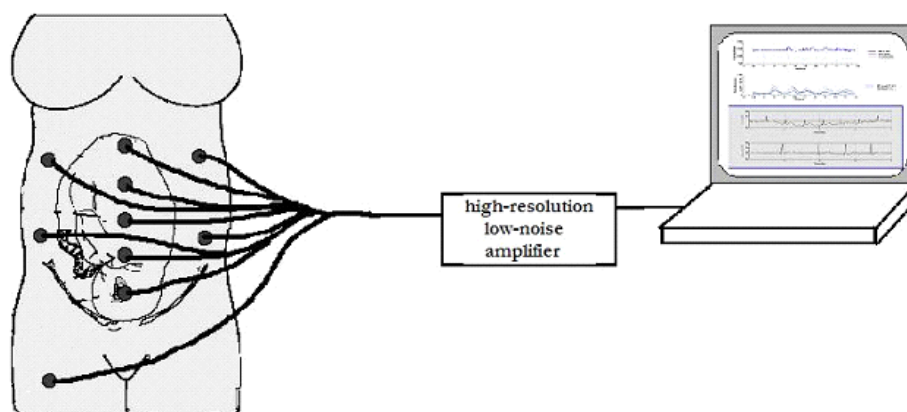
Techniky snímání fetálního elektrokardiogramu lze rozdělit do dvou základních skupin:

- *přímé metody* (DECG - Direct Electrocardiography) - používají elektroda umístěnou na hlavičce plodu.
- *nepřímé metody* (AECG - Abdominal Electrocardiography) - používají vnější elektrody umístěné na povrchu břicha matky.

Metody první skupiny umožňují získat velice kvalitní záznam, vzhledem ke skutečnosti, že jedna elektroda je umístěna přímo u zdroje signálu. Na druhé straně, vzhledem k invazivnímu charakteru vyšetření vzniká možnost zavlečení nákazy do rodidel, a proto je tento způsob snímání především v době porodu. Případně umístění více vnitřních elektrod

---

<sup>1</sup> *Elektrokardiogram (EKG)* je grafická reprezentace časové závislosti rozdílů elektrických potenciálů, snímaných zpravidla z povrchu hrudníku, které vznikají jako důsledek šíření elektrického vzruchu svalovou tkání srdečních síní a komor.



Obr.2-53 Využití standardního elektrokardiografu ke snímání FEKG pomocí nepřímé metody

snižuje jakost zaznamenaného signálu díky malé možné vzdálenosti mezi elektrodami a z toho vyplývajícími malými rozdíly potenciálů na jednotlivých elektrodách.

### 2.3.17. VLASTNOSTI FETÁLNÍHO EKG A JEHO RUŠENÍ

Dosavadní nepopulárnost FEKG vyplývala a vyplývá z problémů spojených s pořízením čistého FEKG. Signál FEKG principiálně vždy obsahuje směs signálu EKG plodu spolu se signálem EKG matky (MEKG). Je-li snímán pomocí břišních elektrod dosahuje FEKG hodnot řádově  $10^2 \mu\text{V}$ , zatímco mateřské EKG hodnot řádově  $10^0 \text{mV}$ , je tedy přibližně desetkrát větší. Frekvenční spektrum signálu FEKG dosahuje ke 150 Hz, největší část neryje je v kmitočtovém pásmu do 80 Hz.

Mateřský signál je také nejvýraznější nežádoucí složkou surového FEKG a jakákoliv analýza FEKG je závislá právě na kvalitě jeho extrakce.

Kromě mateřského signálu se při snímání FEKG mohou v záznamu vyskytnout všechny formy rušivého signálu, jak jsou běžné v případě signálu EKG - kolísání izolnie, síťové rušení, myopotenciály matky, příp. jiné další formy rušení - impulsní, apod.

### 2.3.18. EXTRAKCE FEKG ZE ZÁZNAMU

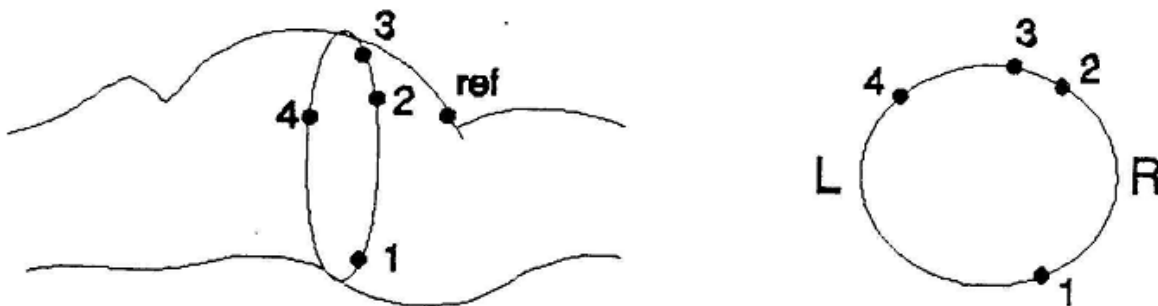
K extrakci FEKG ze změřeného surového signálu byla až dosud vyvinuta celá řada postupů založených na:

- korelačních metodách;
- zprůměrovacích metodách;
- rozkladu originálního signálu na dílčí složky na základě ortogonalit (PCA) nebo statistické nezávislosti (ICA);
- prostorové filtraci;
- adaptivní filtraci,
- paradigmatech neuronových sítí, apod.

Jedna z metod extrakce FEKG je založena na *principu prostorového zprůměrnění*. Při daném uspořádání předpokládá určité vlastnosti signálu EKG matky vyplývající z umístění snímacích elektrod (obr.2-54).

Předpokládejme, že signál snímáný z každé elektrody můžeme popsat vztahem

$$s_i(t) = m_i(t) + f_i(t) + n_i(t), \quad i = 1, \dots, \text{počet elektrod.} \quad (2.61)$$



Obr.2-54 Rozmístění elektrod pro nepřímé měření podle Bergvelda

kde  $m_i(t)$  je složka signálu odpovídající mateřskému EKG snímaná z  $i$ -té elektrody,  $f_i(t)$  je složka fetálního signálu a  $n_i(t)$  představuje obecně všechny ostatní šumové složky.

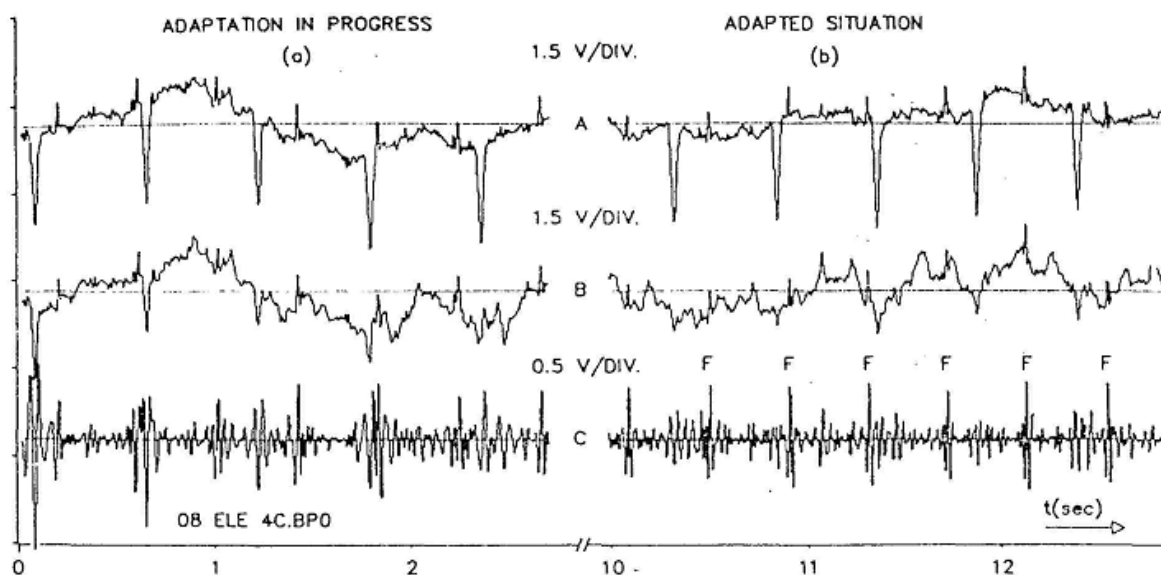
Signál, který vznikne váhovaným zprůměrněním signálů ze všech snímacích elektrod můžeme popsat vztahem

$$s(t) = \sum_i \gamma_i m_i(t) + \sum_i f_i(t) + \sum_i n_i(t), \quad i = 1, \dots, \text{počet elektrod}, \quad (2.62)$$

kde  $\gamma_i$  je váha signálu snímaného z  $i$ -té elektrody. Eliminace mateřského EKG je pak založena na předpokladu, že lze nalézt takové váhové koeficienty  $\gamma_i$ , že  $\sum_i \gamma_i m_i(t) = 0$  (nebo je při nejmenším minimální) a současně  $\sum_i \gamma_i f_i(t) \neq 0$ . Předpokládáme, že šum, tj.  $m(t)$  i  $n(t)$  není korelovaný s  $f(t)$ . Úloha se pak transformuje na optimalizační problém nalezení váhových koeficientů  $\gamma_i$  takových, aby pro danou lokalizaci elektrod platilo co nejvíce  $\sum_i \gamma_i m_i(t) = 0$ .

Výsledky potlačení mateřského EKG pomocí klasického schématu adaptivní filtrace jsou znázorněny na obr.2-55, jednak v počáteční fázi zpracování, jednak v ustáleném stavu.

Tři elektrody byly použity pro snímání FEKG a tři elektrody pro mateřské EKG, použité jako referenční signál.



Obr.2-55 Adaptivní potlačení mateřského EKG: A - vstupní signál; B - výsledek adaptivní filtrace; C - výstup filtrace pásmovou propustí 20 - 40 Hz

## 2.4. FONOKARDIOGRAM

### 2.4.15. DEFINICE

Fonokardiogram je záznam srdečních zvuků (ozev) a šelestů, které vznikají jako důsledek mechanického pohybu myokardu (zejména jeho chlopní) a turbulencí způsobených prouděním krve v srdečních komorách a velkých cévách.

Vznik ozev souvisí s různými fázemi srdeční činnosti.

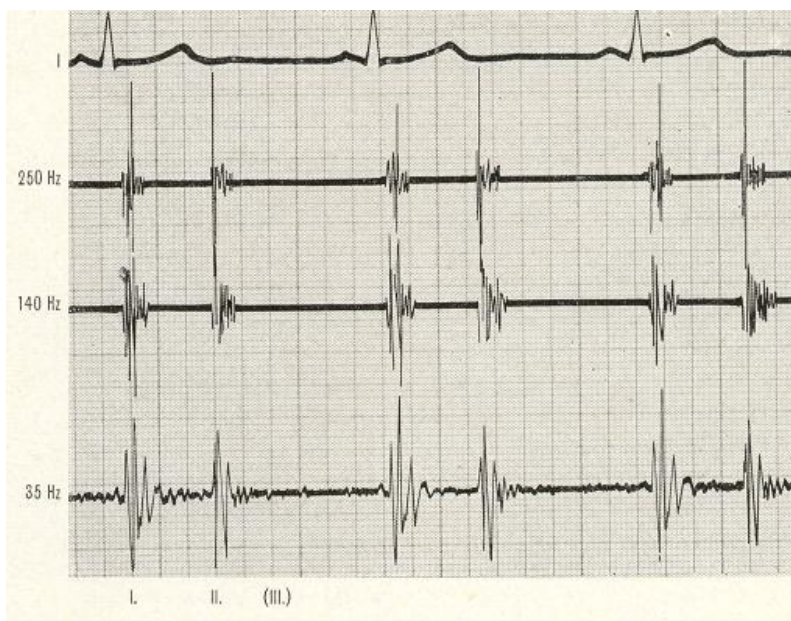
*První ozva* se vyskytuje v době komorové systoly a vzniká jako důsledek uzavření atrioventrikulárních chlopní a otevření semilunárních (poloměsíčitých) chlopní. Tato ozva je úvodním zvukem, slyšitelným během srdečního cyklu. Vyskytuje se v čase komplexu QRS.

*Druhá ozva* se objevuje během ventrikulární diastoly (relaxace srdečních stěn) a je způsobena uzavřením semilunárních chlopní a otevřením atrioventrikulárních chlopní. Tento zvuk je odezvou („ozvěnou“) první ozvy, kterou slyšíme během srdečního cyklu. Vyskytuje se na konci vlny T.

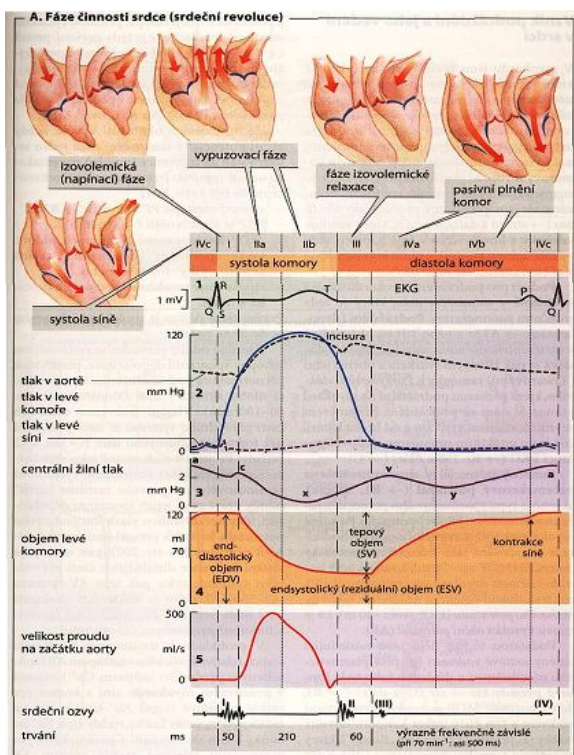
*Třetí ozva* je způsobena turbulencemi spojenými s rychlým plněním komor krátce po otevření atrioventrikulárních chlopní. Vyskytuje se v čase vlny U.

*Čtvrtá ozva* je způsobena turbulencemi vyvolanými průtokem krve ze srdeční síně do komory během atriální systoly. Tento zvuk je možné slyšet (pokud vůbec) bezprostředně před začátkem kontrakce komorových stěn uzavírající atrioventrikulární chlopi.

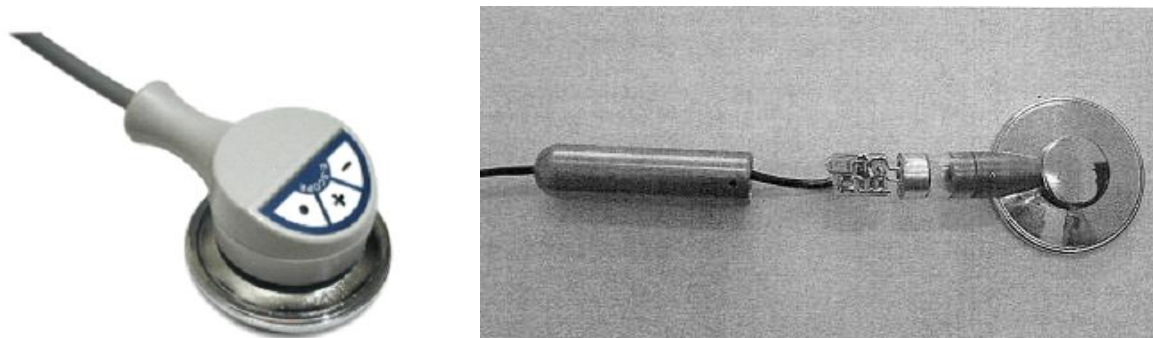
První a druhá ozva jsou jasné a ostré, snadno slyšitelné i netrévaným uchem. Třetí ozva těsně následuje druhou a je tišší (zatlušená), což způsobuje, že je rozeznatelná hůř. Čtvrtá ozva má zpravidla tak nízkou hlasitost, že ji nelze detekovat. Proto, hovoříme-li o detekci srdečních ozev, máme často na mysli pouze první dvě.



Obr.2-56 Simultánní záznam signálu EKG a fonokardiogramu filtrovaného horními propustmi s mezními frekvencemi 250 Hz, 140 Hz a 35 Hz



Obr.2-57 Fonokardiogram - souvislosti



a) b)

Obr.2-58 Ukázky mikrofonů pro fonokardiografii - a) komerční mikrofon; b) experimentální mikrofon

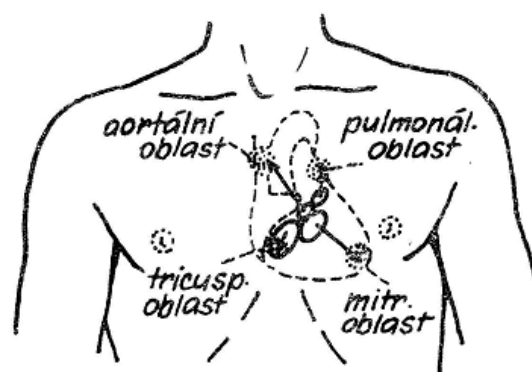
Šelesty jsou syčivé zvuky obsahující vyšší frekvenční složky, které vznikají jako důsledek víření krve ve velkých cévách při změně laminárního proudění na turbulentní. Ačkoliv mají nižší úroveň zvuku než ozvy, jsou dobře slyšitelné, protože ve frekvenčním pásmu, které zaujímají, je ucho nejcitlivější. Mohou mít původ jak fyziologický, tak patologický. Fyziologické šelesty mohou mít zdroj v kardiovaskulárním systému (zrychlení krevního toku u mladých osob) nebo mimo srdce a cévy (srdečně plicní, osrdečnickové - vznikají v plicích, ale jsou vyvolány pohybem krve, budí proto dojem šelestů srdečních). Patologické šelesty vznikají v důsledku chlopňových vad či jiných forem zúžení krevního řečiště - jejich charakter je jednotlivé patologie typický.

#### 2.4.16. SNÍMÁNÍ FONOKARDIOGRAMU

Zvuky fonokardiogram v rozsahu 20 - 2000 Hz se snímají mikrofonem s malými rozměry (průměrem) a relativně velkou setrvačnou hmotou, která vytváří hmotovou a pohybovou indifferenci vůči hrudní stěně a tím usnadňuje záznam srdečních zvuků.

Fonokardiogram se snímá z pacientů v ležící poloze, přičemž v závislosti na požadovaném charakteru fonokardiogram v následujících polohách (obr.2-59):

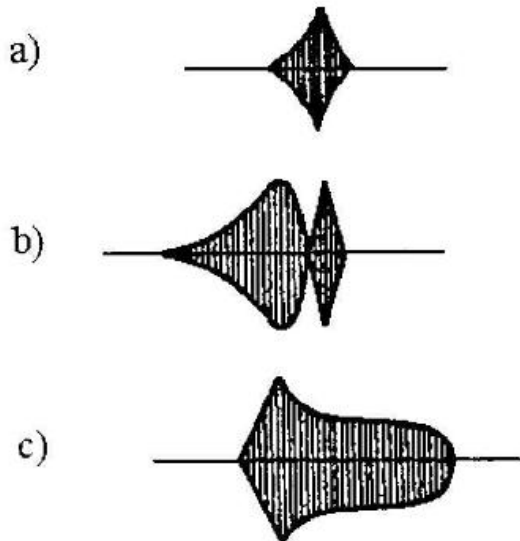
- ke snímání zejména I. a II. ozvy v oblasti středního prekordia ve 3. a 4. mezižebří mezi sternem a srdečním hrotem;
- ke snímání všech čtyř ozev v oblasti srdečního hrotu, za předpokladu, že pacient leží na levém boku;
- ke snímání II. ozvy v oblasti srdeční báze ve 2. mezižebří max. 3 cm symetricky od sternu;
- k zachycení aortálních šelestů nad aortou ve 2., resp.3. mezižebří parasternálně.



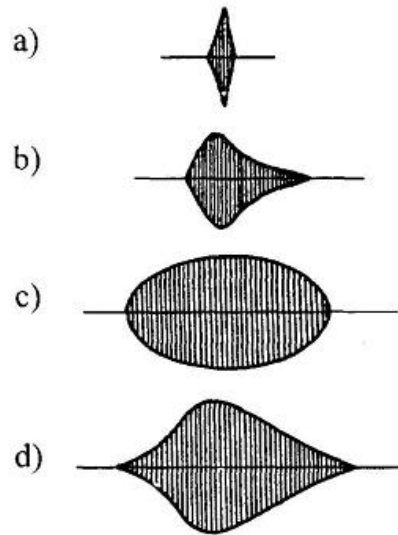
Obr.2-59 Pozice pro umístění mikrofonu pro snímání fonokardiogramu

#### 2.4.17. VLASTNOSTI FONOKARDIOGRAMU

První ozva trvá 20 až 170 ms, její kmitočtové pásmo zasahuje přibližně od 15 do 800 Hz, frekvenčně je níže než ozva druhá. Má čtyři základní složky, které odpovídají - (a) kmitům cípatých chlopní při jejich uzavření na začátku systoly (s kmitočty přibližně 25 -



Obr.2-60 Příklady časových průběhů I. ozvy - (a) normální signál; (b) zúžení průchodu mezi levou síní a komorou; (c) nedomykavost mitrální chlopně



Obr.2-61 Příklady časových průběhů II. ozvy - (a) normální signál; (b) nedomykavost aortální chlopně (c) Botallova stenóza; (d) zúžení aortálního vyústění;

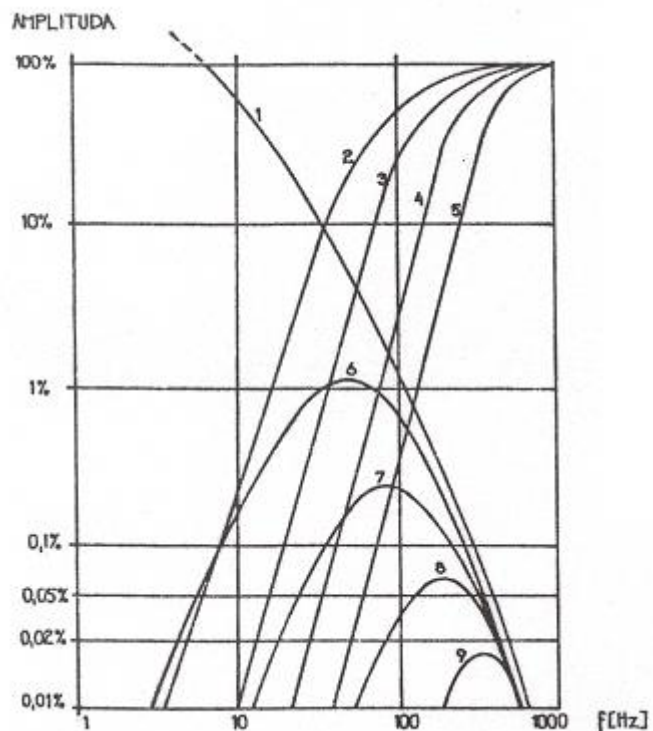
45 Hz); (b) kmitům stěn srdečních komor; (c) otevření semilunárních chlopní; (d) víření krve na začátku velkých tepen.

Druhá ozva trvá 50 - 140 ms, frekvenční složky má v pásmu 10 - 800 Hz, má vyšší zvuk než ozva první, za normálních podmínek má náhlý nástup, jasný zvuk. Má dvě složky - aortální a pulmonální.

Třetí a čtvrtá ozva mají významně nižší úroveň signálu i frekvenčně, mají základní frekvenci 10 - 40 (70) Hz. III. ozva se vyskytuje v čase vlny U, přibližně 150 ms po uzavěru aortální chlopně, doba trvání cca 40 - 80 ms. IV. ozva se nachází těsně před komplexem QRS, případně splývá s I. ozvou. Obě ozvy jsou zpravidla slyšitelné, registrovatelné jsou pouze fonokardiografem.

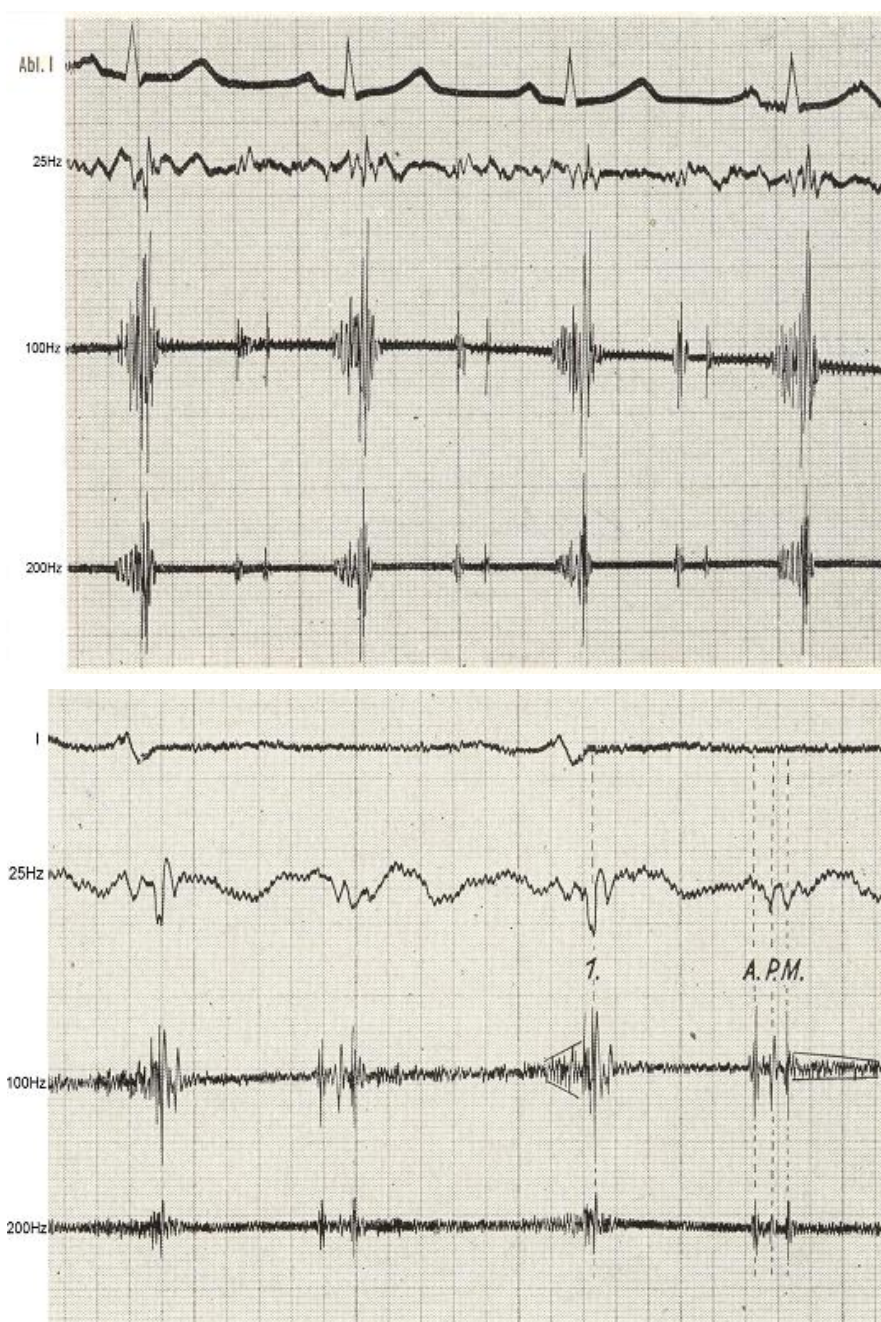
Frekvenční obsah šelestů se pohybuje v pásmu přibližně od 100 Hz do 1 kHz.

Ke snadnějšímu identifikování jednotlivých částí fonokardiogram se používá při snímání signálu filtrace horními propustmi s různou mezní frekvencí - typicky se používá rozdělení signálu na kmitočtová pásma: nízké s mezní frekvencí 35 Hz, střední I ~ 70Hz, střední II ~ 140Hz, vysoké I ~ 250Hz a vysoké II ~ 400Hz. Hmota hrudní stěny působí setrvačně (hrudník



Obr.2-62 Frekvenční charakteristiky vstupní části fonokardiografu - 1- frekvenční charakteristika hrudní stěny; 2-5 frekvenční charakteristiky horních propustí ve vstupním modulu fonokardiografu; 6-9 výsledné frekvenční charakteristiky

se z hlediska frekvenčních vlastností chová jako dolní propust), frekvenční spektrum srdečních zvuků je tedy průchodem hrudníkem ze shora omezeno. Spolu hrudníkem se vstupní horní propusti chovají jako pásmové propusti (obr.2-62).



Obr.2-63 Příklady fonokardiogram mitrální stenózy - záznamy s různým časovým měřítkem



# 1. VARIABILITA SRDEČNÍHO RYTMU<sup>1</sup> (KAP.3)

## 1.1. DEFINICE

Variabilita srdečního rytmu (HRV – Heart Rate Variability), tj. fluktuace jak dob trvání po sobě jdoucích srdečních cyklů, tak hodnot okamžité srdeční frekvence je jev, který reprezentuje stav autonomního nervového systému řídícího srdeční činnost.

## 1.2. SOUVISLOSTI

Činnost sinového uzlu, řídícího fyziologický rytmus srdeční činnosti, je ovládána společným působením sympatické i parasympatické větve autonomního nervového systému, které reagují na stav a potřeby organismu. V závislosti na tomto stavu a zatížení nervového a kardiovaskulárního systému se srdeční rytmus mění v rozsahu 5 - 15% kolem ustálené hodnoty. Velikost variability je nepřímo úměrná velikosti zatížení organismu - je větší v klidu než např. po fyzické zátěži, v dětství než v dospělém věku či stáří, ve zdravém organismu než např. před postižením myokardu infarktem.

Srdeční rytmus ovlivňují mnohé procesy odehrávající se vně i uvnitř organismu. *Vnější faktory*, které se podílejí na charakteru srdečního rytmu jsou zejména:

- svalové a psychické zatížení;
- příjem stravy a na to navazující trávení;
- poloha (staticky vstoje, vleže, změny polohy z leží do vzpřímené, ...);
- hluk, sluchové vjemy z okolního prostředí;
- podnebí, počasí, ... .

*Vnitřní faktory*, které se ovlivňují kvalitu srdečního rytmu jsou:

- dýchání (pojem respirační, resp. sinová arytmie, vyjadřuje kolísání délek trvání srdečních cyklů v závislosti na frekvenci dýchání - při frekvenci dýchání 10 až 30 dechů/min, to představuje hodnoty 0,15 až 0,5 Hz;
- oscilace tlaku krve (baroreflex - spontánní oscilace o frekvenci cca 0,1 Hz způsobené mimo jiné konečnou rychlostí šíření elektrického vzruchu nervovými vlákny);
- termoregulace (oscilace o frekvencích přibližně do 0,08 Hz);
- zdravotní stav.

## 1.3. MĚŘENÍ VARIABILITY SRDEČNÍHO RYTMU

Variabilita srdečního rytmu je primárně variabilitou aktivace sinového uzlu. Depolarizace buněk srdečních síní se v signálu EKG projevuje vlnou P. Její začátek je tedy prvním

<sup>1</sup> Heart Rate Variability: Standards of Measurement, physiological interpretation, and clinical use. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. European Heart Journal, vol. 17 (1996), p.354-381.

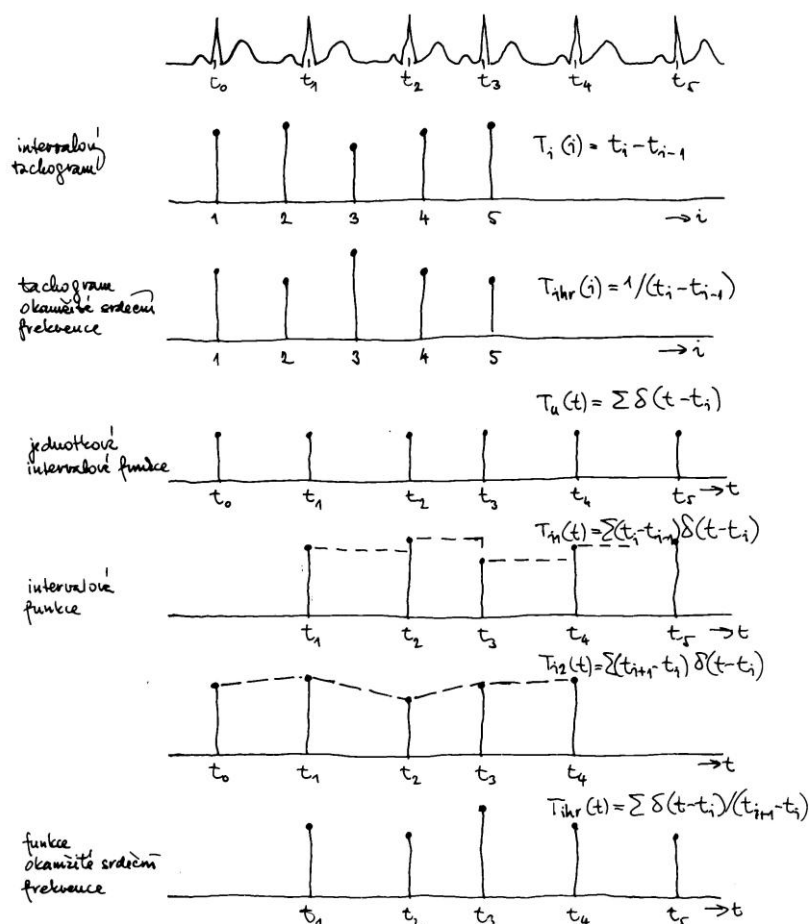
North American Society of Pacing and Electrophysiology. Standards of Professional Practice for the Allied Professional in Pacing and Electrophysiology (Policy Statement). PACE, vol. 26 (2003), p.127-131.

okamžikem kdy lze rozpoznat elektrickou aktivitu srdeční tkáně. Tento okamžik by tedy bylo možné považovat za referenční pro stanovení srdeční frekvence. Bohužel, vlny P mají relativně nízké napětí a ne příliš strmou nástupní hranu, přesnost stanovení počátku elektrické aktivity není tudíž vysoká. To je důvod, proč se za vztažný okamžik považuje bod komplexu QRS, nejvýraznějšího útvaru signálu EKG. Přesná poloha závisí na detekčním algoritmu, obzvláště je za tento referenční bod považována vlna či kmit R - proto označujeme délku srdečních cyklů a to i v tom případě, že jsou měřeny zcela odlišným způsobem, příp. i pomocí jiných signálů, jako intervaly RR. Považujeme-li RR intervaly za vyjádření dob mezi dvěma vybuzeními sinového uzlu, je třeba mít na paměti, že i doba mezi vybuzeními sinového uzlu a vlnou R se může měnit, obecně se připouští kolísání v rozsahu do 5 ms (při zátěži i v klidu), čímž je nepřímo dána přesnost měření.

## 1.4. METODY POPISU VARIABILITY SRDEČNÍHO RYTMU

### 1.4.1. POPIS V ČASOVÉ OBLASTI

Primární informací popisující variabilitu srdečního rytmu je naměřená posloupnost intervalů RR.



Obr.3-1 Popis variability srdečního rytmu v časové oblasti

Popis pomocí posloupnosti hodnot intervalů RR, kdy je za nezávislou proměnnou považováno pořadí každého vzorku a je tedy na této ose potlačena časová závislost, nazýváme *intervalový tachogram*. Vyjádříme-li jednotlivé hodnoty posloupnosti převrácenou hodnotou intervalů RR, tj. pomocí hodnot tzv. okamžité frekvence, pak nazýváme tento způsob popisu

*tachogramem okamžité frekvence*. Jak uvidíme v dalším textu, odpovídá popis pomocí převrácených hodnot intervalů RR více podstatě problému a je proto přesnější, ale popis pomocí intervalů RR se používá déle, je tradičnější a proto v odborné literatuře převládá.

Základní formou popisu v časové oblasti je vyjádření funkcí, která nabývá nenulových hodnot v okamžiku výskytu sledovaného děje, tedy prakticky detekčním algoritmem definovaného referenčního bodu v komplexu QRS. Tuto funkci nazýváme *intervalovou funkcí*. Podle velikosti nenulových hodnot rozlišujeme tři varianty této funkce:

- a) hodnota funkce není závislá na délce srdečního cyklu před referenčním okamžikem, vyjadřuje pouze skutečnost, že určitém čase je elektrická komorová aktivita v určité, předem definované fázi; všechny nenulové hodnoty jsou tedy stejné, v elementárním případě jednotkové - *jednotková intervalová funkce*;
- b) hodnota funkce je dána dobou trvání předcházející srdečního cyklu (ekvivalentní popisu pomocí intervalového tachogramu) - *intervalová funkce*;
- c) hodnota funkce je dána převrácenou hodnotou doby trvání předcházející srdečního cyklu (ekvivalentní popisu pomocí tachogramu okamžité srdeční frekvence) - *funkce okamžité srdeční frekvence*.

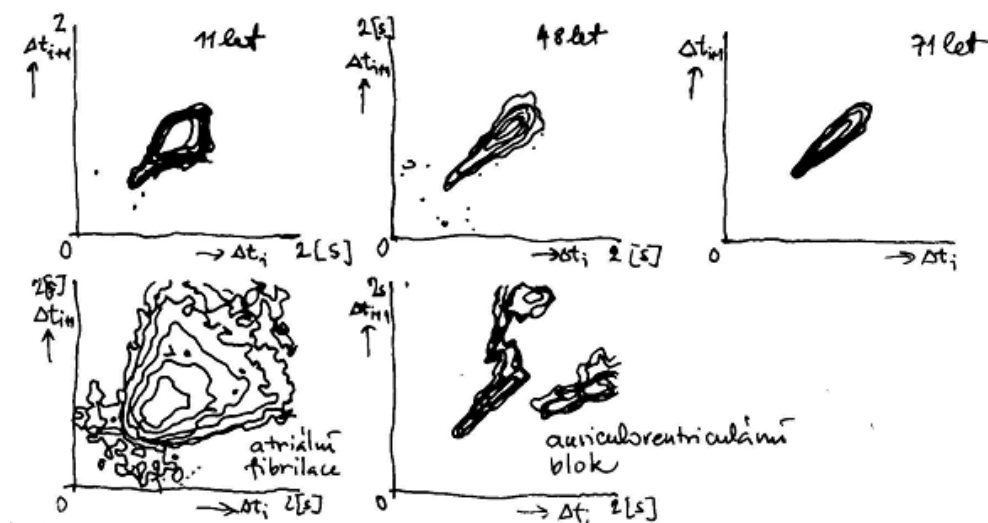
Vzhledem k časově nepravidelnému výskytu nenulových hodnot intervalových funkcí je třeba na tyto formy popisu pohlížet jako na nepravidelně vzorkovaný signál, což při dalším zpracování (např. při výpočtu frekvenčního spektra) zpravidla dělá problémy. Je proto potřeba nebo alespoň vhodné převést popis na sekvenci v čase pravidelně rozmístěných vzorků. Nejjednodušším postupem, jak lze pravidelného vzorkování dosáhnout, je pravidelné navzorkování funkce, která je vytvořena z původní reprezentace polynomiální interpolací mezi každými dvěma původními vzorky. Rozumným kompromisem mezi složitostí interpolace a přesností vyjádření vlastností signálu HRV je polynom prvního, maximálně druhého stupně, v případě interpolace pomocí splajnů polynom 3. stupně.

#### **1.4.2. POPIS VE STAVOVÉ OBLASTI**

Popis variability srdečního rytmu ve stavové oblasti je ekvivalentní stavovému popisu systémů, kdy souřadnice stavového prostoru definují stavové proměnné systému a každý okamžitý stav je definován vektorem okamžitých hodnot stavových proměnných. Považujeme-li za stavové proměnné okamžité hodnoty délek srdečního cyklu a jejich hodnoty o takt posunuté (vpřed či vzad), pak lze dynamiku srdeční variability vyjádřit graficky formou stavového diagramu. Tvar obrazce ve stavové rovině mezi následnými hodnotami intervalů RR může být specifický pro různé stavy organismu - fyziologické a patologické (viz obr.3-2). Tvar stavového obrazce může být charakterizován různými odvozenými geometrickými parametry - plocha obrazce, jeho šířka, poměr poloos vepsané elipsy, apod.

#### **1.4.3. POPIS POMOCÍ STATISTICKÝCH PARAMETRŮ**

Vlastnosti posloupnosti okamžitých hodnot, popisujících ve stanoveném časovém intervalu buď doby trvání srdečních cyklů nebo jejich převrácených hodnot definujících okamžitou srdeční frekvenci, lze souhrnně charakterizovat statistickými parametry buď v časové nebo frekvenční doméně.



Obr.3-2 Popis variability srdečního rytmu ve stavovém prostoru

Popis statistickými parametry zpravidla předpokládá stacionární vlastnosti analyzované posloupnosti. V případě variability srdečního rytmu předpoklad o stacionaritě posloupnosti v delším časovém intervalu není zpravidla splněn a je otázka, zda je z hlediska následného zpracování nesplnění tohoto požadavku na závadu či nikoliv. Stálost statistických parametrů variability srdečního rytmu je závislá na vnějších podmínkách, za kterých vyšetření probíhá. Pokud nejsou během vyšetření uměle zavedeny změny podmínek, pak za minimální délku posloupnosti pro směrodatné stanovení parametrů variability srdečního rytmu je považován počet 100 až 200 intervalů (prokazatelně je možné zohlednit harmonické složky o periodě 10 až 60 s). Za maximální délku se v praxi uvádí posloupnost o cca 250 hodnotách, což představuje dobu vyšetření kolem 200 sekund, či se někdy uvádí délka vyšetření 2 až 5 minut.

Statistické parametry posloupnosti variability srdečního rytmu lze rozdělit do následujících kategorií:

- parametry v časové oblasti
  - vyplývající ze změřených hodnot intervalů RR nebo okamžité srdeční frekvence;
  - vyplývající z diferencí mezi sousedními hodnotami intervalů RR
- parametry v frekvenční oblasti
  - vyplývající přímo z hodnot frekvenčního spektra;
  - vyplývající z vlastností systému, jehož vlastnosti reprezentují spektrální vlastnosti posloupnosti.

Nejjednodušší parametr popisující variabilitu srdečního rytmu je směrodatná odchylka posloupnosti intervalů RR, tedy druhá odmocnina rozptylu posloupnosti. Protože rozptyl je matematicky roven celkovému výkonu (i spektrálně vyjádřenému), vyjadřuje směrodatná odchylka vliv všech harmonických složek, které mají ve zvoleném intervalu vyšetření vliv na HRV. Běžně se určuje směrodatná odchylka pro 24 hodinové vyšetření, v tom případě vystihuje směrodatná odchylka jak nejpomalejší spektrální složky, tak i komponenty s vysokou frekvencí. Čím je délka vyšetření kratší, tím vyšší je frekvence základní harmonické. Čím je délka vyšetření delší, tím jsou hodnoty směrodatné odchylky větší, proto je obtížné srovnávat hodnoty této statistické míry pro signály o různém trvání. Proto se kladou požadavky na normalizaci délky vyšetření, z výše uvedených požadavků na stacionaritu se za standardizovanou délku vyšetření zpravidla považuje 5 minutový interval.

Nejčastější statistické parametry posloupností rozdílů sousedních intervalů RR jsou:

- odmocnina ze střední hodnoty čtverců rozdílů následných intervalů RR - RMSSD;
- počet rozdílů následných intervalů RR větších než 50 ms - NN50;
- relativní počet rozdílů následných intervalů RR větších než 50 ms vztažený k celkovému počtu intervalů RR v posloupnosti - pNN50.

Všechny tyto veličiny mají vysokou míru korelace.

Další používané statistické parametry používané pro popis HRV jsou:

- frekvence lokálních extrémů
  - $F[(RR_{i+1} < RR_i > RR_{i-1}) \vee (RR_{i+1} > RR_i < RR_{i-1})]$
- střední hodnota absolutních hodnot rozdílů mezi dvěma sousedními intervaly

$$\frac{1}{n} \sum_{i=1}^{n-1} |RR_i - RR_{i+1}| \quad (3.1)$$

- střední hodnota kladných, resp. záporných hodnot rozdílů mezi dvěma sousedními intervaly

⊕:

$$\frac{1}{n} \sum_{i=1}^{n-1} (RR_i - RR_{i+1}) \Big|_{RR_{i+1} < RR_i} \quad (3.2)$$

apod.

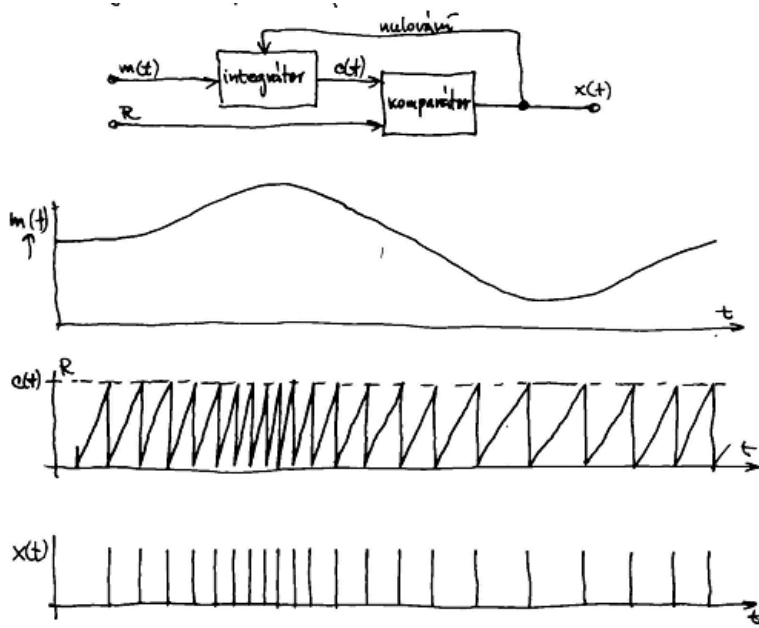
Míry přímo odvozené z kmitočtových spekter mohou být např. výkon v pásmu velmi nízkých frekvencí VLF ( $f \leq 0,04$  Hz nebo  $f \leq 0,07$  Hz), výkon v pásmu nízkých frekvencí LF ( $f \in \langle 0,04; 0,15 \rangle$  Hz;  $f \in \langle 0,07; 0,15 \rangle$  Hz;), normalizovaný výkon v pásmu nízkých frekvencí  $LF_{norm}$ , buď vůči celkovému výkonu nebo k celkovému výkonu zmenšenému o výkon v pásmu velmi nízkých frekvencí, výkon v pásmu vysokých frekvencí HF ( $f \in \langle 0,15; 0,4 \rangle$  Hz;  $f \in \langle 0,15; 0,5 \rangle$  Hz;), poměr LF/HF, apod.

Popis spektrálních vlastností intervalů RR může být vyjádřen i parametry lineárního autoregresivního systému nízkého řádu (v praxi max. 2. řádu) modelujících změřenou posloupnost.

#### 1.4.4. MODEL VARIABILITY SRDEČNÍHO RYTMU

Pro vysvětlení vzniku proměnných intervalů mezi jednotlivými srdečními stahy se používá model vycházející z principu integrační impulsové frekvenční modulace - IIFM (obr.3-3). Tento model byl původně publikován pro popis vzniku akčních potenciálů a jejich šíření po nervovém vlákně, integrační princip je však vhodný i pro popis dějů probíhajících na membránách srdečních buněk a tedy i pro popis procesu excitace pacemakerových buněk sinového uzlu.

Předpokládejme, že  $m(t)$  je modulační signál, který reprezentuje aktivitu autonomního nervového systému. Tento fiktivní signál ovlivňuje průchod iontů přes membránu pacemakerových buněk a tedy kumulaci iontů v intra i extracelulárním prostředí, tj. ovlivňuje charakter integrace reprezentované integračním členem v modelu. Nabývá-li modulační signál vyšších hodnot, má výstup integrátoru vyšší strmost (vyšší derivaci) a naopak, jsou-li hodnoty modulačního signálu menší, je strmost (derivace) výstupu integrátoru menší. Je-li strmost výstupu



Obr.3-3 Model variability srdečního rytmu pomocí integračního impulsního frekvenčního modulátoru

integrátoru vyšší, dosáhne hodnota výstupu referenčního prahu R dříve, je-li strmota výstupu integrátoru menší, dosáhne hodnota výstupu referenčního prahu později. Referenční práh představuje úroveň napětí na buněčné membráně, kdy dojde k vybuzení buňky a vzniku akčního potenciálu. To je v modelu představováno stavem, kdy výstup integrátoru dosáhne prahové hodnoty. V tom okamžiku se objeví na výstupu komparátoru nenulová hodnota, která je zpětnou vazbou přivedena zpět na integrátor,

který vynuluje. Nulová hodnota na výstupu integrátoru je opět menší než referenční práh, proto i hodnota na výstupu komparátoru klesne na nulu a na výstupu modulátoru se proto objeví jen krátký impuls. Protože je doba nabíjení integračního členu nepřímo úměrná velikosti modulačního signálu, je frekvence impulsů na výstupu úměrná velikosti modulačního signálu - čím větší je hodnota modulačního signálu, tím vyšší je frekvence výstupního pulsu.

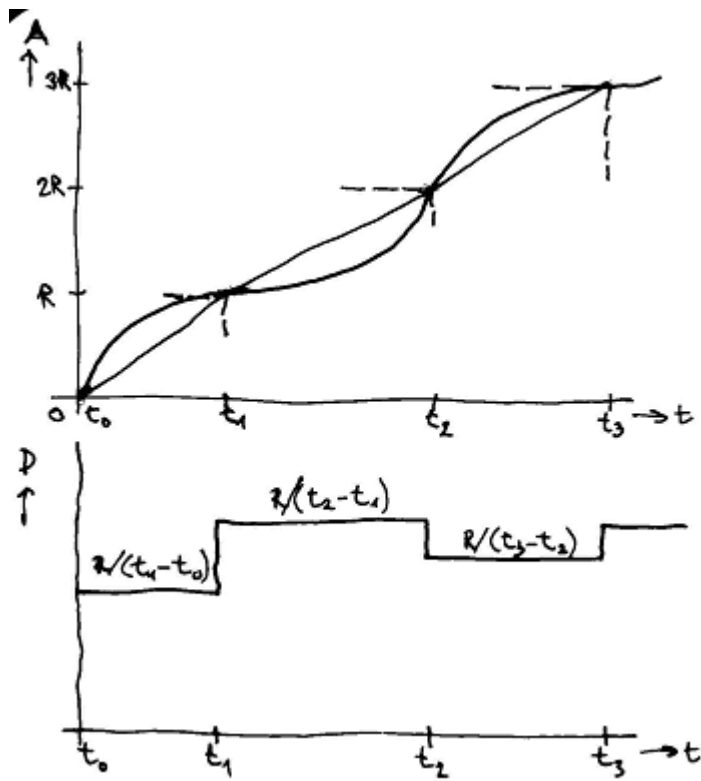
Pro spektrum signálu  $x(t)$  na výstupu IIFM byl odvozen vztah, za předpokladů, že

$$\begin{aligned}
 & \text{je-li } m(t) = m_0 + m_1 \cos(2\pi f_m t + \varphi) \quad f_0 = m_0/R \gg f_m \\
 & x(t) = I f_0 \left( 1 + \frac{m_1}{m_0} \cos(2\pi f_m t + \varphi) \right) + 2 \sum_{k=1}^{\infty} \sum_{n=-\infty}^{\infty} \left( 1 + \frac{n f_m}{k f_0} \right) J_n \left( k \frac{f_0 m_1}{f_m m_0} \right) \cdot \cos[2\pi(k f_0 + n f_m)t + \dots] \\
 & |X(f)| = I f_0 \left( 1 + \frac{m_1}{m_0} \delta(f - f_m) \right) + 2 \sum_{k=1}^{\infty} \sum_{n=-\infty}^{\infty} \left( 1 + \frac{n f_m}{k f_0} \right) J_n \left( k \frac{f_0 m_1}{f_m m_0} \right) \delta[f - (k f_0 + n f_m)] = I f_0 + S(f) + C(f)
 \end{aligned}$$

Obr.3-4 Spektrum signálu na výstupu IIFM

modulační signál je dán součtem stejnosměrné úrovně  $m_0$  a harmonického signálu o frekvenci  $f_m$ , který je uveden i s grafickým vyjádřením spektra na obr.3-4.  $f_0$  je frekvence nosné složky, v případě signálu HRV je rovna průměrné opakovací srdeční frekvenci,  $J_n$  je Besselova funkce  $n$ -tého řádu. Ze zobrazeného spektra vyplývá, že modulační složku lze z modulovaného signálu získat oddělením od vyšších harmonických složek dolní propustí.

Z modelu IIFM vyplývá i představa o tom, jaká reprezentace variability srdečního rytmu je přesnější, zda pomocí hodnot intervalů RR nebo jejich převrácenými hodnotami. Představme si, že v modelu schází komparátor a tedy nedochází k vynulování integrátoru při dosažení referenční úrovně. V tom případě je na výstupu integrátoru neustále rostoucí funkce, o které víme, že v časových okamžicích  $t_i$  dosahuje hodnot  $i \cdot R$ . Protože jinak nevíme o průběhu integrálu nic jiného, nelze určit jeho derivaci jinak než z nějaké formy interpolace průběhu integrálu mezi sousedními časovými okamžiky  $t_i$ . Když zvolíme nejjednodušší formu interpo-



Obr.3-5 Demodulace výstupu IIFM pomocí derivace

lace pomocí lomené přímky, má derivace integrálu tvar schodovité funkce, kde úrovně jednotlivých schodů jsou rovny převráceným hodnotám intervalům mezi srdečními stahy, tj. hodnotám okamžité srdeční frekvence. Z tohoto důvodu lze předpokládat, že vyjádření pomocí hodnot okamžité srdeční frekvence je vyjádření přesnější.

# 1. SIGNÁLY NERVOVÉ SOUSTAVY (KAP.4)

## 1.1. SPONTÁNNÍ ELEKTRICKÁ AKTIVITA MOZKU - ELEKTROENCEFALOGRAM (EEG)

### 1.1.1. DEFINICE

*Elektroencefalogram (EEG)* je (grafická) reprezentace časové závislosti rozdílu elektrických potenciálů, snímaných z elektrod umístěných zpravidla na povrchu hlavy (skalpu), výjimečně přímo z kůry mozkové (*elektrokortikogram*), které vznikají jako důsledek elektrické přirozené aktivity mozku.

Elektroencefalogram umožňuje hodnotit různé formy poškození mozku, onemocnění epilepsií, poruchy spánku, případně další poruchy centrální nervové soustavy.



Obr.4-1 Záznam signálu EEG poprvé pořízeného Hansem Bergernem v roce 1924

Podle legislativy v mnoha zemích se záznam signálu EEG používá k definici mozkové smrti.

### 1.1.2. GENEZE

#### Centrální nervová soustava

Centrální nervová soustava (CNS) je nejvyšším řídicím a integrujícím systémem v organismu. Obsahuje centra pro zpracování, řízení a uchovávání informace. Funkčně je CNS organizována v následujících dílčích podsystémech:

- *somatický nervový systém* (nervy kosterního svalstva, povrchového cití, smyslových orgánů), který odpovídá na podněty z okolního světa reakcemi směřujícími opět vně. Reakce jsou zpravidla volní a probíhají vědomě.
- *autonomní (vegetativní) nervový systém* zajišťuje řízení funkcí vnitřních orgánů a stavu vnitřního prostředí. Periferní část tohoto systému se dělí (anatomicky i funkčně) na sympatický a parasympatický podsystém.

Součástí CNS je i tzv. *limbický<sup>1</sup> systém*. Řídí vrozené i získané formy chování, je centrem instinktů, motivací, emocí (úzkost, zuřivost, zlost, radost, štěstí, ...).

Anatomicky se CNS skládá z mozku a páteřní míchy.

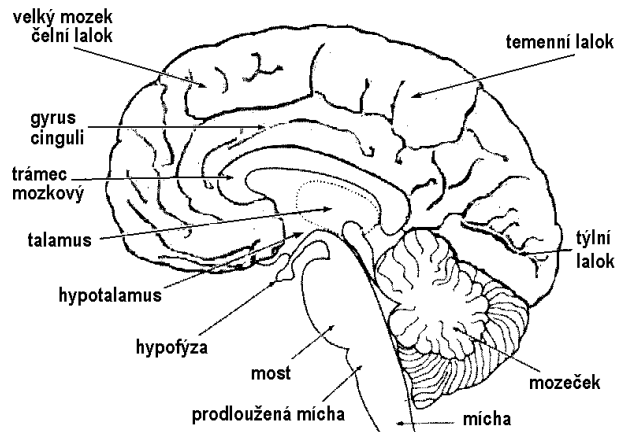
Mozek se skládá z:

- *mozkového kmene* (prodloužená mícha, most a střední mozek) - řízení základních životních funkcí jako je krevní oběh, dýchání, apod.;
- *mozečku* (cerebellum) - centrum pro udržení svalového napětí, rovnováhy a koordinaci pohybů;

<sup>1</sup> Limbický - lat. *limbus* - okraj, mez; leží na vnitřní straně mozkové hemisféry



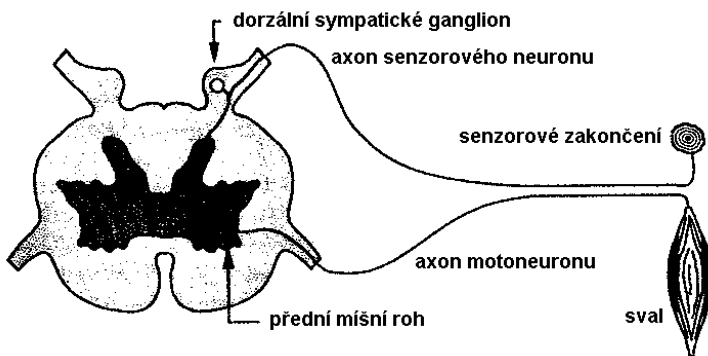
- *mezimozku* (diencephalon) - hluboká část mozku spojující střední mozek (mezeencefalon) s mozkovými polokoulemi, je spojovací oblastí pro všechny aferentní senzorní vstupy - (hypotalamus, talamus, epitalamus);
- *velkého, koncového mozku* (telencefalon) - skládá se z nervových jader (bílá hmota mozková - tvoří ji myelinová vlákna neuronů) a mozkové kůry (šedá hmota mozková - cca 40% hmoty mozku - je sídlem vědomí, vnímání, paměti, myšlení, centra zahájení volních pohybů - u některých oblastí je přesně známa jejich funkce).



Obr.4-2 Pravá mozková hemisféra při pohledu z vnitřní strany

Z míchy v páteřním kanálu vystupují míšní (spinální<sup>2</sup>) nervy. Nerv je svazek nervových vláken vedoucích podněty do (*dostředivé, aferentní<sup>3</sup> n.*) nebo z (*odstředivé, eferentní<sup>4</sup> n.*) CNS. V příčném řezu páteřní míchou, která je nejnižším reflexním motorickým centrem, je patrná tmavší struktura šedé hmoty, tvořené zejména těly eferentních nervových buněk - tzv. motoneuronů vedoucích ke kosterním svalům (přední část míchy) a těly interneuronů, propojujících jednotlivé části NS (část zadních rohů šedé hmoty míšní). Těla aferentních vláken se nacházejí hlavně mimo páteřní míchu spinálními ganglii, částečně zadními míšními rohy. Bílá míšňí hmota je tvořena axony obou typů nervových drah.

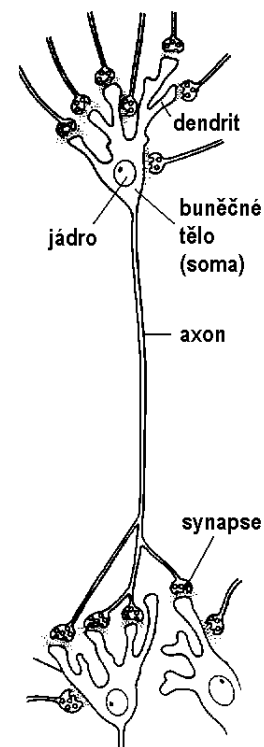
*Ganglion - nervová uzlinka obsahující nervové buňky. Ganglia jsou v blízkosti páteře (sympatická ganglia) nebo v blízkosti vnitřních orgánů (parasymptická ganglia). [řec. ganglion - uzel].*



Obr.4-3 Příčný řez páteřní míchou

## Neuron

*Neuron* je nervová buňka, která se skládá ze tří základních částí - *buněčného těla, axonu a dendritů*. Podobně jako ostatní buňky je neuron obklopen plasmatickou membránou o tloušťce asi 50 až 150 Å. Vstup do neuronu může být kdekoli na jeho povrchu. Nejčastěji však jako vstupní brány slouží dendrity, více či méně členité výběžky z buněčného těla neuronu. Naopak, jako výstupní jednotky slouží speciální struktury zvané synapse, které mají mechanismy zajišťující předávání neuronem zpracované



Obr.4-4 Části neuronu

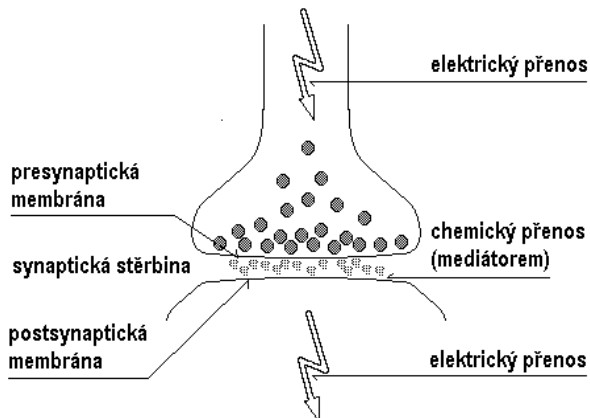
<sup>2</sup> Spinální - lat. *spina* - 1) trn, 2) páteř

<sup>3</sup> Aferentní - lat. *ad-* - předpona s významem k, při; lat. *ferre* - nést, nosit

<sup>4</sup> Eferentní - lat. *e-* - předpona s významem z-, od-, ven;

informace na další buňky. Zpravidla se na jednom neuronu vyskytuje 1000 až 10 000 synapsí. Vlastní zpracování informace, které je pravděpodobně reprezentováno prahovaným kumulativním procesem, probíhá v buněčném těle a snad i v dendritech. Překročí-li součet (?) vstupních excitačních signálů určitou hranici, neuron se vybudí a informace o excitaci neuronu se šíří axonem až do terminální části neuronu, obsahující presynaptické a synaptické struktury.

Synapse je místo kontaktu neuronu s okolními navazujícími buňkami (další neuron, svalové vlákno, ...). U savců je přenos informace synapsí založen (až na výjimky) na chemických procesech (nikoliv elektricky !!). Elektrický signál v axonu uvolní z měchýřků (vesikul) na presynaptické membráně molekuly mediátoru (neurotransmiteru - acetylcholin, noradrenalin, adrenalin, dopamin, ...), které postupují (difúzí) rychlostí pouze 2 mm/s přes synaptickou štěrbinu (10 - 40 nm) k postsynaptické membráně navazující buňky, kde jsou opět vyvolány potenciálové změny. Podle charakteru mediátoru je činnost další buňky buď aktivována nebo tlumena.



Obr. 4-5 Schéma synapse

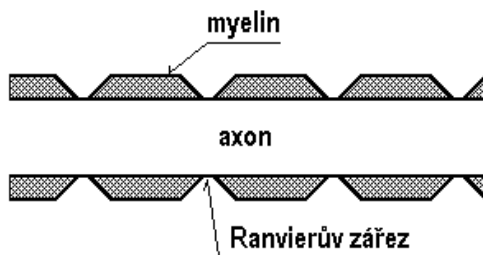
Rozměry různých typů nervových buněk se velice liší. Průměry těl neuronů u obratlovců se pohybují v intervalu od několika  $\mu\text{m}$  až do 30  $\mu\text{m}$ . Délka dendritů je největší ve vnějších vrstvách mozkové kůry, maximálně do 2 mm, a délka axonů se mění od 50  $\mu\text{m}$  do několika metrů u velkých savců. Maximální průměr axonů velkých motorických i smyslových nervových vláken je u obratlovců přibližně 20 až 25  $\mu\text{m}$ . Minimální průměr, méně než 0,5  $\mu\text{m}$ , mají smyslová ganglia.

*Nervová soustava olivní obsahuje kolem 20 velkých nervových vláken o průměru až 1 mm. Jejich dvě nejdelší vlákna mají více než 20 cm.*

Velká nervová vlákna jsou normálně obklopena myelinovým obalem, tvořeným bílkovinnými a tukovými vrstvami. Myelinové izolační pouzdro je pravidelně ve vzdálenostech cca 1 mm přerušeno tzv. Ranvierovými zářezy. Tato místa se vyznačují sníženým elektrickým odporem, což zvyšuje rychlost šíření vzruchů podél axonů.

*Poruchy myelinového obalu způsobují některé nervové choroby, např. roztroušenou sklerózu.*

*[Řec. myelos - původně morek kosti (nyní kostní dřev) od slovesa myo zavírám, obsahují v sobě; antičtí lékaři považovali za morek vše co bylo uzavřeno v kostech, tedy i mozek a míchu. Srvn. morek x mozek. Pozor !!! - předpona myo- ve vztahu ke svalu má původ v řec. mys, myos - myš.]*

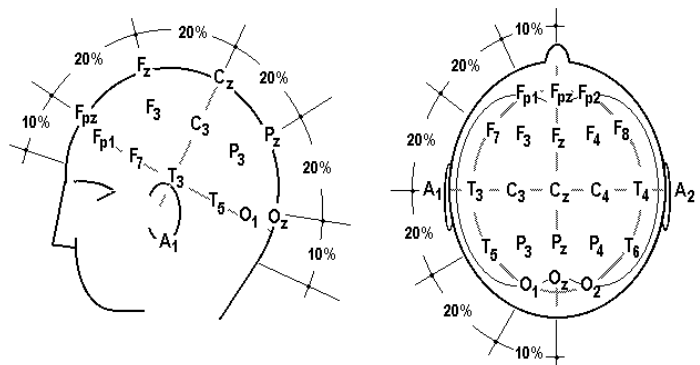


Obr.4-6 Schématické znázornění myelinového obalu nervového vlákna s Ranvierovými zářezy

Šířením elektrických akčních potenciálů podél axonů neuronů, vzniká v jejich okolí elektromagnetické pole, které se šíří do okolního prostoru. Jako důsledek šíření tohoto elektromagnetického pole vzniká v každém místě prostoru sumační elektrický potenciál, který lze registrovat pomocí snímacích elektrod.

### 1.1.3. SNÍMÁNÍ

Elektrody pro záznam signálů generovaných mozkem jsou zpravidla *povrchové* kruhové tvaru o průměru 7 - 10 mm, vypuklé s malým otvorem, kterým se mezi elektrodu a pokožku vstříkuje elektrolytový gel pro snížení a stabilizování přechodového odporu. Při umístění elektrody do vodivého prostředí vzniká elektrický článek vytvářející napětí až asi 200 mV, přičemž vlivem pohybů se může toto napětí měnit.



Obr.4-7 Systém „10/20“ pro rozmístění elektrod při snímání EEG signálů

Signál EEG se v klinických podmínkách snímá pomocí mezinárodního standardizovaného svodového systému 10/20, zavedeného v roce 1958 Herbertem Jasperem.

Elektrodotový systém 10/20 definuje relativní polohy 21 elektrod pro snímání elektrických potenciálů mozku. Pozice jednotlivých elektrod jsou definovány relativně podle poměru 10/20% mezi krajními body v předozadním směru (kořen nosu - nasion - a výstupek na týlní kosti - inion) i v levo-pravém směru. Pozice elektrod jsou v průsečících tohoto dělení. Jsou označeny zkratkami, vycházející z klinicky používaných názvů:

- F - frontální (čelní), resp. Fp - frontopolární;
- C - centrální (střední);
- P - parietální (temenní);
- T - temporální (spánkový);
- O - okcipitální (týlní);
- A - aurikulární (ušní).

Značení dále využívá čísel, přičemž lichá čísla (1, 3, 5, 7) znamenají pozice na levé straně hlavy, pravá polokoule využívá sudá čísla (2, 4, 6, 8) a elektrody v centrální linii jsou označovány pomocí Z.

Elektrody se při záznamu zpravidla nepřikládají na všechna svodová místa, využívají se ty pozice, které jsou nejbližší vyšetřovaným mozgovým strukturám. Počet svodů je dán snímacím zařízením. V současné době se zpravidla snímá cca 20 signálů EEG a čtyři pomocné referenční signály - elektrokardiogram (EKG), elektrookulogram (EOG), elektromyogram (EMG) a časové značky.

Pro snímání EEG signálů se používá několik specifických režimů, definovaných vzájemným vztahem *jednotlivých snímacích elektrod*:

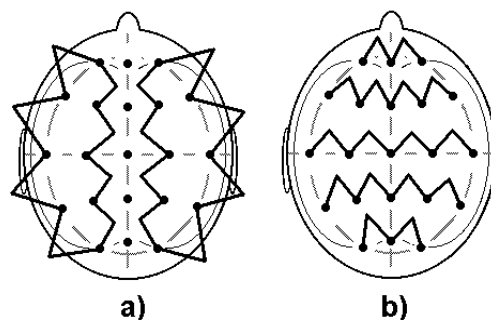
- *unipolární* režim - signály z elektrod na skalpu jsou všechny vztaheny k určité referenční elektrodě. Tato elektroda je nejčastěji umístěna na ušním lalůčku (pozice A<sub>1</sub> nebo A<sub>2</sub>), případně je vytvořen referenční signál zprůměrněním signálů z obou uší. Variantou je případ, kdy je referenční signál vytvořen ze všech signálů snímaných z hlavy (*unipolární způměrovaný* režim).
- *bipolární* režim - režim bez referenčního signálu, signál je reprezentován napětím mezi dvěma snímacími elektrodami. Signály bipolárního režimu mohou respektovat různá speciální uspořádání snímacích elektrod:

- *podélný* bipolární režim - elektrody jsou vzájemně propojeny v párech v podélných řadách;

- *transverzální* bipolární režim - elektrody jsou vzájemně propojeny v párech v příčných řadách;

- *uzavřený* (věncový) bipolární režim - páry elektrod tvoří uzavřený kruh;

- *trojúhelníkový* bipolární režim - páry elektrod tvoří trojúhelníky.



Obr.4-8 Bipolární zapojení elektrod pro snímání EEG  
- a) podélné; b) transverzální

Signály zaznamenávané pomocí bipolárních režimů mají zpravidla menší dynamický rozsah než signály unipolární, je však možné jejich pomocí lépe lokalizovat patologická ohniska.

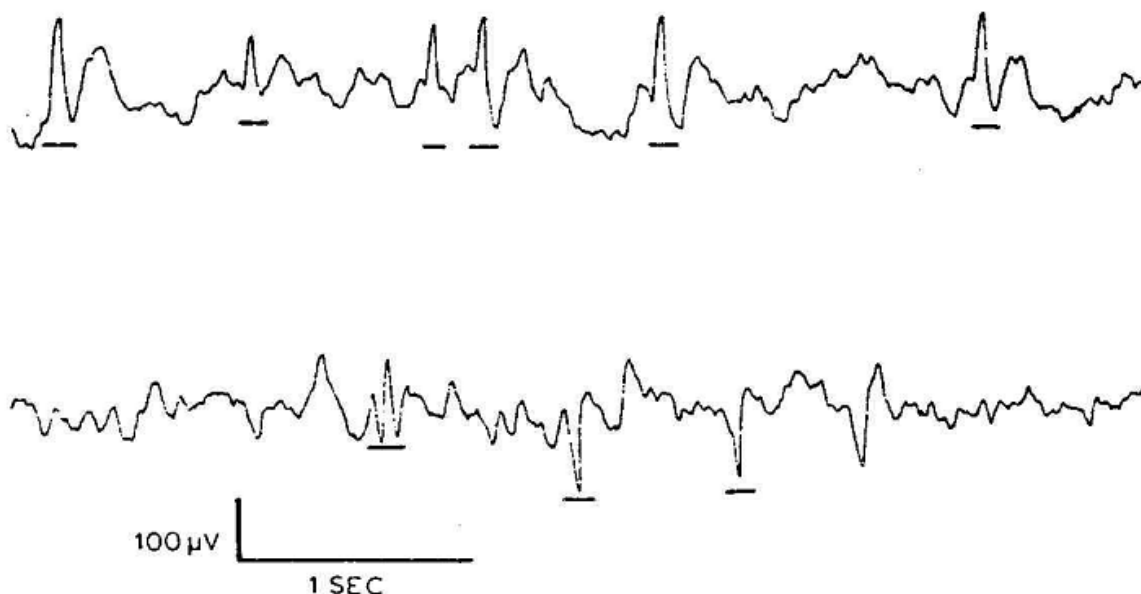
Při snímání z elektrod na levé hemisféře černé kabely, pro připojení elektrod na pravé hemisféře kabely bílé.

#### 1.1.4. VLASTNOSTI SIGNÁLU SPONTÁNNÍ ELEKTRICKÉ AKTIVITY MOZKU - ELEKTROENCEFALOGRAMU (EEG)

Spontánní EEG signál má frekvenční složky v rozsahu přibližně do 80 Hz a jeho napěťový rozsah (amplituda) se pohybuje v rozsahu desítek mikrovoltů a většinou ne více než 300  $\mu\text{V}$ . Charakter signálu odpovídá různým stavům mozkové činnosti (spánek, aktivní bdění, bdění s duševním, resp. tělesným klidem, ...).

Mozkové vlny dělíme dle průběhu na:

- *rytmické* (více méně pravidelné)
  - *monomorfní* - s jednou dominantní frekvencí;
  - *polymorfní* - s více frekvenčními složkami.
- *arytmické* (nepravidelný sled vln)

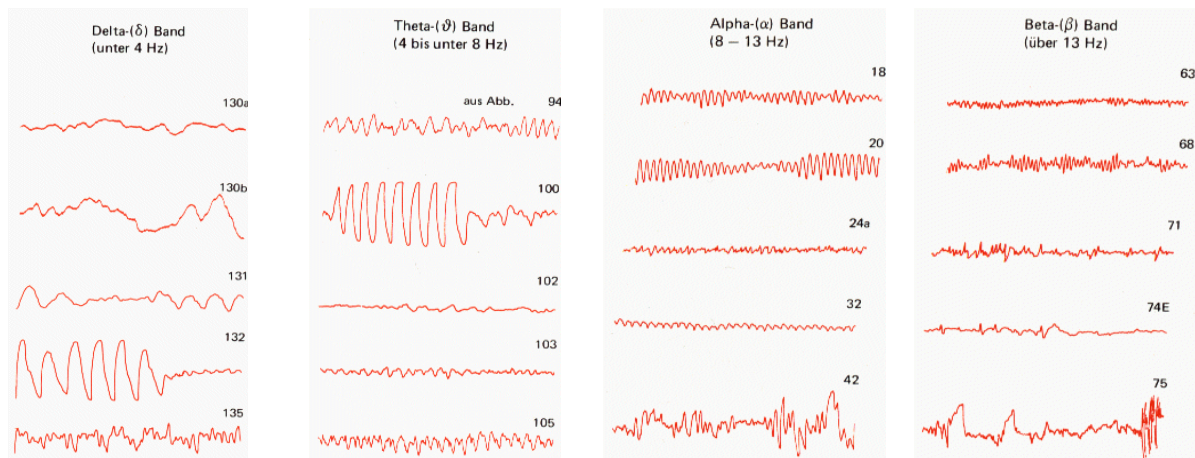


Obr.4-9 Komplexy hrot-vlna v záznamu EEG

Kromě kontinuální pravidelné či nepravidelné aktivity se v záznamu EEG mohou vyskytnout i ojedinělé útvary (grafelementy), které jsou zpravidla vyvolány nějakou záchatovitou aktivitou. Z nich jsou nejčastější:

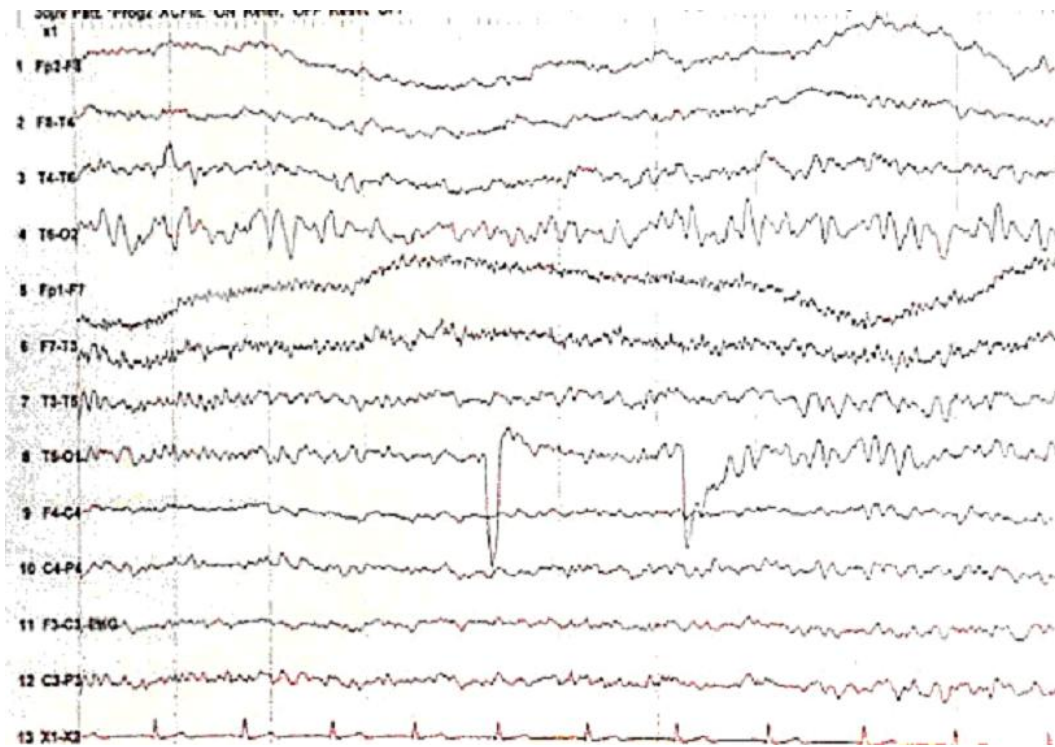
- *lambda vlna* - vlny trojúhelníkového tvaru od trvání cca 100 ms vyskytující se především v okcipitální krajině;
- *hrot* - ostrý špičatý vrchol, reprezentující nějakou přechodnou akci, zřetelný na pozadí, trvání v rozsahu od 20 do 80 ms, kromě jeho tvaru se hodnotí i souvislosti výskytu;
- *komplex hrot - vlna* - hrot následovaný pomalou vlnou o trvání 200 až 500 ms, komplexy hrot - vlna se mohou vyskytovat i násobných sekvencích. I když morfologie hrotu či vlny především monofázická, není vzácný výskyt bifázických či trifázických útvarů

Pravidelné rytmické spontánní EEG dělíme podle kmitočtového obsahu do následujících kategorií:



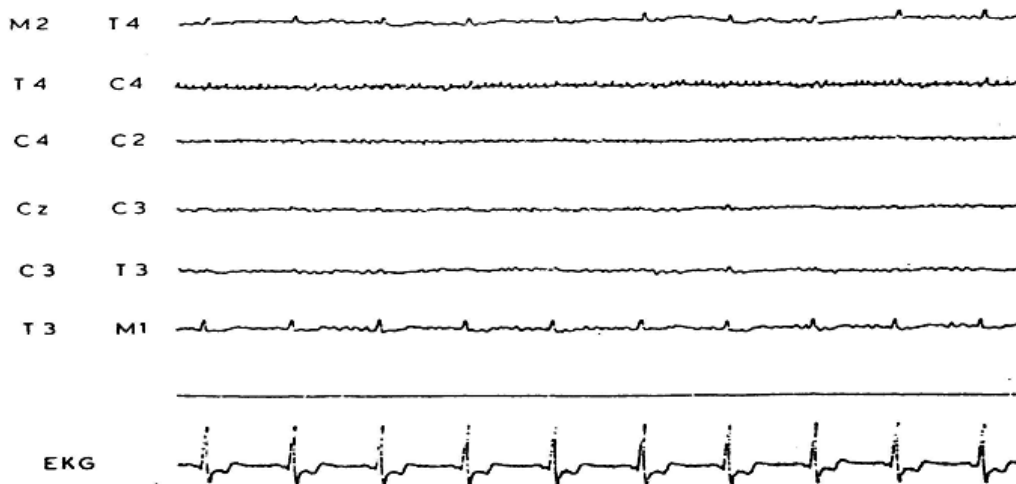
Obr.4-10 Charakteristické průběhy základních rytmů signálu EEG

- *delta rytmus* - frekvence v rozsahu 0 - 4 Hz, napětí do 100  $\mu$ V. U novorozenců je rytmus kolem 4 Hz v normě, u dospělých odpovídá hlubokému spánku, v bdělém stavu je patologický - poškození nebo onemocnění (encefalopatie) mozku. Čím je amplituda větší, resp. rozsah frekvencí užší, tím je patologie významnější.
- *theta rytmus* - frekvence v rozsahu 4 - 8 Hz, napětí až do 150  $\mu$ V. Objevuje se při ospalosti a některých spánkových stádiích. Velikost do 15  $\mu$ V je především u dětí v normě, patologický je větší než 30  $\mu$ V, resp. než dvojnásobek amplitudy alfa aktivity. Zřídka je rytmický.
- *alfa rytmus* - frekvence v rozsahu 8 - 12 (13) Hz (nejčastěji v rozsahu 9,5 - 10,5 Hz), napětí 20 - 50  $\mu$ V. Odpovídá relaxaci, stavu duševního a tělesného klidu, především se zavřenými očima, při otevřených očích je alfa rytmus potlačen. Lidé od narození slepí nemají tento rytmus v signálu EEG obsažen. Podle procentuálního zastoupení v celkovém EEG záznamu se rozlišuje - dominantní, subdominantní, smíšený a řídký alfa rytmus.
- *beta rytmus* - frekvence 13 - 30 Hz (někdy 18 - 32 Hz), napětí do 30  $\mu$ V. Vyskytuje se typicky při duševní činnosti i během afektů, vyskytuje se především ve frontální a centrální oblasti hlavy. Zmnožený beta rytmus se vyskytuje po požití tlumících psychotropik (analgetika, hypnotika, ...).
- *gama rytmus* - frekvence vyšší než 30 Hz. Souvisí s aktivním zpracováním informací v mozkové kůře. Umístí-li se elektrody nad sensoricko-motorickou oblast a použije-li se vysoce citlivého snímacího zařízení, lze gama rytmus vyvolat pohybem prstů.



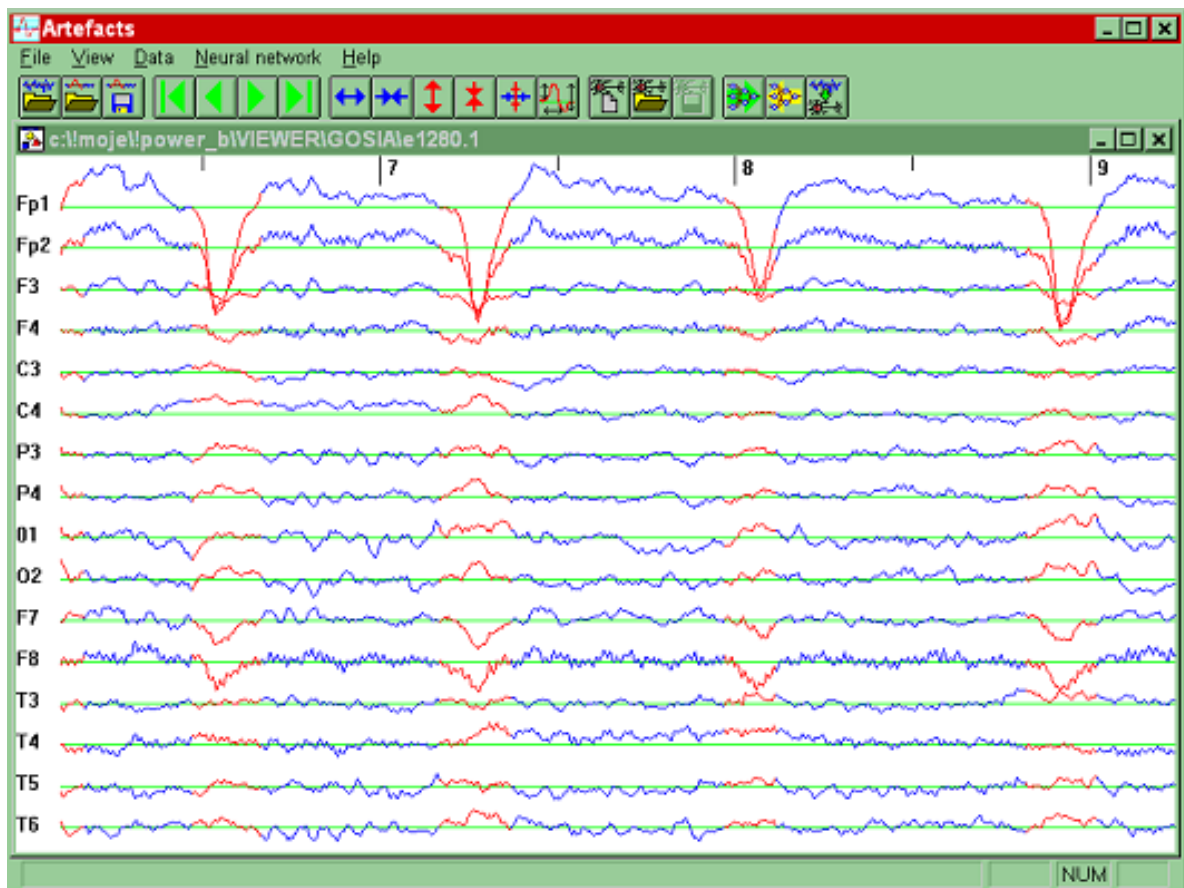
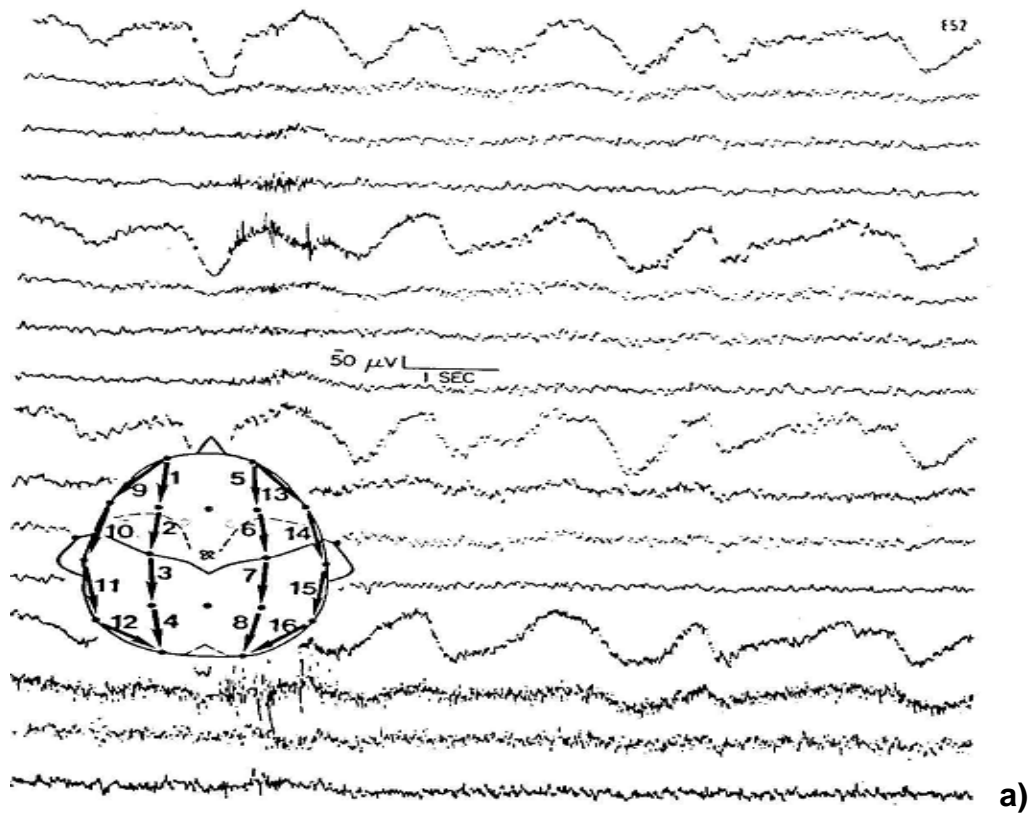
Obr.4-11 Kolísání izoelektrické linie vlivem dýchání (zejména signály 1, 2 a 5)

100  $\mu$ V  SECOND



Obr.4-12 Artefakty způsobené činností kardiovaskulárního systému

- *sigma* rytmus - frekvence kolem 14 Hz, napětí 30 - 40  $\mu$ V. Typický pro III. spánkové stadi-um ve formě spánkových větének.
- *mí* (*MU*) rytmus - frekvence 7 - 11 Hz, napětí pod 50  $\mu$ V. Charakteristický arkádový nebo hřebenový tvar - tvar písmene m či u. Zřejmě nemá podstatný patologický význam, častěji se ale vyskytuje u psychicky narušených jedinců.



Obr.4-11 Artefakty způsobené a) pomalými pohyby očí; b) mrkáním

### 1.1.5. ARTEFAKTY V SIGNÁLU EEG

V signálu EEG se může vyskytovat celá řada artefaktů různé povahy, z nichž některé, díky komplexnímu tvaru signálu EEG, mohou být identifikovány a posléze odstraněny jen velice obtížně. Základní způsob kategorizace rušivých signálů v EEG (stejně jako u jiných medicínských signálů) je na rušení *fyzilogického* a *technického* původu. Zatímco vliv technických artefaktů může být do značné míry omezen pečlivou přípravou vyšetření, artefakty fyziologické souvisí s činností ostatních orgánů těla a nelze se jim vyhnout.

Fyziologické artefakty, které se v signálu EEG vyskytují nejčastěji jsou artefakty související s *mrkáním* a *pohybem očí*, artefakty vyvolané *dýcháním*, *srdeční činností* a *myopotenciály*.

Posledními dominantními typy rušení signálu EEG jsou technickými prostředky způsobené kolísání izoelektrické linie (hlavně vlivem špatného kontaktu elektrod) a síťové rušení. Často se v záznamu EEG vyskytují různé artefakty současně.

#### **Pohyb očí a mrkání**

Pohyb očí generuje elektrookulografický signál (viz kap.6.1), který je podstatně silnější (až 2 mV) než signál EEG. Míra proniknutí EOG signálu do signálu EEG závisí z velké části na blízkosti EEG elektrod očím a směru, ve kterém se oči pohybují, horizontálně nebo vertikálně.. EOG artefakty lze občas zaměnit za pomalou EEG aktivitu, tj. rytmy delta nebo theta. Oční artefakty se neprojevují v signálu EEG jen v bdělém stavu, ale i během tzv. REM (Rapid Eye Movement) spánku. Podobný vliv má i mrkání, hodnoty signálu se ale mění ještě o něco rychleji.

Standardní způsob potlačení EOG artefaktů využívá principů adaptivní filtrace, kdy je jako referenční signál použit čistý okulografický signál, snímaný z elektrod umístěných kolem očí.

#### **Kardiovaskulární aktivita**

I když je elektrická aktivita srdce snímaná na hlavě poměrně malá, může v některých dostatečně nepříznivě ovlivnit kvalitu signálu EEG zejména v některých elektrodách, případně u pacientů určitých somatotypů - s malou silnou postavou s krátkým silným krkem. Pravidelně se opakující charakter signálu s periodou odpovídající srdečnímu rytmu může napomoci odhalit tento druh rušení, ale někdy může být zaměněn s epileptickou aktivitou. Odhalení kardiovaskulárního původu rušení může být složitější i v případě poruch srdečního rytmu. Podobně jako v případě okulografického signálu, nejčastější způsob odstranění tohoto rušení využívá adaptivní filtrace používající standardně snímaný signál EKG jako signál referenční.

#### **Myopotenciály**

Myopotenciály se do signálu EEG promítají, je-li pacient v bdělém stavu a používá obličejové či jiné svaly na hlavě - polyká, žvýká, mračí se, hovoří, saje, apod. Tvar EMG artefaktů závisí především na úrovni kontrakce pracujících svalů - při slabé kontrakci vzniká sled nízkých impulsů, zatímco při silnější kontrakci se frekvence výskytu impulsů zvýší, takže signál získává charakter rychle se měnícího spojitého signálu. Výskyt myopotenciálů je významně omezen během relaxace a spánku, i když ani v tomto případě nelze výskyt myopotenciálů vyloučit.

Problém potlačení myopotenciálů ze signálu EEG spočívá v tom, že se frekvenční spektra obou složek překrývají (zejména s pásmem beta rytmu). Tato nevýhoda je ještě dále umocněna skutečností, že je v podstatě nemožné získat referenční signál obsahující pouze myopotenciály, který by mohl sloužit jako referenční vstup adaptivního filtru tak, jako v obou předcházejících případech.



### 1.1.6. VZORKOVÁNÍ SIGNÁLU EEG

Uvažujeme-l pouze o analýze základních rytmů signálu EEG, tj. maximálně beta rytmus s rozsahem do 30 Hz, používá se vzorkovací frekvence kolem 125 Hz. Historicky pro první pokusy o spektrální analýzu signálu EEG pomocí algoritmů FFT, která vyžaduje počet vzorků rovných mocnině dvou, se volila vzorkovací frekvence 128 vz/s. V případě potřeby použít všechny frekvenční složky obsažené v signálu EEG, maximální užitečná frekvence dosahuje k 70 Hz vyžaduje praktickou vzorkovací frekvenci minimálně kolem 250 Hz.

Pro A/D převod se používají převodníky s 12 až 16 bity, lze výjimečně a ojediněle najít i hrubší vzorkování. Při dynamickém rozsahu  $\pm 500 \mu\text{V}$ , představuje kvantování s 12 bitovým převodníkem rozlišení čtyři kvantovací úrovně na  $1 \mu\text{V}$ .

### 1.1.7. OBLASTI ANALÝZY SIGNÁLU EEG

V případě spontánní EEG aktivity se analýza signálu EEG používá ve dvou oblastech:

- spontánní nezáchvatovitá (neparoxysmální) aktivita, představuje ji
  - *normální elektrická aktivita mozku při bdění a klidu* - alfa a beta aktivita, kontinuální pomalé rytmy, polymorfní pomalá aktivita;
  - *aktivita s pomalými změnami v čase* - spánková aktivita, aktivita při změnách polohy, aktivita v komatu, aktivita při hyperventilaci;
  - *aktivita intermitentního typu* (přerušovaná) - sigma aktivita, mí aktivita, přerušované pomalé rytmy;
- spontánní záchvatovitá (paroxysmální) aktivita;
  - *detekce grafoelementů* - hroty, ostré vlny, komplexy hrot/vlna; rytmické formace hrot/vlna 3/s; přechodné stavy ve spánku; jednotlivé polyfázové vlnky; paroxysmální pomalé vlny.

### 1.1.8. NÁSTROJE ANALÝZY SIGNÁLU EEG

## 1.1.9. EVOKOVANÉ POTENCIÁLY (EP)

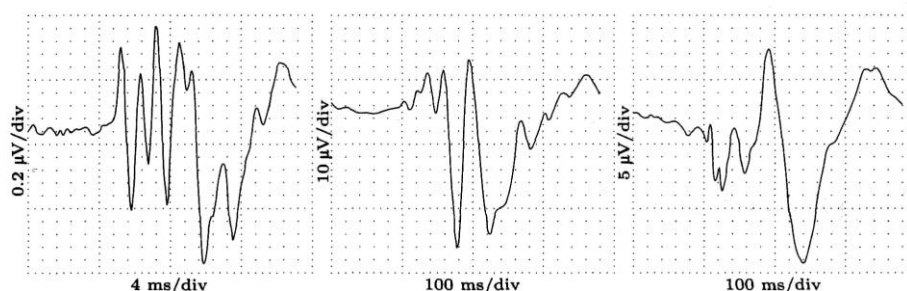
### 1.1.10. DEFINICE

Evokované potenciály jsou elektrické potenciály generované činností struktur nervové soustavy (smyslové orgány, dostředivé a odstředivé nervy, centrální nervová soustava) stimulovaných různými, hlavně fyzikálními podněty (mechanickými, akustickými, vizuálními).

Mezi evokované potenciály sluchového systému patří elektrokochleografický signál (ECochG - generovaný strukturami vnitřního ucha), akusticky evokované potenciály mozku (BSAEP - Brain Stem Auditory Evoked Potential), příp. akusticky vyvolané kórové odpovědi.

V případě zrakovému systému se mezi evokované potenciály zahrnuje elektoretinografický signál (ERG - generovaný strukturami sítnice oka), případně tzv. zrakově evokované potenciály mozku (VEP).

Průběh evokovaného potenciálu představuje přechodnou odezvu na stimul, jejíž tvar závisí na typu a stavu vyšetřované části nervové soustavy a druhu stimulu, ovšem i mentálního stavu pacienta charakterizovaného pozorností, úrovní bdělosti, případně připravenosti na buzení. Analýza evokovaných potenciálů proto reprezentuje nástroj, který neinvazivní cestou poskytuje objektivní informaci o abnormalitách ve smyslových nervových cestách, o místě lézí ovlivňujících kvalitu sensorických cest, případně poruch řeči a jejího porozumění.



Obr.4-x+1 Evokované potenciály různých průběhů

### 1.1.11. OBECNÉ VLASTNOSTI A PRINCIPY ZPRACOVÁNÍ

Evokované potenciály reprezentující aktivitu buněk centrální nervové soustavy a snímané z povrchu hlavy (VEP, BSAEP, SEP), jsou signály o velice nízké úrovni v rozsahu od 0,1 μV do maximálně 20 μV. Ve srovnání se spontánní aktivitou mozkových buněk, která dosahuje velikosti řádově  $10^1$  až  $10^2$  μV jsou to hodnoty 10 krát až  $10^3$  krát menší a proto spontánní aktivita pozadí evokované odezvy výrazně překrývá. Proto je nejdůležitější úlohou analýzy evokovaných potenciálů detekce signálových prvků v šumu, přičemž šumový signál v tomto případě reprezentuje signál EEG, tj. signál, který byl v předchozí kapitole nositelem užitečné informace. Výhodou v této nepříznivé situaci je skutečnost, že odezvy organismu jsou pevně vázány na exaktně definovaný okamžik výskytu stimulu. Z této pevné vazby vyplývá, že základní přirozený postup pro odstranění rušivého pozadí využívá zprůměrování odezvy vyvolané opakovanou stimulací. Tento postup je ale založený na předpokladu, že se vlastnosti odezvy během vyšetření nemění. Bohužel ne vždy můžeme považovat takový předpoklad za reálný. Tato situace nastává např. při neurochirurgických zákrocích, kdy by evokované potenciály měly sloužit k detekci dynamických změn, které odráží vliv chirurgických zásahů. Pro tyto případy se vyvíjí algoritmy, které vycházejí ze znalosti jedné či malého počtu

reakcí na stimul a aby bylo možné z omezeného množství informace důvěryhodně zrekonstruovat signál odezvy s minimálním množstvím šumu, je nezbytné použít vhodnou apriorní informaci o morfologii detekované odezvy.

Po dostatečném navýšení poměru signál/šum jsou vlastnosti odezvy charakterizovány velikostí a zpožděním (latencí) významných vln. Tyto hodnoty jsou posléze srovnávány s normály. Normy mohou být stanoveny nejen pro určitý svod, ale mohou být i prostorově závislé.

## 1.1.12. ZRAKOVĚ EVOKOVANÉ POTENCIÁLY

### Úvodní poznámky

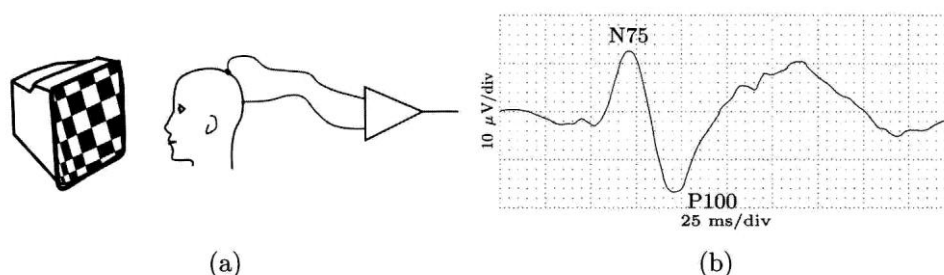
Zrakově evokované potenciály se používají k vyšetření poruch oka, konkrétně sítnice, detekci defektů zorného pole a zrakového nervu. U mnohých chorob existuje vysoká korelace mezi průběhem VEP a ostrotí vidění, velikostí zorného pole, kvalitou barevného vidění či kontrastní citlivostí zrakového systému. VEP se používají i při operacích oka k včasné detekci změn v morfologii odezvy, které by mohly být způsobeny chirurgickým poškozením zrakového nervu.

### Snímání

Elektrická odezva vyvolaná vizuálními stimuly je obvykle snímána nad parietální a okcipitální oblastí. Plošné povrchové elektrody v unipolárním zapojení vůči referenční elektrodě na vrcholu hlavy nebo na uších v poloze  $A_1$ , příp.  $A_2$  nebo bipolárním zapojení se umísťují do pozic  $O_1$ ,  $O_2$ ,  $P_z$ ,  $P_3$  nebo  $P_4$ .

Používají se dva druhy stimulů - záblesky nebo strukturované obrazce s černobílými nebo barevnými pruhy, příp. šachovnicí, zobrazené na obrazovce displeje. Obrazce během vyšetření mění v pravidelném rytmu barvy, černá se mění v bílou a naopak skokem nebo se kontrast mění postupně či se obrazce, pruhy nebo čtverce šachovnice, posouvají. Typicky se provedou dvě reverzace na sekundu, používají se i vyšší frekvence až do 10 Hz. Velikost pruhů či čtverců, jas, kontrast či rychlost změn mají vliv na velikost a latenci vln odezvy. Protože tvar vizuálně evokované odezvy závisí na charakteru stimulu, označují se odpovědi vyvolané strukturovaným stimulem jako P-VEP (pattern - visual evoked potential). Každé oko se při vyšetření pomocí P-VEP testuje odděleně (monokulární test).

Záblesková stimulace (pacienti mají zavřené oči), s typickou frekvencí 5 až 7 záblesků/s, se používá, pokud pacient není schopen fixovat pohled na strukturovaný obrazec, např. při vyšetření kojenců.



Obr.4-x+2 Zrakově evokované potenciály - a) schématické uspořádání experimentu; b) typický průběh odezvy

### Vlastnosti odezvy

Zrakově evokované odezvy dosahují nejvyšších hodnot ve srovnání s akusticky nebo somatosenzoricky evokovaných signálů. Dosahují hodnot až 20  $\mu\text{V}$  - VEP jsou jedinou evokovanou odpovědí mozku, kterou lze pozorovat v záznamu přímo bez nutného potlačení šumu. Přesto se i v tomto případě používá pro potlačení spontánní aktivity na pozadí opakované stimulace a zprůměrnění typicky kolem 100 repeticí.

Normální průběh VEP zahrnuje malý kladný vrchol s latencí cca 55 ms ( $P_{55}$ ) následovaný negativním vrcholem se střední latencí 75 ms ( $N_{75}$ ) a výraznou kladnou vlnou s latencí 100 ms ( $P_{100}$ ). Důležitou diagnostickou hodnotu má absolutní hodnota latence vlny  $P_{100}$ , případně i hodnoty rozdílu této latence mezi oběma očima. Standardní celková doba trvání VEP odezvy je 300 ms, může se však prodloužit

Frekvenční spektrum VEP dosahuje zhruba do 300 Hz. Má-li vlna  $P_{100}$  dva vrcholy, zastoupení vyšších frekvencí se zvyšuje.

## 1.1.13. ELEKTROKOCHLEOGRAM

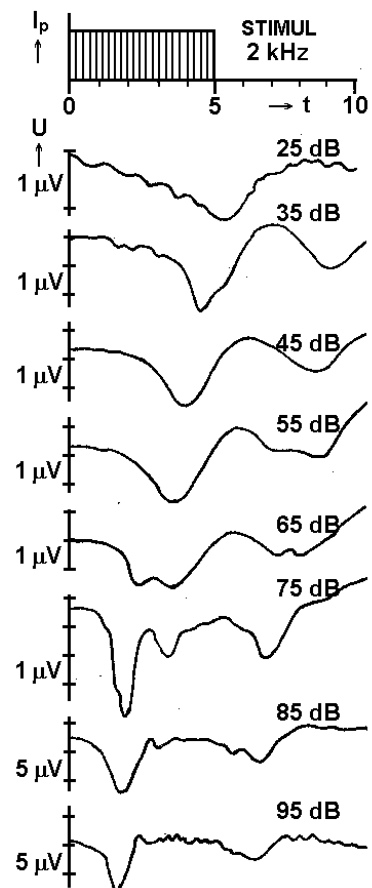
### Úvodní poznámky

Elektrokochleogram je záznam elektrické aktivity buněk, které tvoří vstup sluchového systému a které jsou umístěny v hlemýždi vnitřního ucha. Elektrokochleogram je směsí tzv. *kochleárních mikrofonních potenciálů* vznikajících po dobu stimulace jako důsledek mechanického namáhání zevních vláskových buněk, tzv. *sumačního potenciálu*, generovaného ve vnějších i vnitřních vláskových buňkách (s proměnnou úrovní závislou na intenzitě zvukového stimulu) a akčních potenciálů, které vznikají na počátku sluchového nervu. Díky svému složení umožňuje ECochG hodnotit jak percepční, tak i převodní vady sluchového systému.

### Snímání

Jako stimulačních impulsů se používají krátké (řádově ms) tónové impulsy s kmitočtem 1, 2, 4, příp. 8 kHz s různou intenzitou stimulu. V některých případech, při zkoumání frekvenční citlivosti vnitřního ucha, se vyšetřuje ECochG při stimulaci impulsem téže intenzity, ale s různým tónovým kmitočtem.

Signál je snímán dvěma různými technikami. V případě invazivního transtympánního snímání je aktivní tenká tyčinková elektroda umístěna po propíchnutí bubínku na promontoriu, kostěné přepážce mezi oválným a okrouhlým okénkem. Referenční elektroda se připevňuje zvenku na ušní boltec. Při neinvazivním vyšetření se aktivní elektroda umísťuje do vnějšího zvukovodu do blízkosti bubínku. Zatímco invazivní forma snímání je bolestivá a vyžaduje lokální anestézii, signál takto pořízený je má přibližně 3 krát vyšší úroveň.



Obr.4-x+3 ECochG signály pro různé hodnoty intenzity budících stimulu

### Vlastnosti odezvy

Tvar zaznamenaného signálu významně závisí na intenzitě zvukového stimulu. Čím je intenzita stimulu větší, tím je větší velikost první negativní vlny ( $N_1$ ), případně se v signálu objevuje i druhá negativní vlna. Maxima dosahuje vlna  $N_1$  přibližně při intenzitě stimulace 75 dB, její latence je přibližně 1 až 2 ms. Velikost vln dosahuje hodnot řádově jednotek mikrovoltů, pro určení dostatečně kvalitního signálu se používá přibližně do 1000 odezvy.

## 1.1.14. AKUSTICKY EVOKOVANÉ POTENCIÁLY MOZKOVÉHO KMENE

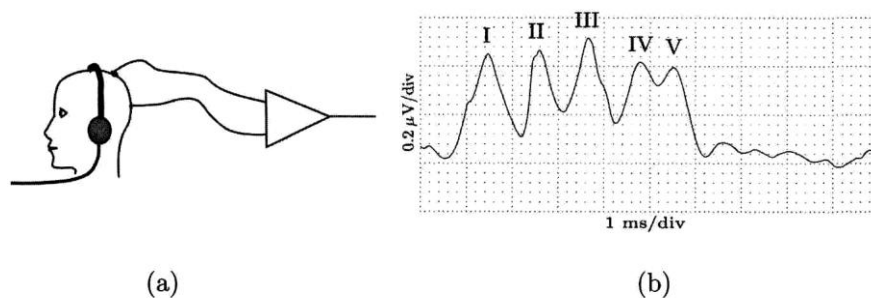
### Úvodní poznámky

Odezva sluchového systému charakterizuje šíření vzruchu podél sluchového nervu z ucha do kůry mozkové.

### Snímání

Akusticky evokované potenciály bývají vybuzené krátkým obdélníkovým nadprahovým zvukovým impulsem (klikem) o trvání do 0,1 ms. Opakovací kmitočet může být různý - od pomalého s frekvencí 8 - 10 impulsů/s po rychlý reprezentovaný frekvencí až 50 imp/s. Se zvyšováním opakovací frekvence roste amplituda odpovědi. Intenzita stimulu se mění v rozsahu od 40 do 120 dB. Zvuk je přiváděn k uším stereofonními sluchátky, které umožňují oddělenou monoaurální stimulaci, kdy je jedno ucho stimulováno zatímco druhé ucho maskováno pásmově omezeným šumem.

Pro snímání akusticky evokovaných potenciálů se zpravidla používají tři elektrody, z nichž dvě se umísťují buď na ušní lalůčky (pozice  $A_1$  a  $A_2$ ) nebo na mastoidní výběžky spánkové kosti, třetí elektroda se připevňuje na vrcholu hlavy (vertexu - poloha  $C_z$ ) nebo ve střední části čela (lepší kontakt).



Obr.4-x+4 Akusticky evokované potenciály mozkového kmene - a) schématické uspořádání experimentu; b) typický průběh odezvy

### Vlastnosti odezvy

Akusticky evokovaná odpověď se skládá ze tří částí. Nejčasnější část, v intervalu od 2 do 10 ms, reprezentuje odezvu mozkového kmene. Obsahuje maximálně sedm rychlých kmitů označovaných římskými číslicemi, vlny IV a V mohou být spojeny v tzv. komplexu IV-V. Vlny mají velice nízkou úroveň, dosahují maximálně  $0,5 \mu\text{V}$ , ale i méně než  $0,1 \mu\text{V}$ . Díky malé úrovni signálu se pro získání dostatečně kvalitního signálu používá ke zprůměrnění tisíce reakcí. Vzhledem k vysoké frekvenci vln kmenové odezvy je maximum jejich frekvenčních složek v pásmu od 500 Hz do 1,5 kHz.

Kmenová odezva je následována korovou odpovědí se střední latencí (10 -50 ms - MLR - Middle Latency Response ) a pozdní latencí. Napětí těchto vln je výrazně větší (až 20  $\mu$ V) než kmenových vlněk. Jednotlivé vlny se označují podle polarity a pořadí  $N_0$ ,  $P_0$ ,  $N_a$ ,  $P_a$ ,  $N_b$ ,  $P_b$ , ... Pro odstranění šumu se používá do jednoho tisíce repetit. Zatímco kmenová odezva je poměrně tvarově stálá, střední a pozdní odpovědi jsou tvarově proměnné

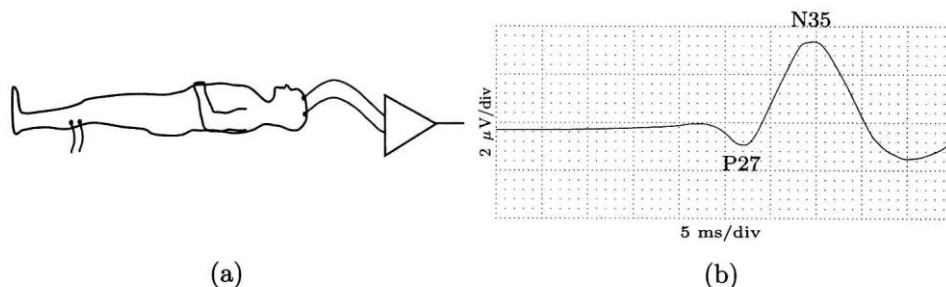
### 1.1.15. SOMATOSENZORICKY EVOKOVANÉ POTENCIÁLY (SEP)

#### Úvodní poznámky

Somatosenzoricky evokované potenciály jsou vyvolány povrchovou stimulací určitého periferního nervu, obvykle na paži nebo dolní končetině. Tyto experimenty poskytují informaci o funkčnosti nervových drah mezi místem stimulace a odpovídajícími oblastmi mozkové kůry. Mohou být využity pro odhalení buď úplných nervových blokad nebo částečného poškození nervových cest způsobených např. sklerózou multiplex. Jiný způsob využití může být při monitorování neurologických funkcí při operaci páteře

#### Snímání

Stimulace se provádí pomocí slabého elektrického impulsu dvěma stimulačními elektrodami umístěnými v blízkosti daného nervového vlákna. Odezvy jsou pak snímány elektrodami na skalpu nad oblastmi odpovídajícími daným motorickým funkcím. Další pomocné elektrody však mohou být umístěny podél nervových cest vedoucích v yvolaný stimul. V klinické praxi jsou somatosenzorické odezvy vyvolány stimulací tří nervů - mediánového nervu na paži nebo tibiálního či peroneálního nervu na dolní končetině.



Obr.4-x+5 Somatosenzorické evokované potenciály - a) schématické uspořádání experimentu; b) typický průběh odezvy při dráždění peroneálního nervu na dolní končetině

#### Vlastnosti odezvy

Většina frekvenčních složek somatosenzorické odpovědi je nad 100 Hz. Celková doba trvání SEP je kolem 400 ms, ovšem praktické využití má pouze prvních 40 ms, protože další průběh má velkou tvarovou variabilitu. Jednotlivé vlny odezvy, zejména jejich velikosti, vykazují velkou interindividuální variabilitu a proto má velikost vln pouze omezený klinický význam. Důležitou informací proto obsahuje pouze absence některých vln, zvýšený latence odpovídající snížené rychlosti vedení, příp. rozdíly v rychlosti vedení mezi elektrodami umístěnými podél vyšetřované nervové dráhy.

Vzhledem k popsaným vlastnostem, používá se pro digitalizaci evokovaných potenciálů (především akusticky evokovaných potenciálů mozkového kmene) vzorkovací frekvence 3 až 5 kHz. Základní kvantovací úroveň v případě BSAEP musí být řádově na úrovni minimálně  $10^{-1} \mu\text{V}$ .

#### **1.1.16. VLASTNOSTI ŠUMU**

Nejdůležitější rušivou šumovou složkou signálu při analýze evokovaných potenciálů je spontánní aktivita centrální nervové soustavy. Kromě tohoto dominantního druhu signálu je potřeba mít na paměti i další typy rušivých signálů, které nejsou generovány mozkiem, ale o kterých jsme se zmínili jako o rušivém signálu právě při zpracování signálu EEG. Jsou to kmity vyvolané pohybem očí, svalovou aktivitou, síťová interference, šum generovaný záznamovými přístroji a drift izoliny způsobený špatným kontaktem snímacích elektrod. Většina z těchto uvedených druhů rušení nemá časovou vazbu na stimuly použité pro vybuzení analyzovaného systému, nicméně v některých případech se s časovou korelací evokované odezvy a rušení počítat. Tato skutečnost pak může mít vliv na snížení účinnosti zprůměrování jako základní techniky pro odstranění rušivých složek signálu ze zaznamenávaných evokovaných potenciálů. Takový charakter může mít např. pohyb očí vázaný na světelnou stimulaci. Vliv aktivity očí může být potlačen před zahájením výpočtu průměrného průběhu evokované odezvy pomocí adaptivní filtrace využívající referenční elektrookulografický signál.

Podobný vliv mohou mít i některé další repetiční biosignály, např. signály svázané s činností srdce. Vyskytne-li se takový případ, je možné řídit stimulační impulsy tak, aby nebyly v časové relaci s rušením. Podobný přístup, nicméně nevyužívající informaci o pravidelně se opakujícím rušení je aperiodická stimulace v nepravidelných intervalech.

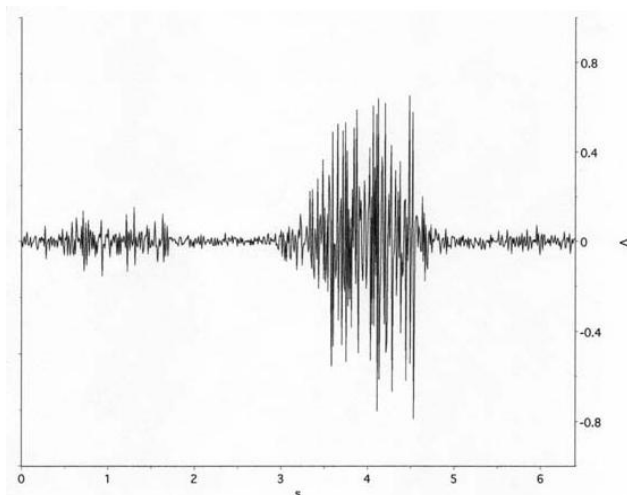
#### **1.1.17. FILTRACE RUŠENÍ POMOCÍ ZPRŮMĚROVÁNÍ**

# 1. ELEKTROMYOGRAM (EMG)

## 1.1. DEFINICE

Elektromyogram je (grafická) reprezentace časové závislosti elektrických potenciálů vznikajících jako důsledek aktivity svalových potenciálů a nesoucí informaci o struktuře a funkci svalů, které pohybují určitými částmi těla, stejně tak o řídicí funkci centrální i periferní nervové soustavy.

Signál EMG tak poskytuje různé užitečné charakteristiky a parametry neurosvalového systému. Patologické procesy, které v něm probíhají, bez ohledu na to, zda mají svůj původ v nervové či svalové části, se tedy ve vlastnostech a charakteristikách signálu EMG musí projevit.



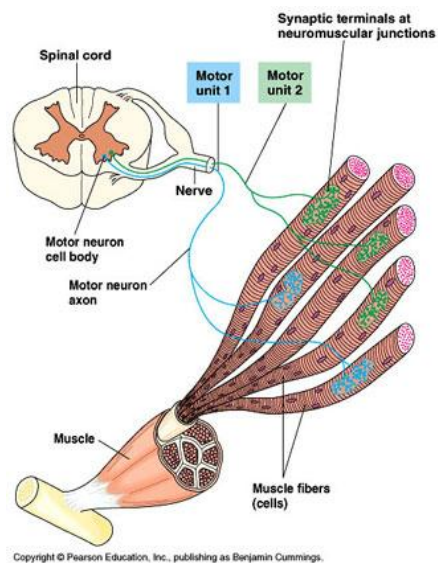
Obr.5-1 Elektromyogram. Které vlastnosti a příznaky odlišují úsek signálu reprezentující slabou kontrakci od záznamu odpovídajícího silnější kontrakci? Lze odhadnout dobu trvání silnější kontrakce?

## 1.2. GENEZE

Kontrakce svalové tkáně umožňuje pohyb různých částí těla od končetin až po oči, právě tak jako pohyb tekutin uvnitř těla. Podle účelu můžeme rozpoznávat tři kategorie svalů - *kosterní, hladké a srdeční*.

Kontrakce kosterních svalů jsou řízeny elektrickými impulsy - akčními potenciály (AP), které se šíří mezi centrální a periferní nervovou soustavou a svaly. Akční potenciály vznikají v mozku nebo míše a pohybují se podél axonů motorických neuronů do svalových vláken. Každý motorický neuron je spojen se svalovým vláknem prostřednictvím specializované synapse, kterou nazýváme *neurosvalová ploténka*, která svým uspořádáním umožňuje, aby AP, který jí dosáhne, vyvolal svalový stah. Dohromady tvoří motorický neuron a připojená svalová vlákna *motorickou jednotku*, která reprezentuje funkční jednotku svalové kontrakce. V závislosti na určení svalu může motorická jednotka obsahovat od několika (např. oční svaly) až po více než tisíce (např. svaly dolních končetin) svalových vláken.

Kontrakce svalového vlákna začíná, jakmile nervový AP dorazí na nervosvalovou ploténku a vybudí akční potenciály šířící se podél excitabilních membrán svalových vláken. *Akční potenciál motorické jednotky* (MUAP - motor unit action



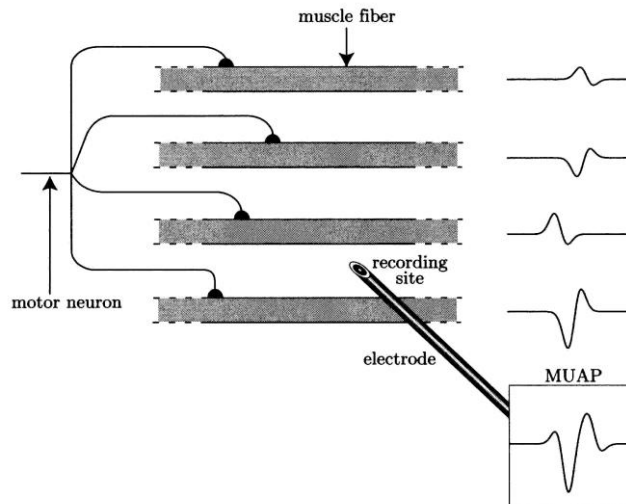
Copyright © Pearson Education, Inc., publishing as Benjamin Cummings.

Obr.5-2 Motorická jednotka

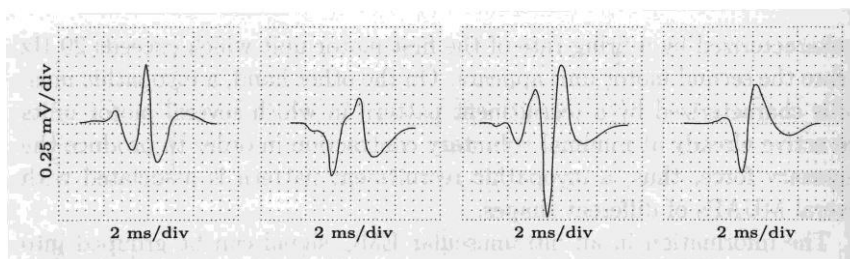


potentials) je pak dán prostoro-  
vým a časovým součtem jednot-  
livých AP, které se šíří různými  
svalovými vlákny téže svalové  
jednotky a EMG signál je dále  
dán součtem různých MUAP  
v ploše určené velikostí použité  
elektrody.

MUAP má za standard-  
ních podmínek a za předpokla-  
du, že je snímán intramuskulár-  
ně. *Maximální rozsah hodnot* je  
0,25 až 5 mV. Tato hodnota zá-  
visí na počtu aktivních svalov-  
ých vláken v blízkosti elektro-  
dy. Obecně lze konstatovat, že  
větší amplitudy jsou pravděpo-  
dobně spojeny spíše s neuropatiemi a malé hodnoty s myopatiemi. *Počet kmitů* MUAP odráží  
stupeň nevyrovnanosti šíření AP v různých vláknech. Zatímco AP v jediném vlákně má zpra-  
vidla jednu či maximálně dvě fáze, záznam AP za neuropatických či myopatických podmínek  
plošnou elektrodou z velkého počtu vláken vede k multifázovému průběhu, který obsahuje  
více než čtyři fáze. *Doba* mezi začátkem a koncem vlny MUAP závisí přímo úměrně na počtu  
svalových vláken v motorické jednotce. Normální doba trvání MUAP je 2 - 10 ms.



Obr.5-3 Způsob generování MUAP jednotlivé motorické jednotky se čtyřmi vlákny.

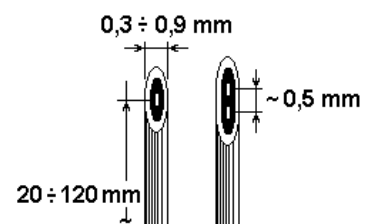


Obr.5-4 Příklady MUAP snímáných jehlovou elektrodou s proměnnou amplitudou, počtem fází a dobou trvání

### 1.3. SNÍMÁNÍ SIGNÁLU EMG

Signál EMG se snímá buď invazivně jehlovými elektrodami nebo neinvazivně pomocí plošné elektrody umístěné na pokožce nad zkoumaným svalem.

Invazivně snímáný signál EMG je standardně používaný diagnostický klinický prostředek. Jehlová elektroda se v tomto případě zapichuje přímo do svalu. Tento postup přináší informaci s vysokou rozlišovací schopností, lokalizovanou do místa vpichu, bohužel je ale poněkud bolestivý. Sběrná oblast elektrody závisí na její konstrukci (unipolární, bipolární) a v optimálním případě může zahrnout i jen jedno či dvě svalová vlákna. Unipolární (monopolární) elektrody potřebují referenční elektrodu, která je umístěna mimo oblast vpichu na nějakém elektricky neutrálním místě (např. někde nad kostí). Koncentrické elektrody používají aktivní povrch elektrody jako referenční. Bipolární elektrody mají obě elektrody uvnitř elektricky pasivního pláště. Bipolární elektrody jsou nejpřes-



Obr.5-5 Elektromyografické jehlové elektrody pro unipolární a bipolární měření

nější z hlediska lokalizace měření, jsou však rozměrově největší a jejich aplikace proto nejobtativnější. V klinické praxi se pro záznam signálu EMG používají všechny typy elektrod. Umístěním elektrod do různých pozic lze získat podrobnější představu o aktivitě, zejména velkých svalů.

Povrchově snímaný signál EMG vyjadřuje, díky relativně velké ploše povrchových elektrod, aktivitu velkého počtu motorických jednotek. Prostorové rozlišení je oproti jehlovému signálu omezené a podobně je shora omezen i frekvenční obsah MUAP (protožetkán mezi motorickou jednotkou a povrchovou elektrodou působí jako dolní propust). Umístění elektrod při měření závisí na vyšetřovaném svalu a závisí na anatomickém uspořádání, i takových faktorech jako je orientace svalových vláken, která ovlivní a může minimalizovat elektrické „přeslechy“ mezi svaly (tj. když dva nebo více svalů vzájemně blízko umístěných je současně aktivních). Povrchové EMG se používá především, pokud počátek aktivace svalu a úroveň signálu poskytují postačující požadovanou informaci, není obecně schopno poskytnout informaci o jednotlivých MUAP, i když pulsy MUAP lze malé intenzitě svalové kontrakce povrchovými elektrodami detekovat. Další variantou povrchového snímání EMG je tzv. lineární elektrodové pole, které může poskytnout informaci pro prostorový popis myoelektrické aktivity. Vícekanálový signál EMG, které je snímán z několika podél svalu rovnoměrně rozmístěných povrchových elektrod umožňuje studium vzniku a zániku AP a odhad rychlosti se kterou se akční potenciály ve svalovém vlákně šíří.

## **1.4. VLASTNOSTI SIGNÁLU EMG**

Kmitočtový rozsah elektromyografického signálu je od 25 Hz do několika kHz. Amplituda je od 100  $\mu$ V do 90 mV podle druhu signálu a použitých elektrod. Jsou-li pro detekci použity kožní povrchové elektrody, je špičková velikost signálu v rozsahu od 0,1 do 1 mV.

Povrchové EMG má maximum energie do 400 až 500 Hz, což znamená že minimální vzorkovací kmitočet by měl být 1 kHz, spíše vyšší. V případě podpovrchového EMG by vzorkovací frekvence měla být taková, aby byl dostatečně zachován tvar různých MUAP s frekvenčním rozsahem do 10 kHz. Proto se běžně používá vzorkovací kmitočet 50 kHz.

## **1.5. VLASTNOSTI RUŠENÍ SIGNÁLU EMG**

Záznam signálu je často spojen s elektrodovými artefakty (pohyb nedokonale připevněných elektrod, elektrochemické procesy v elektrodovém gelu, apod.). Tyto artefakty mají charakter nízkofrekvenčního šumu s kmitočtovými složkami určitě pod 20 Hz, což znamená, že drift izolínie, ať již s pomalejšími nebo rychlejšími změnami může být jednoduše odstraněn pomocí horní propusti.

Podobně síťové rušení nečiní problémy při jeho odstraňování vzhledem ke skutečně zanedbatelné šířce pásma vůči širokému frekvenčnímu pásmu signálu EMG.

Tak jak elektromyografický signál může kontaminovat signál EKG, podobně i signál EKG může interferovat (pokud je třeba snímat signál EMG z hrudních svalů nebo z krku) se záznamem EMG. A podobně jako v případě signálu EKG, díky prolínání frekvenčních spekter obou signálů, nelze použít jednoduché lineární frekvenční filtry, nýbrž složitější algoritmy vycházející z adaptivních systémů, korelačních technik, apod.)

## **1.6. VYUŽITÍ SIGNÁLU EMG**

### **1.6.1. DIAGNOSTIKA**

Signál se zaznamenává plošnými elektrodami z povrchu (méně místně specifická informace) nebo jehlovými elektrodami při cílené kontrakci daného svalu a cílem vyšetření je

určit neuromuskulární patologii. Základní klinickou informací o schopnosti svalu reagovat na podněty poskytne tvar vlny MUAP. Tato informace může napomoci při detekci abnormální aktivity způsobené zánětem svalu, poškozením končetinového nervu nebo jeho uskrípnutím či svalovou dystrofií. Tvar signálu EMG snímaného pomocí jehlových elektrod je rovněž při poranění nervu a jeho hojení.

Diagnostické použití signálu EMG také zahrnuje analýzu spontánní klidové motorické aktivity během relaxace. Za normálních podmínek je elektrická aktivita relaxujícího svalu zanedbatelná, avšak při mimovolním svalovém pohybu, příp. spasmu, se objevuje abnormální spontánní elektrická aktivita.

### **1.6.2. KINESIOLOGIE**

Kinesiologie je nauka o pohybu těla a jejím cílem je porozumění procesům, které řídí pohyb. Pro účely mnohých aspektů kinesiologie, včetně studia strategií motorického řízení, mechaniky svalových kontrakcí a chůze je základní informací informace obsažená v povrchovém signálu EMG, např. signál EMG zaznamenaný během chůze obsahuje charakteristický po sobě následující vřeténka, která nepřímo vyjadřují intervaly svalové aktivace. Určení časů počátků a konců každého z vřetének a jejich následná analýza je základní úlohou klinického hodnocení různých poruch pohybu. Algoritmy, umožňující automatické stanovení těchto základních orientačních bodů v signálu EMG, významně tuto úlohu usnadňují.

### **1.6.3. ERGONOMIKA**

Velikost povrchového EMG poměrně přesně charakterizuje velikost svalové zátěže, často se používá pro vyjádření fyzické zátěže během práce. Ergonomická analýza často používá průběh signálu EMG snímaného během lehké, opakující se práce, přičemž důraz se klade ocenění aktivity specifických svalových skupin za určitých pracovních poloh. Tak může tato informace, případně s jinými ergonometrickými údaji přispět k vývoji postupů, které napomohou vyhnout se pracovním problémům, případně vedou k lepšímu uspořádání pracoviště, resp. ke zvýšení produktivity.

Centrální otázkou ergonomiky je studium svalové únavy (tj. stav, kdy pracující osoba již není schopna vyvinout požadovanou sílu). Z hlediska zpracování signálu, se kontrakce unaveného svalu projevuje postupným nárůstem velikosti povrchového signálu EMG a významnými změnami ve výkonovém spektru.

### **1.6.4. ŘÍZENÍ PROTÉZ**

K řízení elektricky napájených protéz horních končetin je také možné použít informace obsažené v povrchově snímaném signálu EMG z míst nad svaly nebo svalovými skupinami umístěných na pahýlech amputovaných, příp. nevyvinutých končetinách. V závislosti na typu protézy může jít o jednoduché logické řízení až po komplexní multifunkční příkazy celým svalovým skupinám.

## **1.7. ZPRACOVÁNÍ SIGNÁLU EMG**

Z hlediska informačního obsahu signálu a jeho aplikací mají největší důležitost následující úlohy:

- odhad amplitudy signálu;
- odhad rychlosti vedení vzruchu ve svalovém vláknu;
- rozklad intramuskulárního signálu EMG.

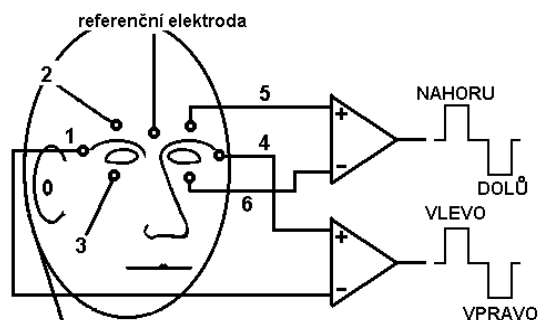
## 2. ELEKTRICKÉ SIGNÁLY OKA (KAP.6)

Odhlédneme-li od základních metod vyšetřování optických vlastností oka, informaci o činnosti zrakového systému lze získat z průběhu elektrických signálů generovaných v různých částech zrakové dráhy.

### 2.1. ELEKTROOKULOGRAM

#### 2.1.1. DEFINICE

*Elektrookulogram* je záznam změn elektrického napětí vyvolaných spontánním nebo řízeným pohybem oka. Tyto změny vyplývají z rozložení stejnosměrného elektrického potenciálu v oku - rohovka oka má kladnější potenciál než sítnice v zadní části oka (rozdíl potenciálů je asi 9 - 12 mV) a při pohybu oka se přitočením či odvrácením částí oka s různým potenciálem k snímacím elektrodám mění elektrický potenciál i v místě elektrod.



Obr.6-1 Umístění elektrod pro snímání EOG signálů (podle [9])

Záznam signálu EOG, vybuzeného drážděním rovnovážného vestibulárního systému člověka, nazýváme *elektronystagmogram (ENyG)*. V tom případě se využívá skutečnosti, že výstup z receptorů umístěných ve vestibulárních kanálcích má vliv i na aktivitu okohybných svalů. Dráždění může být mechanické (otáčením, příp. kýváním hlavy či celého těla), termální, stejnosměrným elektrickým proudem.

#### 2.1.2. SNÍMÁNÍ

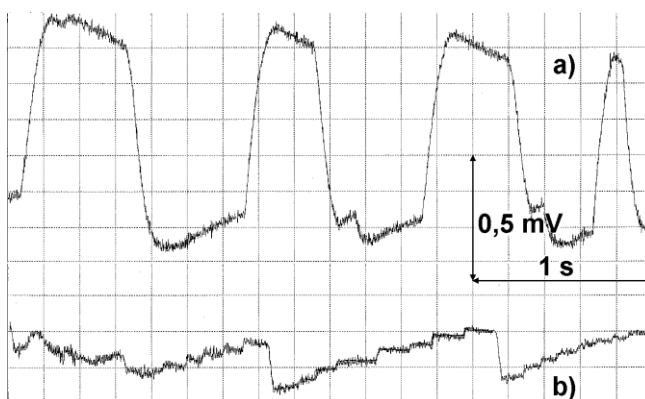
Pro zachycení bipolární horizontální složky EOG signálů se elektrody připevňují vlevo a vpravo od očních koutků, vertikální složka signálu se snímá elektrodami nad a pod okem. Unipolární EOG signál se snímá vůči centrálně umístěné elektrodě uprostřed čela.

Pohyb oka může být vyvolán sledováním pohyblivého předmětu, sledováním rozsvěcujících se LED uspořádaných do požadované konfigurace, příp. soustavou reproduktorů. Při sledování vyšších funkcí nervové soustavy pomocí EOG může být pohyb očí stimulován čtením textu.

#### 2.1.3. VLASTNOSTI

Frekvenční rozsah EOG signálu je do 30 Hz, přičemž má významnou stejnosměrnou složku. Hodnoty napětí nepřesahují jednotky mV, zpravidla jsou menší než 2 mV. Hodnoty napětí jsou téměř lineárně úměrné úhlu natočení.

V případě ENyG dosahuje díky buzení frekvenční pásmo až k 2 kHz, rozsah napětí zůstává stejný.



Obr.6-2 Záznam EOG signálu při horizontálním pohybu oka - a) maximální výchylka zleva doprava; b) čtení textu

### 2.1.4. VYUŽITÍ

EOG, resp. ENyG signálů se používá pro:

- analýzu funkce okohybných svalů;
- hodnocení symetrie či asymetrie umístění oka v očnici;
- detekci pohybů očí během spánku (REM spánek) - EOG signál je součástí polygrafického záznamu;
- analýzy retinopatií;
- pro hodnocení činnosti rovnovážného ústrojí;
- analýzu vyšších fází nervové činnosti (analýza emočních stavů, vliv farmak, atd, ...).

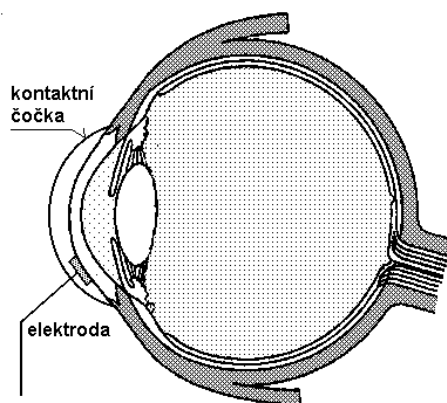
## 2.2. ELEKTRORETINOGRAM (ERG)

### 2.2.1. DEFINICE

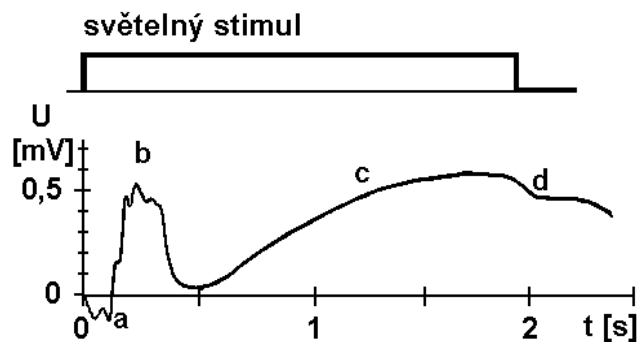
*Elektroretinogram* je záznam změn vizuálně (zábleskem nebo plošně strukturovaným světelným podnětem) evokovaného elektrického potenciálu vnitřního povrchu sítnice, resp. v klinické praxi spíše oční rohovky.

### 2.2.2. SNÍMÁNÍ

Potenciál rohovky je snímán kontaktní elektrodou ve tvaru mezikruží s otvorem uprostřed, kterým lze stimulovat sítnici nebo elektrodou, jež je součástí transparentní kontaktní čočky. Referenční elektroda se umísťuje na ušní lalůček, čelo nebo spánek. Při vyšetření musí být oko dostatečně adaptováno na tmu, ve které probíhá vyšetřování.



Obr.6-3 Umístění elektrody při snímání ERG signálu (podle [9])



Obr.6-4 Charakteristický průběh ERG signálu s oscilačními potenciály na vzestupné hraně vlny b

### 2.2.3. VLASTNOSTI

Průběh ERG signálu závisí na stavu oka a způsobu stimulace (doba trvání, příp. struktura podnětu, barva světla). U stimulů delších 10 ms obsahuje charakteristický průběh zápornou vlnu **a** a tři kladné vlny **b**, **c** a **d**, přičemž se má za to, že vlna **a** je tvořena reakcí fotoreceptorů, vlna **b** je způsobena bipolárními a zřejmě i gangliovými buňkami a vlna **c** potenciálovými změnami v pigmentovém epitelu.

V signálu se hodnotí doba zpoždění jednotlivých vln od začátku stimulu, velikost vln, příp. výskyt některých specifických vln, tzv. oscilačních potenciálů na vzestupné, příp. sestupné hraně vlny **b**. Rozsah napětí je asi 3 - 10% klidové úrovně, což představuje v případě zábleskového ERG řádově stovky  $\mu\text{V}$ , v případě strukturovaných podnětů pouze jednotky  $\mu\text{V}$ .