

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 to účinnější a kvalitnější musí být výběr charakteristického cyklu pro morfologickou analýzu.

2.2.16. ZÁTĚŽOVÁ ELEKTROKARDIOGRAFIE

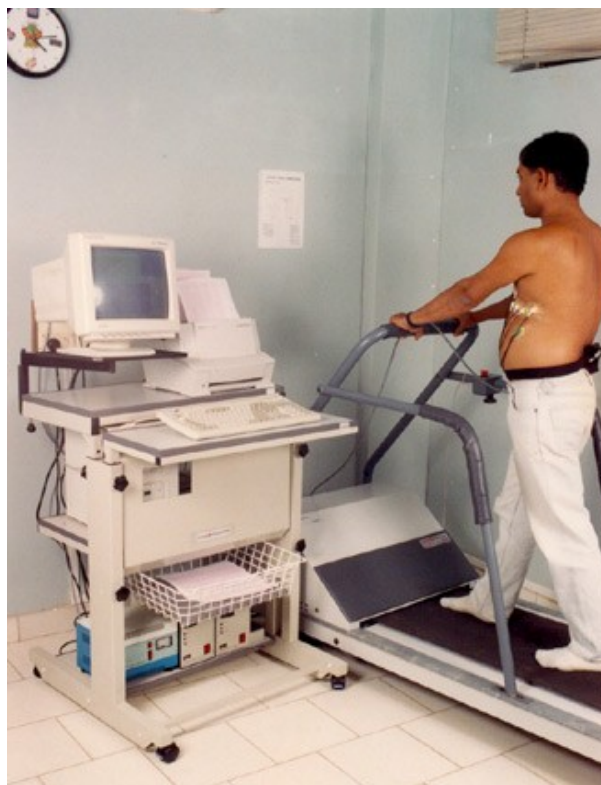
Problematika zátěžových kardiologických testů (obr.2-46) představuje z technického hlediska dvě kategorie problémů. Jednak záležitosti *realizace zátěže* a *řízení zátěžového testu*, jednak problémy *hodnocení a analýzy* signálu.

Realizace fyzické zátěže

Fyzická zátěž potřebná pro testování kardiiovaskulárního 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 a úroveň fyzické zátěže, kterou pacient



Obr.2-46 Počítačový systém pro kardiologické zátěžové testy



a)



b)

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

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 kardiopulmonálního 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)

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

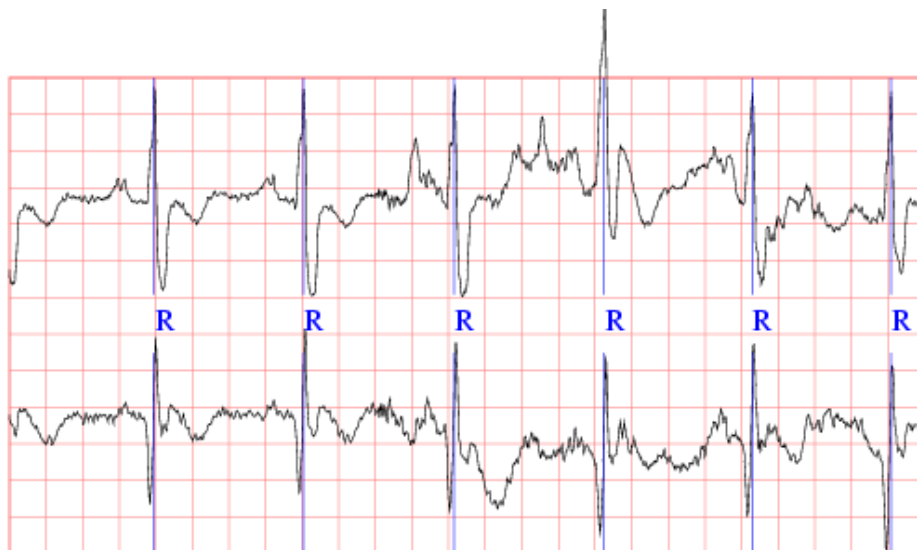
nebo Miller aj.(1993)

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

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.

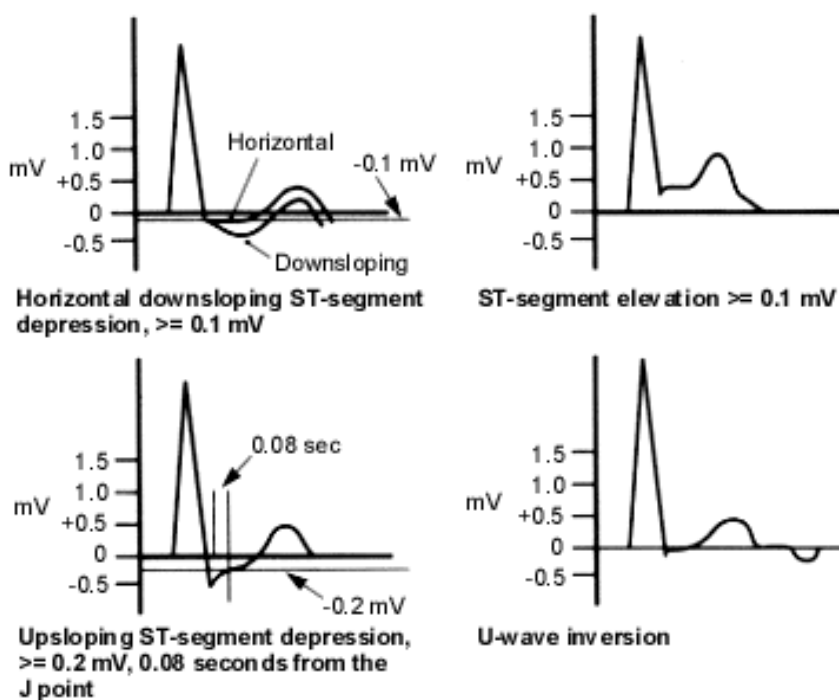
Účinná filtrace driftu izoelektrické linie využívá algoritmů založených na horní propusti se šířkou zadržovaného pásma úměrné aktuální srdeční frekvence (s růstem srdeční frekvence roste šířka zadržovaného pásma a tím schopnost algoritmu odstranit širší pásmo nízkofrekvenčního rušení. Přirozeně zvýšený obsah myopotenciálů se nejčastěji odstraňuje buď pomocí zpřůměrovacích 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.

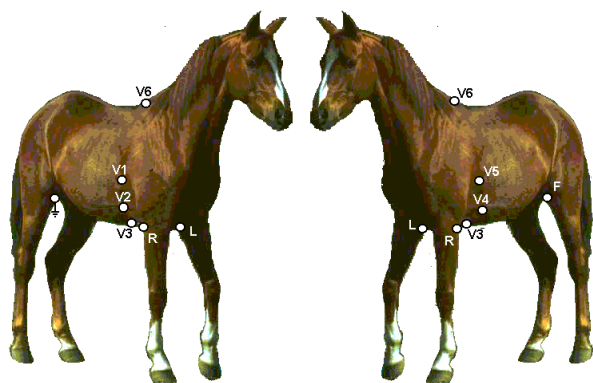
Situace, které charakterizují pozitivní nálezy jsou uvedeny v obr.2-49. Kromě tam zobrazených situací je za pozitivní nález ischemie myokardu považován častý výskyt předčasných ventrikulárních kontrakcí (PVC), multifokální PVC (extrasystoly s počátkem v různých místech tkáně komorových stěn) nebo ventrikulární 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.

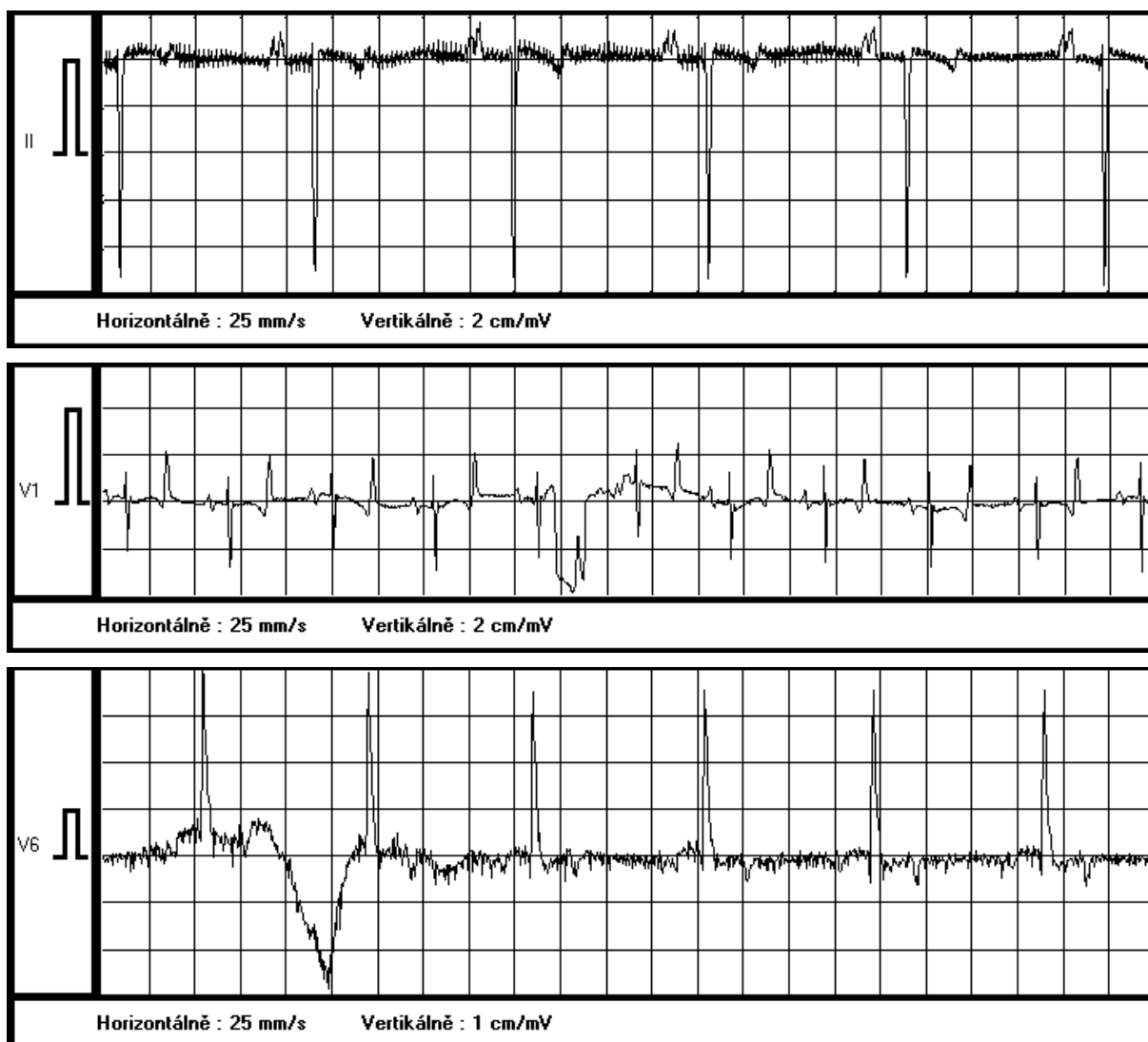
Tvarový charakter elektrokardiogramu koní

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%.

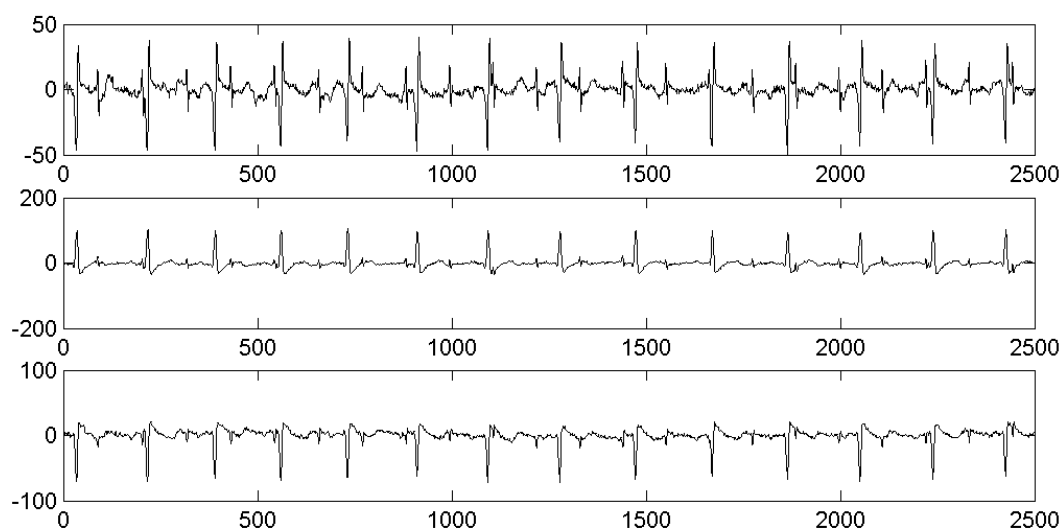
Přesto, že principy detekce jednotlivých vln zůstávají týž, je v případě signálu koní třeba upravit některé dílčí parametry detekčního algoritmu. Např. šířku pásmové propusti souhlasného filtru používaného v počáteční fázi detekce je třeba zúžit a dominantní frekvenci posunout k vyšším hodnotám na 25 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. (srvn. definici EKG¹).



Obr.2-52 Fetální elektrokardiogram

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

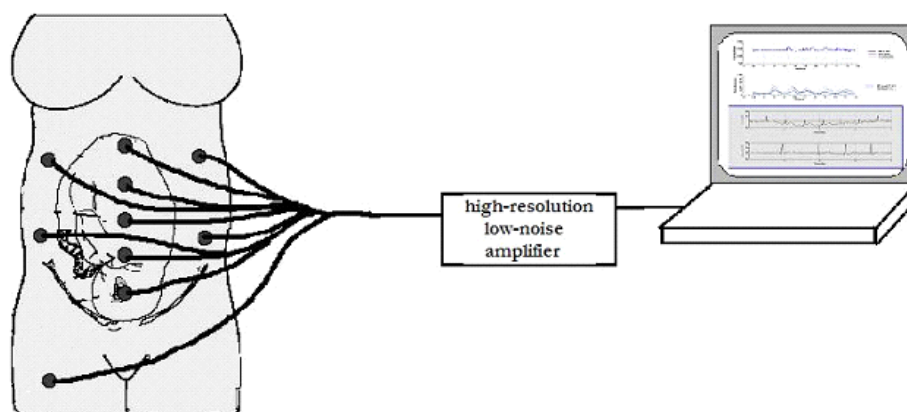
2.3.16. SNÍMÁNÍ FETÁLNÍHO EKG

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

¹ *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 10^0mV , 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 izoliny, síťové rušení, myopotenciály matky, příp. jiné další formy rušení - impulsní, apod.

2.3.18. EXTRAKCE FEKG ZE ZÁZNAMU

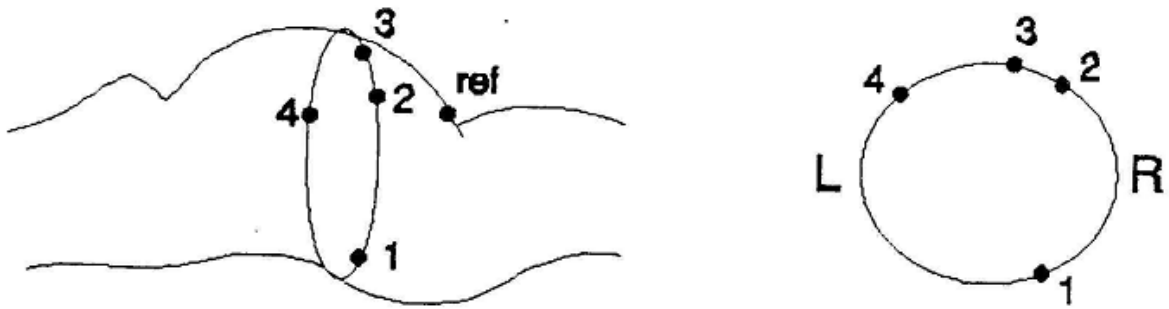
K extrakci FEKG ze změřeného surového signálu byla až dosud vyvinuta celá řada postupů založených na:

- 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.

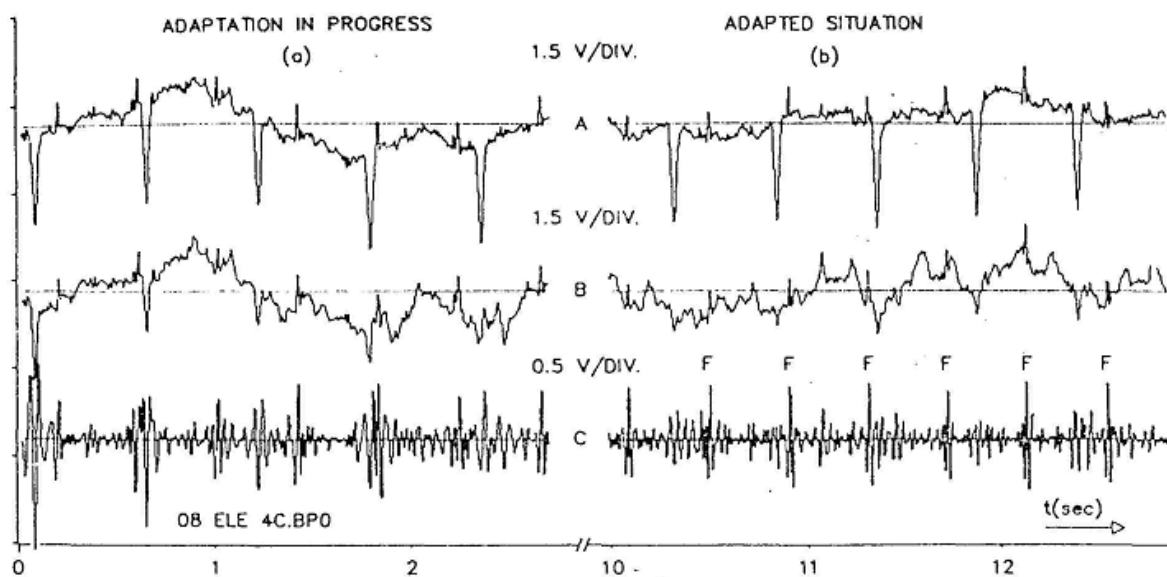
Signál, který vznikne váhovaným zprůměrněním signálů ze všech snímacích elektrod můžeme popsat vztahem

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

kde γ_i je váha signálu snímaného z i -té elektrody. Eliminace mateřského EKG je pak založena na předpokladu, že lze nalézt takové váhové koeficienty γ_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 γ_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.

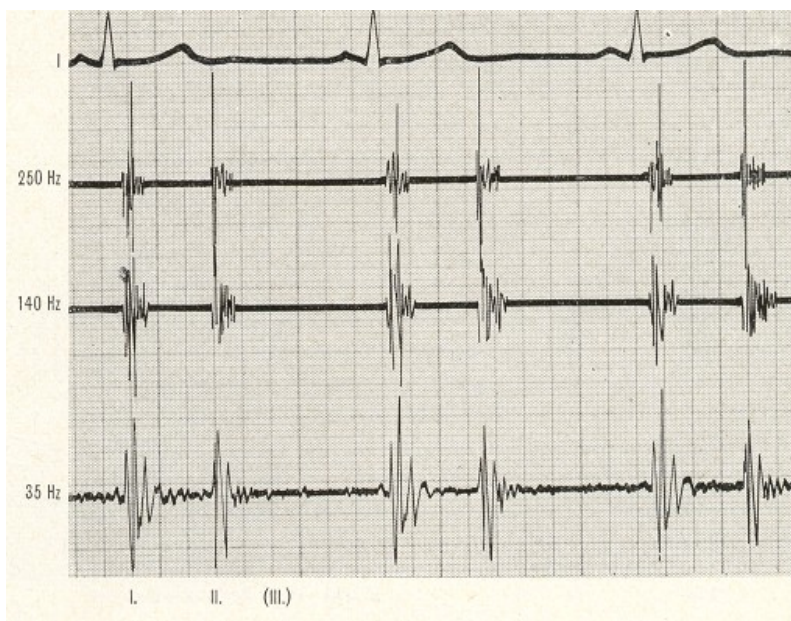
První ozva se vyskytuje v době komorové systoly a vzniká jako důsledek uzavření atrioventrikulárních chlopní a otevření semilunárních (poloměsíčitých) chlopní. Tato ozva je úvodním zvukem, slyšitelným během srdečního cyklu. Vyskytuje se v čase komplexu QRS.

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.

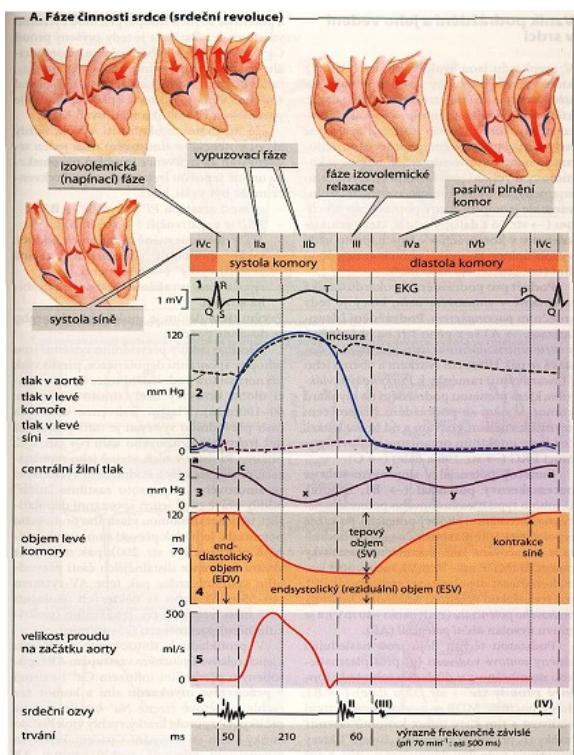
Třetí ozva je způsobena turbulencemi spojenými s rychlým plněním komor krátce po otevření atrioventrikulárních chlopní. Vyskytuje se v čase vlny U.

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 chlopeň.

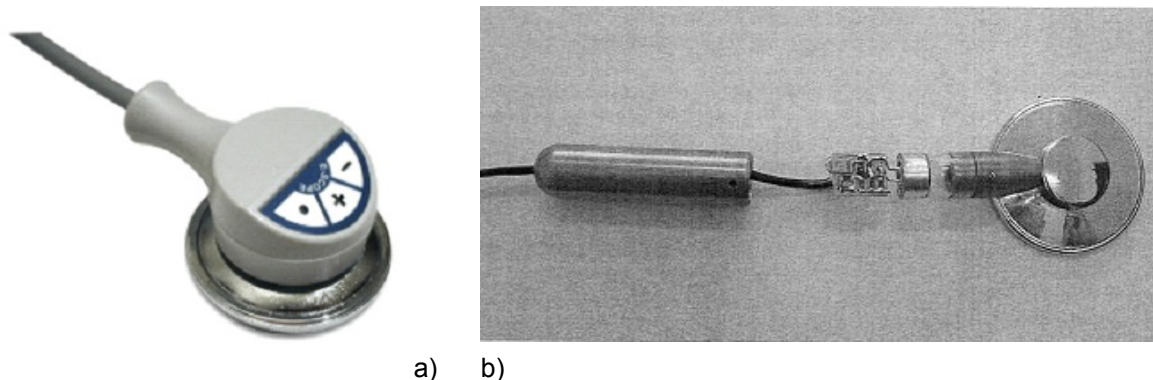
První a druhá ozva jsou jasné a ostré, snadno slyšitelné i netrévaným uchem. Třetí ozva těsně následuje druhou a je tišší (zatlučená), což způsobuje, že je rozeznatelná hůř. Čtvrtá ozva má zpravidla tak nízkou hlasitost, že ji nelze detekovat. Proto, hovoříme-li o detekci srdečních ozev, máme často na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



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

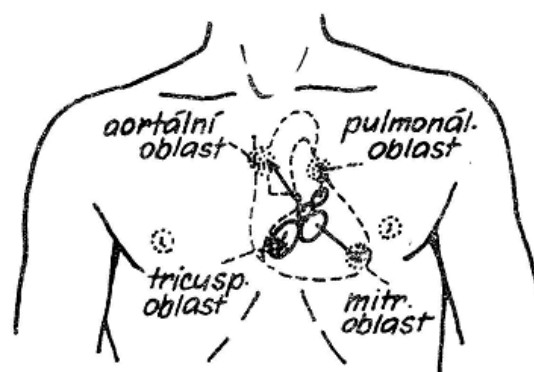
Šelesty jsou syčivé zvuky obsahující vyšší frekvenční složky, které vznikají jako důsledek víření krve ve velkých cévách při změně laminárního proudění na turbulentní. Ačkoliv mají nižší úroveň zvuku než ozvy, jsou dobře slyšitelné, protože ve frekvenčním pásmu, které zaujímají, je ucho nejcitlivější. 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):

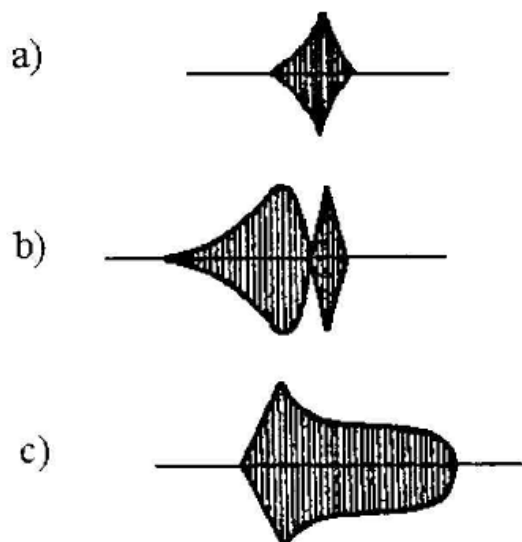
- ke snímání zejména I. a II. ozvy v oblasti středního prekordia ve 3. a 4. mezižebří mezi sternem a srdečním hrotem;
- ke snímání všech čtyř ozev v oblasti srdečního hrotu, za předpokladu, že pacient leží na levém boku;
- ke snímání II. ozvy v oblasti srdeční báze ve 2. mezižebří max. 3 cm symetricky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



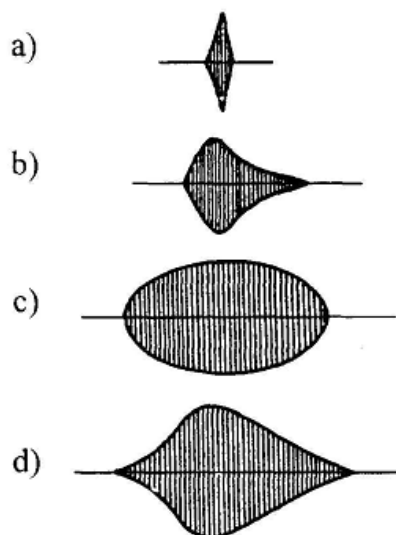
Obr.2-59 Pozice pro umístění mikrofonu pro snímání fonokardiogramu

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;

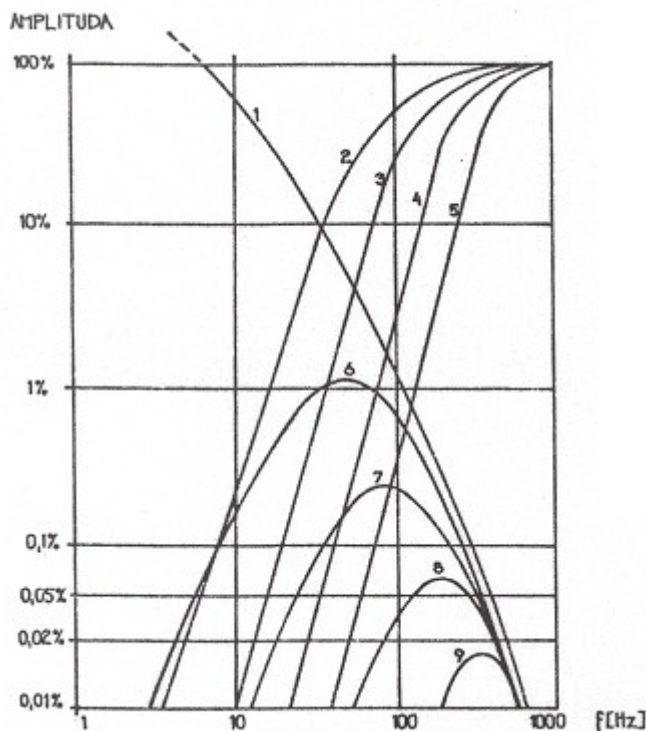
45 Hz); (b) kmitům stěn srdečních komor; (c) otevření semilunárních chlopní; (d) víření krve na začátku velkých tepen.

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.

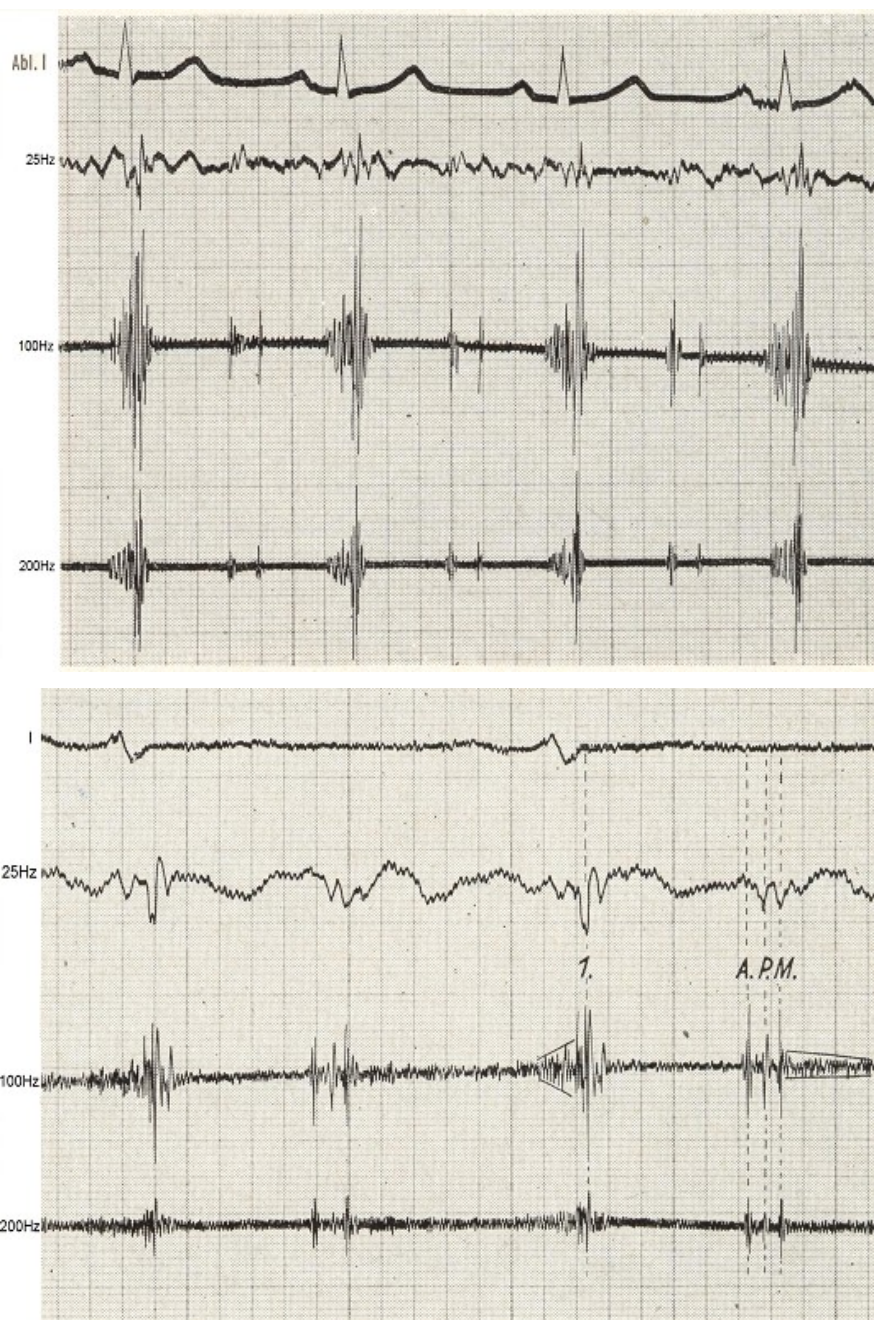
Frekvenční obsah šelestů se pohybuje v pásmu přibližně od 100 Hz do 1 kHz.

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