



Středoškolská technika 2009
Setkání a prezentace prací
středoškolských studentů na ČVUT

ZPRACOVÁNÍ SIGNÁLU SRDEČNÍCH ZVUKŮ

David Věčorek

Gymnázium, Brno-Řečkovice
Terezy Novákové 2, Brno

Konzultant práce:

Dr. Ing. Vlastimil Vondra

Zadavatel práce:

ÚPT AV ČR, v.v.i.

Královopolská 147

612 64 Brno

Prohlašuji, že jsem práci vypracoval samostatně.

Použitou literaturu a podkladové materiály uvádím v příloženém seznamu.

V Brně

.....

Na tomto místě chci poděkovat Dr. Ing. Vlastimilu Vondrovi za výbornou spolupráci a vstřícný přístup při zpracování mé práce.

ANOTACE

Téma práce bylo Zpracování signálu srdečních zvuků. Hlavním úkolem byla detekce srdečních zvuků s1 a s2. Důraz byl kladen na nalezení optimálních parametrů pro pásmovou filtraci měřených signálů před vlastní detekcí. Experimentálně pak byla testována možnost nalezení optimálních parametrů pro více pacientů. Za tímto účelem byl napsán program, který dokáže automaticky určit na základě rozptylu v časové prodlevě mezi R vlnou a s1 a R vlnou a s2 zvuky optimální filtr pro daného pacienta. Z výsledků získaných aplikováním postupu u několika pacientů byly určeny obecné parametry pro optimální pásmovou filtraci.

1 OBSAH

1 OBSAH	5
2 ÚVOD	6
3 SRDEČNÍ ČINNOST	7-12
3.1 SRDCE a KREVNÍ OBĚH	7-8
3.2 SYSTOLA a DIASTOLA	9
3.3 PRÁCE SRDCE	10
3.4 SRDEČNÍ VÝDEJ	11
3.5 s1 a s2 ZVUKY	12
3.5.1 METODY MĚŘENÍ LVET	12
4 METODA ŘEŠENÍ	13-18
4.1 ZPŮSOB HLEDÁNÍ s1 a s2 ZVUKŮ	13
4.1.1 FILTRACE	14
4.2 REALIZACE V PROSTŘEDÍ MATLAB	15
4.3 NALEZENÍ VHODNÝCH FREKVENČNÍCH PÁSEM	15-18
5 VÝSLEDKY (OPTIMÁLNÍ FREKVENČNÍ PÁSMO)	19
6 ZÁVĚR	20
7 DISKUZE	20
8 POUŽITÁ LITERATURA	21
9 PŘÍLOHY	22-25
9.1 ZKRATKY V TEXTU A TABULKÁCH	22
9.2 GRAFY	23-25

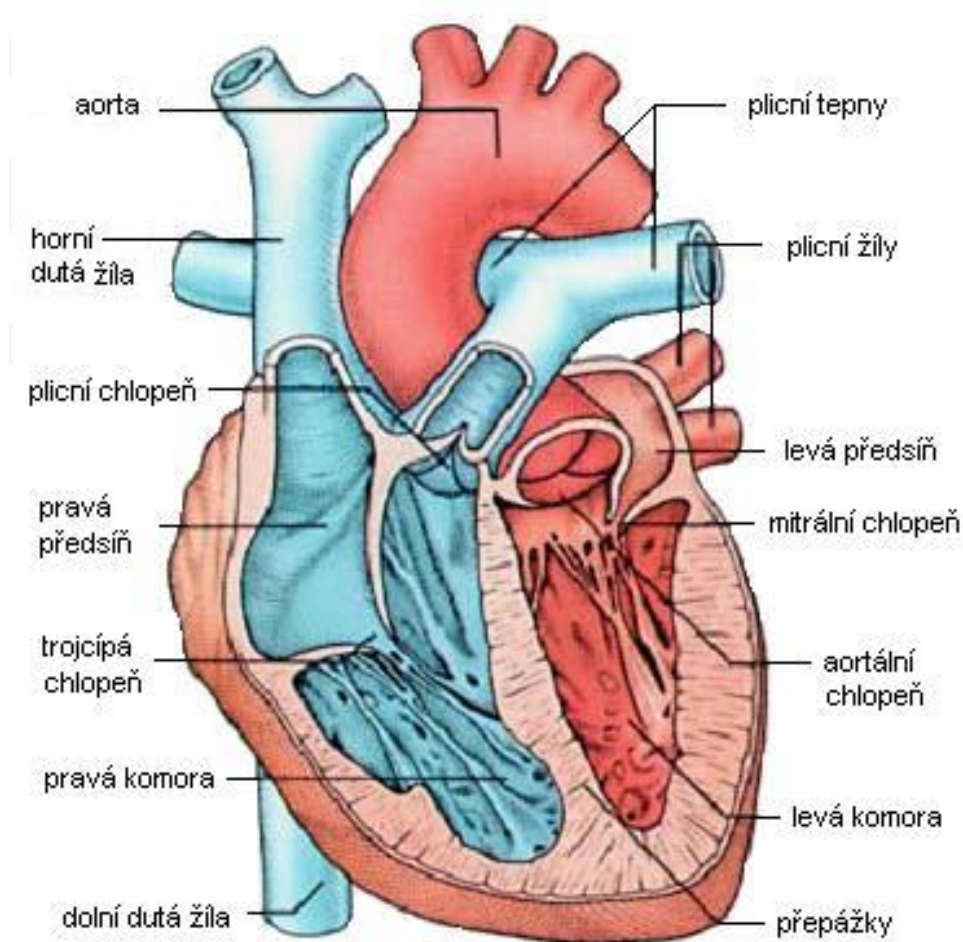
2 ÚVOD

Jako téma své práce jsem si vybral Zpracování signálu srdečních zvuků. Hlavním úkolem byla detekce srdečních zvuků s1 a s2. Důraz byl kladen na nalezení optimálních parametrů pro pásmovou filtraci měřených signálů před vlastní detekcí. Experimentálně pak byla testována možnost nalezení optimálních parametrů pro více pacientů. Toto téma jsem si zvolil, protože mě baví práce s počítači a programování a naskytla se mi příležitost seznámit se s novým programovým prostředím.

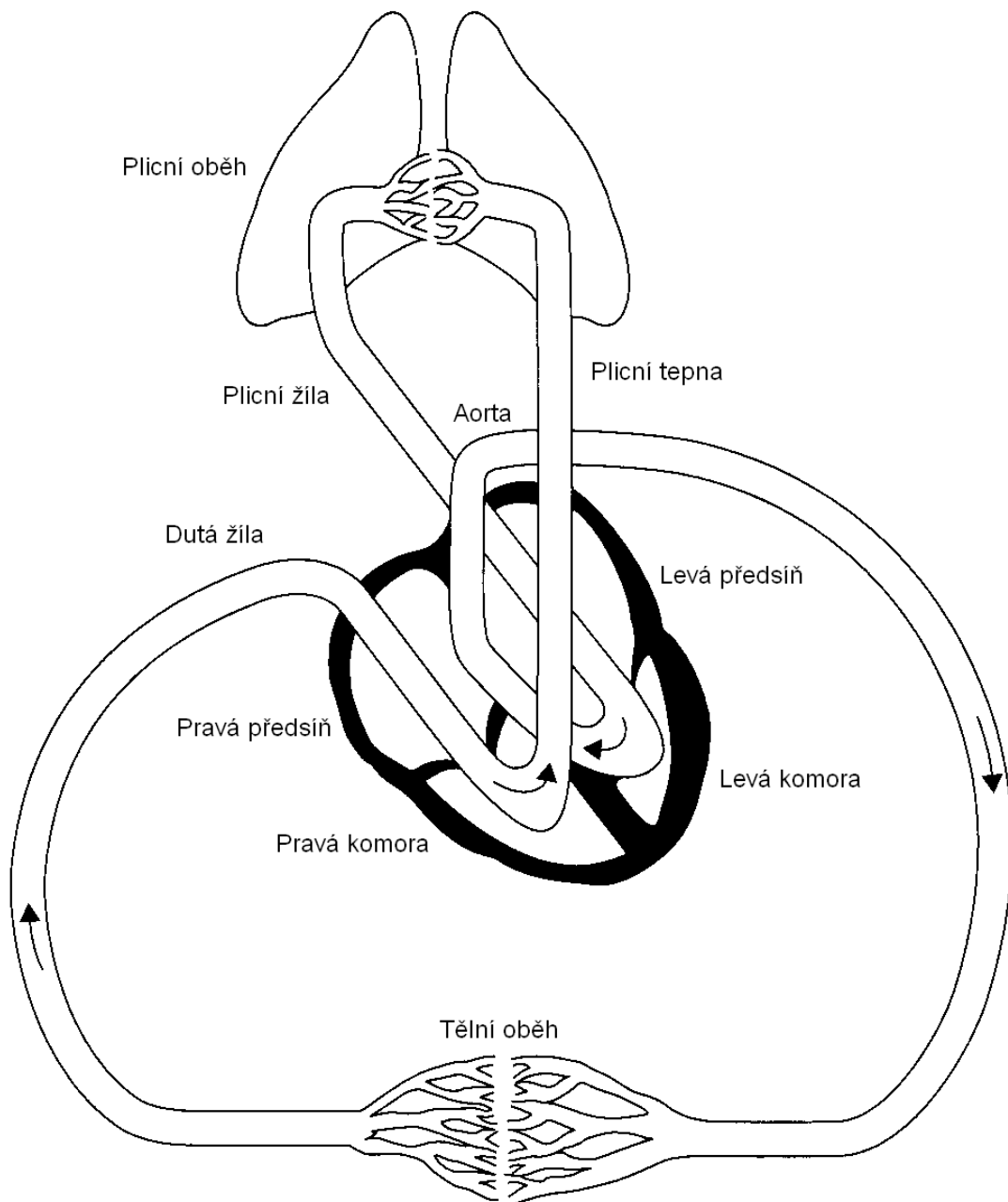
3 SRDEČNÍ ČINNOST

3.1 SRDCE a KREVŇÍ OBĚH

Srdce je ústřední orgán oběhové soustavy, zajišťující nepřetržitou cirkulaci krve v krevním řečišti. Tím obstarává přísun živin a kyslíku celému tělu. Srdce pracuje nepřetržitě jako pumpa. Jeho průměrná velikost je 12x9 cm a hmotnost kolem 300 g (hmotnost se liší podle pohlaví). Je uloženo v hrudním koši, přibližně dvěma třetinami na levé polovině těla. Je tvořeno myokardem, není ovladatelné vůlí. Podněty ke kontrakci vznikají přímo ve vlastní svalovině (automacie). Srdce se dělí na dvě poloviny (levou a pravou) a každá polovina se dělí na další dvě části (předsíň a komoru), tudíž se srdce skládá ze čtyř částí – levá předsíň, levá komora, pravá předsíň, pravá komora. Předsíně mají 2 vrstvy myokardu, zatímco komory 3, komory vykonávají větší práci.



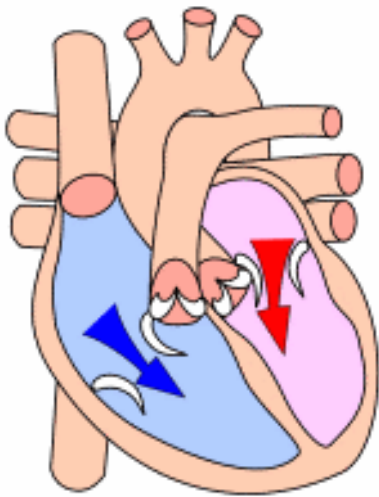
Odkysličená krev z pravé komory je vytlačena do plic kde se okysličí a jde do levé pľedsině. Poté je vytlačena do levé komory, která svým stahem vypudí krev pod velkým tlakem přes aortu do celého těla (velkého tělního oběhu). Nejprve proudí velikou rychlostí tepnami, ale postupem času se tlak zmenšuje a rychlost proudění zpomaluje. Toto zpomalování je velmi důležité při předávání živin ve vlásečnicích. Krev se znovu odkysličí a putuje do srdce. Cestou zpět proudí žilami pouze díky tomu, že na ni tlačí další krev. Doputuje až do pravé pľedsině odkud dále je pravou komoru vytlačena do plic, aby se okysličila a cyklus se znovu opakuje.



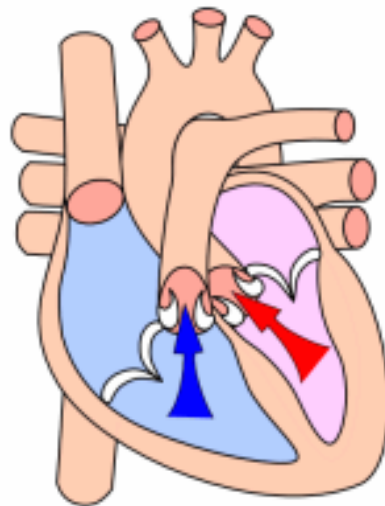
3.2 SYSTOLA a DIASTOLA

Nejprve bych rád vysvětlil dva pojmy – systola a diastola, protože je budu dále používat. Systola je definována jako „koordinovaný srdeční stah srdce“, tedy moment, kdy se srdce stáhne a vytlačí krev, kterou mělo v sobě. Systola má dvě fáze, a to: izovolumická kontrakce - roste tlak, objem se nemění, a ejekční fáze - objem se zmenšuje, tlak se nemění. Diastola je potom relaxace srdečního svalu. Srdce se uvolní a další krev nateče do něj. Diastola má taktéž dvě fáze: izovolumická relaxace - tlak klesá, objem se nemění, a plnicí fáze - objem roste, tlak se nemění.

Diastola



Systola

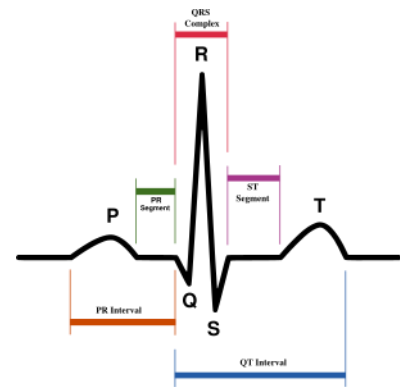


3.3 PRÁCE SRDCE

Během systoly předsíní a diastoly komor je krev natlačena ze předsíní do komor, kde ji dvojcípá (mitrální) chlopeň (nalevo) a trojcípá chlopeň (napravo) udržují, aby se nevracela zpět, a tím zajišťují správný směr proudění krve.

Během systoly komor a diastoly předsíní do pravé předsíně nateče krev z velkého tělního oběhu a do levé předsíně okysličená krev z plic, zatímco ta z komor je po velkým tlakem vytlačena do plicního kmene a aorty, odkud ji zpět nepustí pľlměsíčkové (aortální a plicní) chlopně.

Tento cyklus střídání systoly a diastoly se odehraje s každým úderem srdce a u člověka v klidu trvá průměrně 0,8 s, tedy 75 tepů za minutu. Počet tepů za minutu se v odborné terminologii nazývá *heart rate* (HR). Svůj vlastní HR si můžete lehce změřit počítáním pulsů například na zápěstí nebo krční tepně. Elektrická aktivita srdce se v medicíně zaznamenává jako elektrokardiogram (ECG), který odráží práci srdce v čase.



3.4 SRDEČNÍ VÝDEJ

Srdeční výdej je objem krve, který srdcem proteče za jednu minutu. Spočítat se dá jako tepový objem (SV) x HR. S každou systolou se u dospělého člověka v klidu vytlačí přibližně 70 ml krve, takže minutový srdeční výdej (75 tepů do minuty) by byl asi 5 litrů. Ovšem v případě potřeby dokáže srdce svůj výkon zvýšit až na 5násobek, v extrémních případech ještě více. Jedná se o velmi důležitý parametr, kterým lze rovněž kvalifikovat stav srdce.

V ústavu přístrojové techniky mimo jiné řeší problém měření srdečního výdeje neinvazivní metodou založenou na měření bioimpedance hrudníku. Z bioimpedančního měření lze SV spočítat např. podle rovnice:

Sramek–Bernstein equation:

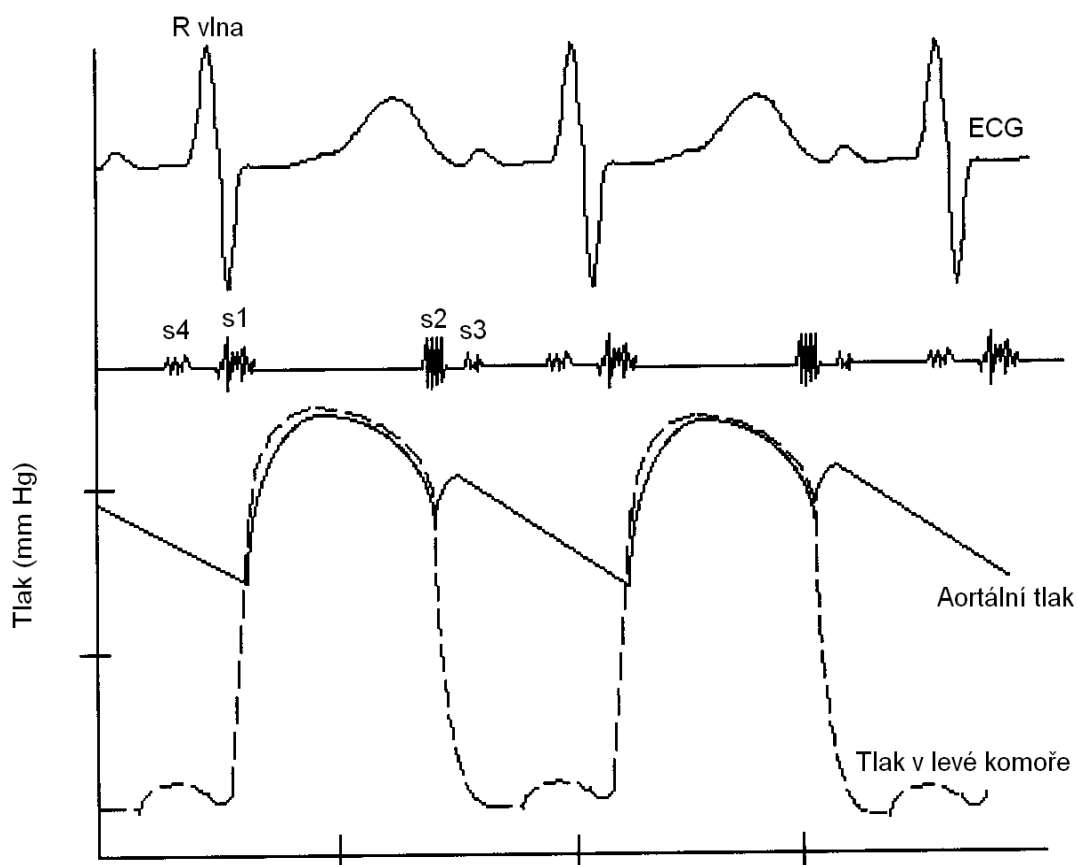
$$SV = \beta \left(\frac{\text{Weight}_{\text{observed}}}{\text{Weight}_{\text{ideal}}} \right) \left[\frac{(0.17 H)^3}{4.2} \right] LVET \left(\frac{\frac{dZ}{dt}_{\text{max}}}{Z_0} \right)$$

ve které *LVET* je doba, po kterou vypuzuje srdce krev do aorty a tato doba je předmětem mého hlavního zájmu.

3.5 s1 a s2 ZVUKY

Práci srdce provází nejen samotný tlukot, ale také zvuky klapání chlopní zvané ozvy. Pro nás jsou důležité dva z celkových čtyř – s1 a s2. Zvuk s1, neboli první srdeční zvuk, je zvuk zavření mitrální chlopně. Zvuk s2 je potom zavření aortálního chlopně. Právě časová prodleva mezi těmito dvěma zvuky je doba, kdy se stahují komory a srdce vypuzuje okysličenou krev do oběhu. Doba mezi zvuky s1 a s2 odpovídá LVET.

Idealizovaný graf ECG, zvuku, aortálního tlaku a tlaku v levé komoře v průběhu času:



3.5.1 METODY MĚŘENÍ LVET

Existuje několik způsobů určení hodnoty LVET (například z ECG, signálu bioimpedance). Jedna z nejjednodušších a nejpřesnějších metod je založena na analýze zvukového záznamu srdce tzv. fonokardiogramu. Pro určení LVET se fonokardiogram pořizuje z druhého mezižebří na pravé straně těla. V pořizovaném záznamu je nutné určit polohu s1 a s2 zvuků.

4 METODA ŘEŠENÍ

4.1 ZPŮSOB HLEDÁNÍ s1 a s2 ZVUKŮ

Naměřený zvukový záznam - fonokardiogram je digitalizován a zaznamenán do paměti počítače. Záznam v podobě posloupnosti vzorků signálu si můžeme na počítači nebo na zobrazovacím zařízení prohlédnout v podobě amplitudy zvukového signálu v průběhu času. Tedy pokud je ticho, hodnota energie je nízká. Ovšem pokud se pátříčná chlopeč uzavře, vzroste energie a křivka se zvlí. Tudíž bychom daný zvuk v ideálním případě mohli nalézt jako maxima (*peaky*) na zvukovém záznamu. Tento postup však nelze přímo aplikovat kvůli přítomnosti artefaktů, které záznam narušují nebo zkreslují. Mezi tyto artefakty patří:

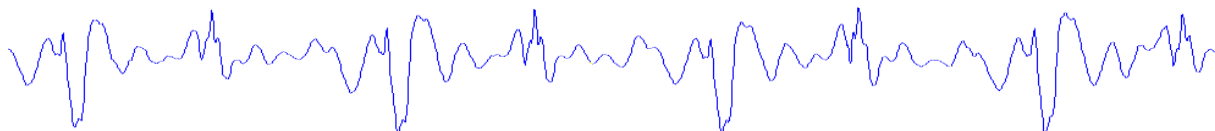
- 1) Umístění mikrofonu – mikrofon by měl být v druhém mezižebří na pravé straně, ale jeho poloha nemusí být ve všech případech stejná.
- 2) Vlastní tělo pacienta – každý člověk má jiné akustické vlastnosti
- 3) Činnost srdce a stav chlopní
- 4) Šum snímacího zařízení – ten je však oproti ostatním zanedbatelný
- 5) Mikrofon snímá i zvuky, jako je dýchání, pohyb těla, řeč, kašel a všechny ostatní zvukové projevy pacienta.
- 6) Mikrofon může také snímat zvuky z okolí (místa vyšetření pacienta)

Vzhledem k přítomnosti uvedených artefaktů mohou být některé záznamy značně zarušené.

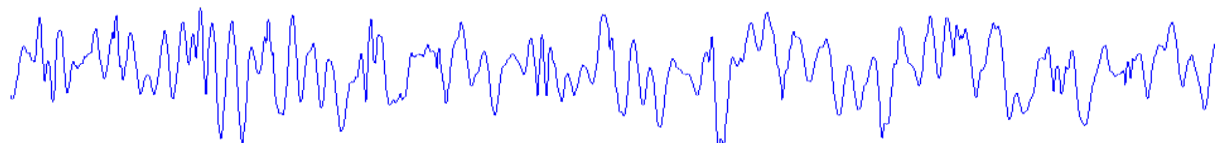
Idealizovaný záznam:



Naměřený záznam s rozpoznatelnými s zvuky:



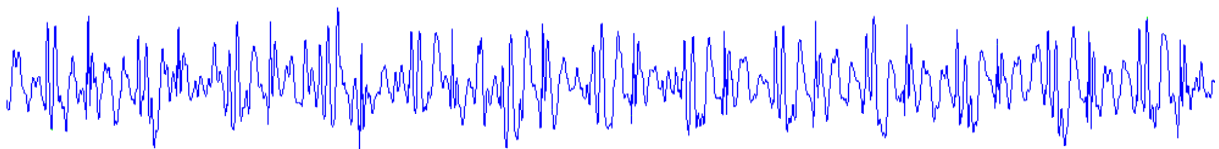
Naměřený záznam s množstvím artefaktů:



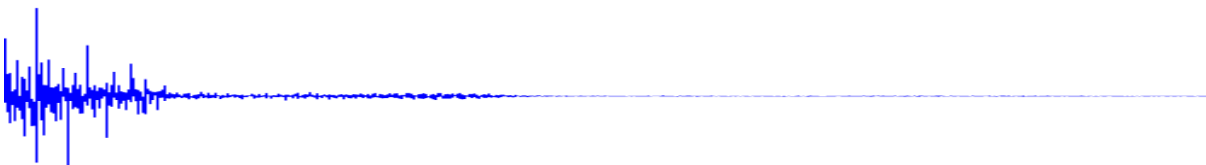
4.1.1 FILTRACE

Z tohoto důvodu bylo nutné nejprve potlačit všechny rušivé elementy a současně maximálně zachovat energii zvuků s1 a s2. K tomuto účelu se používá například pásmová filtrace. Každý zvuk se skládá z různých frekvencí o různé energii. Pásmová filtrace je vybrání určitého frekvenčního pásma (propustné pásmo) a utlumení nebo úplné odstranění složek vně propustného pásma (zadržované pásmo). Zvukový záznam je vzorkován kmitočtem 500 Hz, a frekvenční rozsah je tedy 0 až 250 Hz. Při off-line zpracování signálu se může jednoduše provádět *Fourierovou transformací*. Fourierova transformace je vyjádření časově závislého signálu pomocí harmonických signálů (funkcí sin a cos). Slouží pro převod signálů z časové oblasti do frekvenční. Opačnou transformací se dá převést oblast frekvenční na časovou.

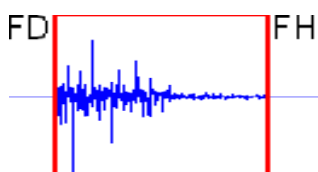
Původní zvukový záznam:



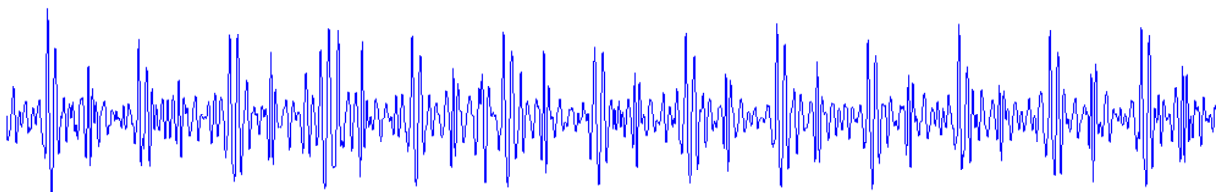
Zvukový signál se rozloží na spektrální složky:



Následuje výběr vhodného propustného pásma a zpětná transformace



Konečná podoba po zpětné transformaci a po filtraci:



4.2 REALIZACE V PROSTŘEDÍ MATLAB

Pro realizaci výše uvedeného postupu jsme vybrali prostředí MATLAB.

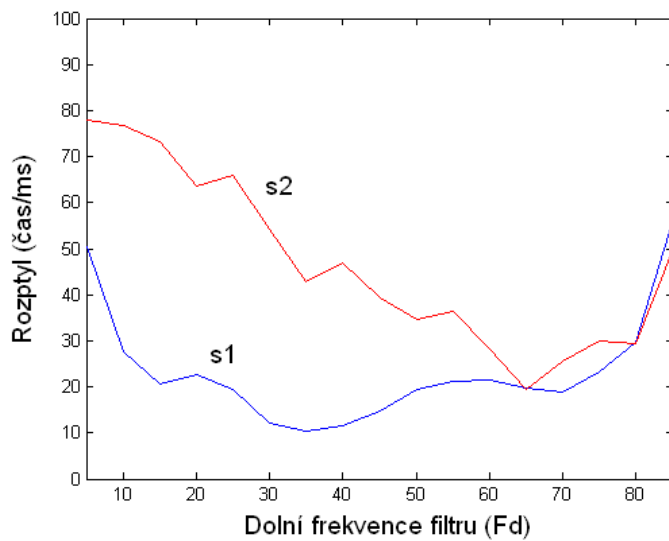
MATLAB je programové prostředí a skriptovací programovací jazyk pro vědeckotechnické numerické výpočty, modelování, návrhy algoritmů, počítačové simulace, analýzu a prezentaci dat, měření a zpracování signálů, návrhy řídicích a komunikačních systémů. Název MATLAB vznikl zkrácením MATrix LABoratory (laboratoř s maticemi), což odpovídá skutečnosti, že klíčovou datovou strukturou při výpočtech v MATLABU jsou matice.

4.3 NALEZENÍ VHODNÝCH FREKVENČNÍCH PÁSEM

Mým úkolem bylo zjistit, zdali existuje a jaké je optimální frekvenční pásmo pro pásmovou filtraci a zdali je společné pro s1 i s2 zvuky. Maximální rozmezí bylo na základě zkušeností zvoleno jako 0 až 90 Hz, jelikož ve vyšších frekvencích je energie zvuků s1 a s2 zanedbatelná. Proto jsem napsal skript, který daný zvuk postupně vyfiltruje pásmovou filtrací v rozmezí F_d až 90, kde F_d je dolní frekvence filtrů (roste od 0 do 85 Hz s krokem 5 Hz). Vznikne tak 18 vyfiltrovaných zvukových posloupností, z těchto zvuků vezmeme absolutní hodnotu, kterou vyfiltrujeme dolní propustí, a poté pro každou R vlnu je vyhledán ve fyziologickém časovém intervalu pomocí hledání maxim energií ve vyfiltrovaných zvukových záznamech poloha maxima pro s1 a s2. Poté následuje určení nejvhodnější (optimální) dolní frekvence F_D .

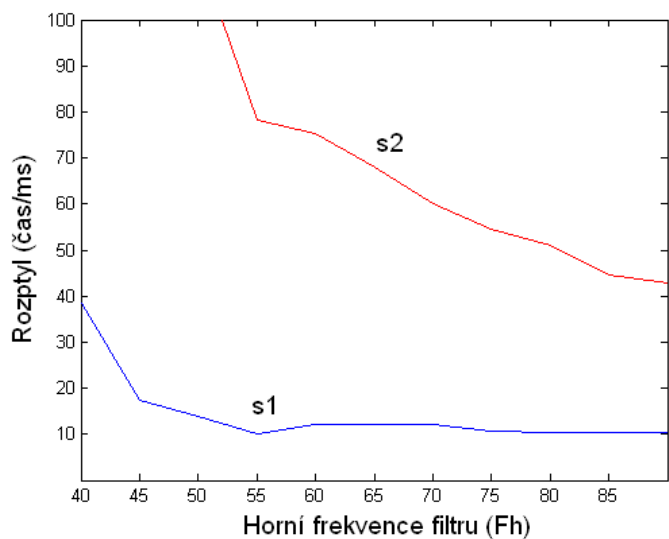
Jako kritérium pro výběr nejlepšího filtru jsme zvolili rozptyly rozdílů časů mezi R vlnou a s1 a R vlnou a s2 zvuky. Volba rozptylu je podmíněna v ideálním případě neměnností LVET ve sledovaném časovém intervalu. Toto bylo zajištěno měřením pacientů, kteří byli podrobena resynchronizační terapii s tím, že implantovaný stimulátor byl po dobu měření nastaven tak, aby řídil každý tep srdce stejně. Pacient byl umístěn v poloze v leže v klidu. Lze tedy předpokládat, že LVET bude minimálně ovlivněn. Proto teoreticky kdybychom našli filtr, který by dokázal zvuky dokonale vyfiltrovat, rozptyl by byl roven vlastní odchylce LVET, naopak u špatného filtru by v záznamu zůstala velká řada artefaktů a poloha maxima v energiích pro vyhodnocení s1 a s2 by byla značně ovlivněna.

Příklad závislosti rozptylu na F_d (horní frekvence propustného pásma je 90):



V dalším kroku stanoví optimální horní frekvenci F_H a to tak, že stejným postupem provádí filtrace v rozmezí optimální dolní frekvence F_D až F_H , kde F_H roste od $F_D + 5$ až do 90 Hz. A opět podle minimálního rozptylu určí optimální horní frekvenci F_H .

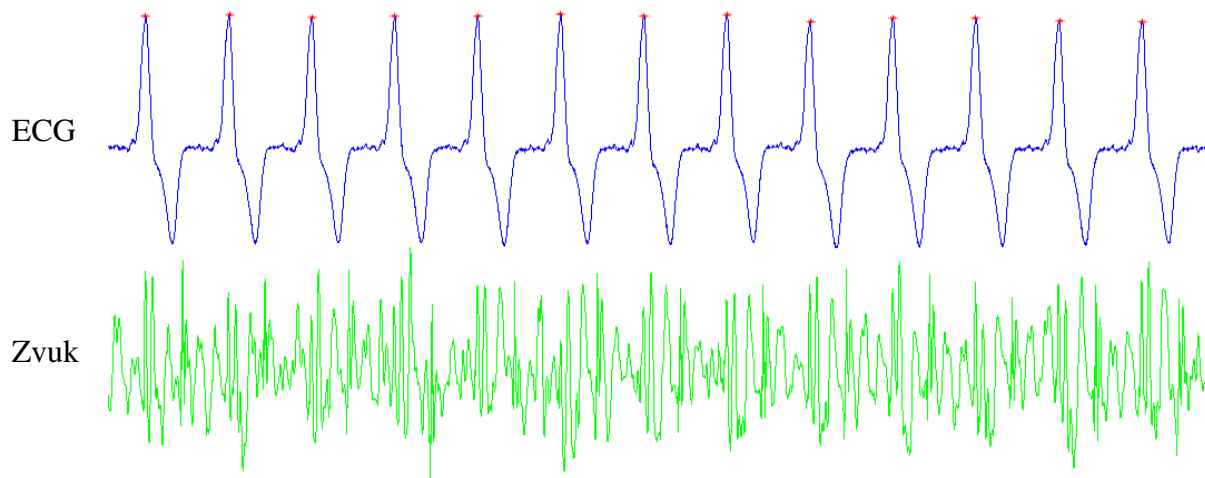
Příklad závislosti rozptylu na F_H s konstantním $F_D = 35$ Hz:



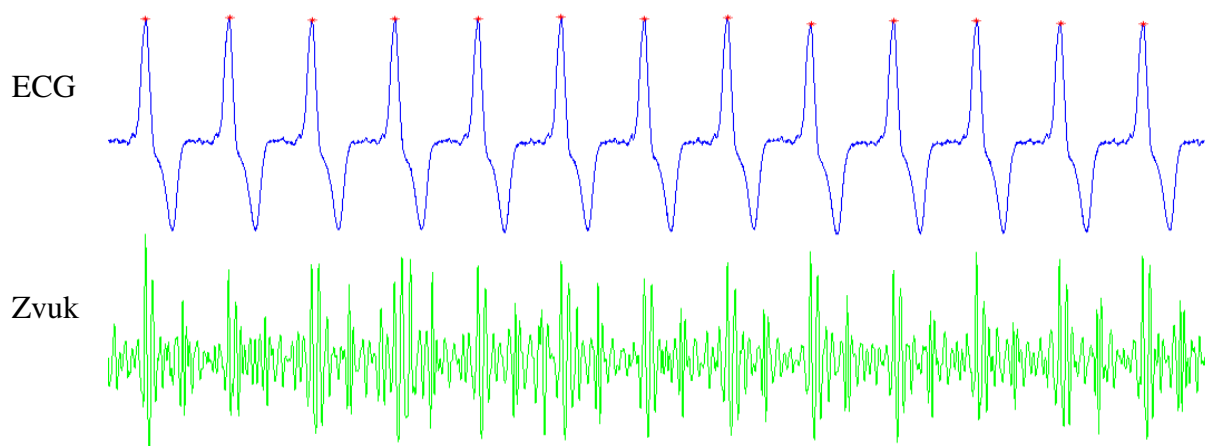
Takto nalezneme dvě frekvence, pro které platí, že pásmo mezi nimi (F_D až F_H) je nejvhodnější pro vyfiltrování s_1 nebo s_2 zvuků z daného záznamu pásmovou filtrací. Pokud se výsledné propustné pásmo pro s_1 a s_2 od sebe liší je nutno optimalizaci provést pro každý zvuk zvlášť.

Příklad postupu nalezení s1:

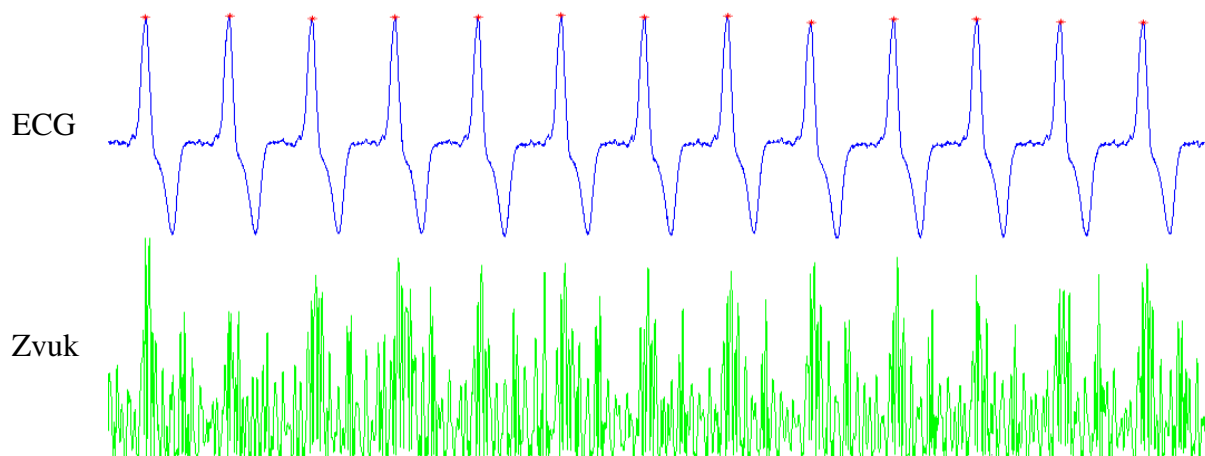
ECG + Odpovídající zvukový záznam:



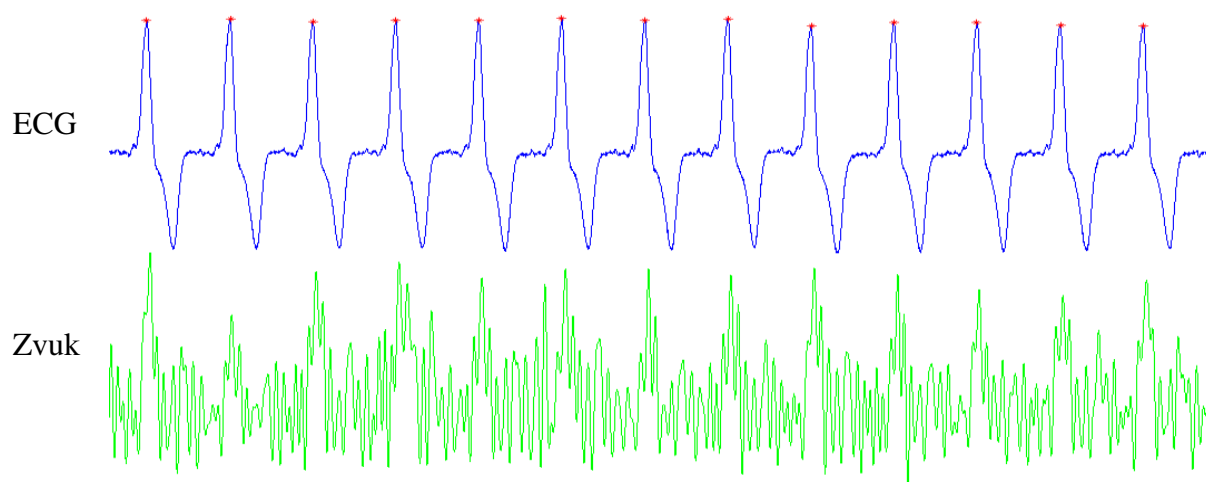
Filtrovaný zvuk:



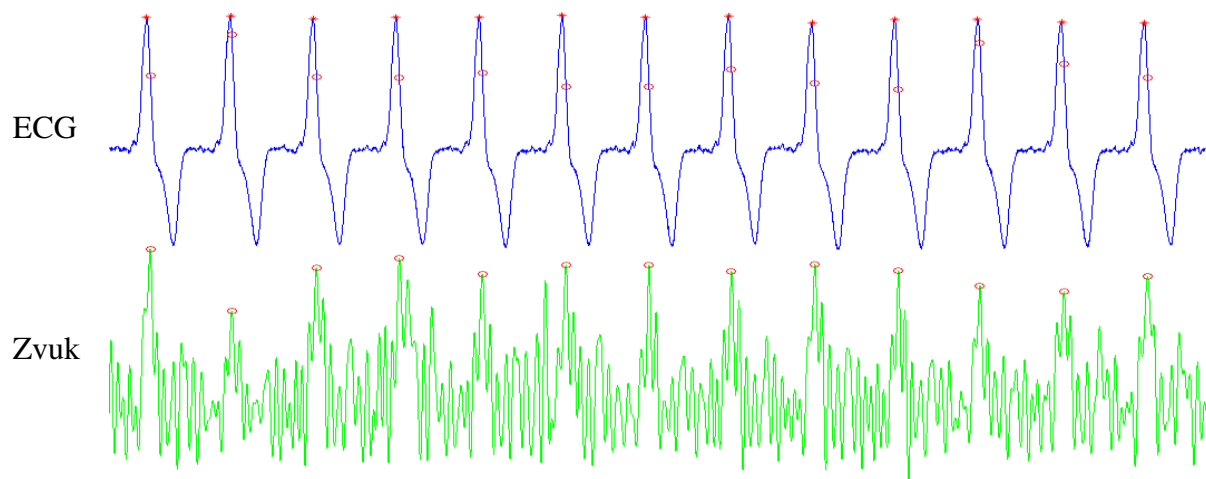
Usměrnění:



Filtrace dolní propustí:



Nalezení s1:



Obdobným postupem byly nalezeny také s2 zvuky.

5 VÝSLEDKY (OPTIMÁLNÍ FREKVENČNÍ PÁSMA)

Výše popsaný postup jsem aplikoval u několika různých pacientů.

Tabulka optimálních frekvenčních pásem pro jednotlivé záznamy:

1				cas / s			s1...cas / ms				s2...cas / ms				
2	Pacient	HR	AV	Cas od	Cas do	Trvani	FD	FH	mean	std	FD	FH	mean	std	LVET
3	4	80	250	1285	1450	165	10	20	96,5	10,5	30	70	310,5	7,0	214,0
4	4	80	300	2190	2410	220	10	40	79,0	11,0	10	35	314,0	8,5	235,0
5	5	80	160	0	241	241	10	25	28,5	8,0	80	90	320,0	19,5	291,5
6	6	80	250	1550	1750	200	15	55	37,5	9,5	50	85	287,0	16,0	249,5
7	19	80	140	150	301	151	15	40	53,0	7,0	25	60	327	8,0	274,0
8	19	80	300	900	1051	151	15	35	56,0	5,0	15	40	340,5	12,5	284,5
9	19	80	180	1200	1280	80	10	45	59,5	12,5	15	40	323,0	6,0	263,5
10	24	80	140	25	250	225	35	50	-3,0	4,0	55	90	312,0	9,0	315,0
11	24	80	200	2525	2750	225	25	50	-20,0	6,0	55	90	300,0	9,0	320,0
12	35	80	160	620	780	160	15	25	18,0	9,0	25	90	340,0	9,0	322,0
13	35	80	180	810	980	170	10	25	8,0	11,0	25	70	344,0	17,0	336,0

Na základě těchto výsledků lze konstatovat, že neexistují univerzální optimální parametry pro všechny pacienty a ani pro s1 a s2 nejsou stejné. Jako nejvhodnější frekvenční pásmo pro pásmovou filtraci bylo určeno 10 až 55 Hz pro s1 a 25 až 90 Hz pro s2. Tyto frekvence byly zvoleny z důvodu nejčastějšího výskytu při optimalizaci jednotlivých záznamů a zároveň tvoří dostatečně široké pásmo, pro filtraci záznamů s odlišnými optimálními frekvenčními pásmy. Lze tedy předpokládat dobrou filtraci u většího počtu pacientů.

Tabulka hodnot pro výsledná frekvenční pásma:

1				cas / s			s1...cas / ms				s2...cas / ms				
2	Pacient	HR	AV	Cas od	Cas do	Trvani	FD	FH	mean	std	FD	FH	mean	std	LVET
3	4	80	250	1285	1450	165	10	55	78,0	12,0	25	90	315,0	8,0	237,0
4	4	80	300	2190	2410	220	10	55	79,0	12,0	25	90	316,0	9,0	237,0
5	5	80	160	0	241	241	10	55	22,0	12,0	25	90	329,0	22,0	307,0
6	6	80	250	1550	1750	200	10	55	23,0	14,0	25	90	297,0	52,0	274,0
7	19	80	140	150	301	151	10	55	60,0	11,0	25	90	326	8,0	266,0
8	19	80	300	900	1051	151	10	55	62,0	6,0	25	90	332,0	26,0	270,0
9	19	80	180	1200	1280	80	10	55	60,0	12,0	25	90	318,0	9,0	258,0
10	24	80	140	25	250	225	10	55	7,0	5,0	25	90	314,0	17,0	307,0
11	24	80	200	2525	2750	225	10	55	-7,0	20,0	25	90	313,0	53,0	320,0
12	35	80	160	620	780	160	10	55	20,0	21,0	25	90	341,0	9,0	321,0
13	35	80	180	810	980	170	10	55	-3,0	18,0	25	90	344,0	22,0	347,0

6 ZÁVĚR

Úkolem práce byla detekce s1 a s2 zvuků ze zvukového záznamu pacienta a nalezení vhodných parametrů pro pásmovou filtraci měřených signálů. Za tímto účelem jsem vypracoval postup, kterým lze zjistit optimální parametry pásmové filtrace pro vyfiltrování těchto zvuků. A aplikováním tohoto postupu u více pacientů jsem zjistil, že neexistují univerzální optimální parametry pro všechny pacienty a ani pro s1 a s2 nejsou stejné. Určil jsem výchozí parametr pro pásmovou filtraci 10 až 55 Hz pro s1 a 25 až 90 Hz pro s2, kvůli nejčastějšímu výskytu při optimalizaci jednotlivých záznamů. Lze tedy předpokládat dobrou filtraci u většího počtu pacientů. Pro případ pochybnosti o správném určení doporučuji provést optimalizaci výše popsáním postupem.

7 DISKUZE

Vypracoval jsem postup, kterým lze zjistit optimální frekvenční pásmo pro vyfiltrování s1 a s2 zvuků pásmovou propustí u daného zvukového záznamu pacienta. Tím jsem ověřil, že vhodně zvoleným frekvenčním pásmem lze zvuky s1 a s2 vyfiltrovat. A našel jsem frekvenční pásmo použitelné u většího počtu pacientů.

8 POUŽITÁ LITERATURA

D.P. BERNSTEIN, H.J.M. LEMMENS. *Stroke volume equation for impedance cardiography*. Medical & Biological Engineering & Computing, 2005, vol. 43, pp. 443-450.

GAIL D. BAURA. *System Theory and Practical Applications of Biomedical Signals*. IEEE 2002. ISBN 0-471-23653-5

JOHN G. WEBSTER. *Bioinstrumentation*. John Willey & Sons, Inc. 2004. ISBN 0-471-26327-3. WIE ISBN 0-471-45257-2

KOLEKTIV AUTORŮ. *Všeobecná encyklopedie v osmi svazcích*. 1.vyd Praha: DIDEROT, 1999. ISBN 80-902555-2-3

WIKIPEDIA.org. *Cardiac cycle*. http://en.wikipedia.org/wiki/Cardiac_cycle

WIKIPEDIA.org. *Cardiac output*. http://en.wikipedia.org/wiki/Cardiac_output

WIKIPEDIA.org. *Electrocardiogram*. <http://en.wikipedia.org/wiki/Electrocardiogram>

WIKIPEDIA.org. *Heart sounds*. http://en.wikipedia.org/wiki/Heart_sounds

WIKIPEDIA.org. *Heart valve*. http://en.wikipedia.org/wiki/Heart_valve

WIKIPEDIE.cz. *MATLAB*. <http://cs.wikipedia.org/wiki/MATLAB>

WIKIPEDIE.cz. *Srdce*. <http://cs.wikipedia.org/wiki/Srdce>

WIKIPEDIE.cz. *Fourierova transformace*.

http://cs.wikipedia.org/wiki/Fourierova_transformace

9 PŘÍLOHY

9.1 ZKRATKY V TEXTU A TABULKÁCH

Pacient – číslo pacienta

HR – heart rate

AV – parametr stimulace

Cas od / od / trvání – vymezení měřeného intervalu ze záznamu

FD – optimální dolní frekvence propustného pásma

FH – optimální horní frekvence propustného pásma

Mean – průměrná hodnota času od R vlny k příslušnému s1, nebo s2 zvuku

Std – rozptyl časů od R vlny k příslušnému s1, nebo s2 zvuku

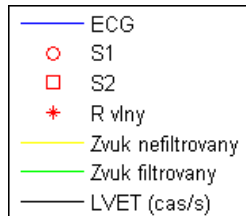
LVET – průměrná hodnota času vypuzování krve z levé srdeční komory

SV – tepový objem

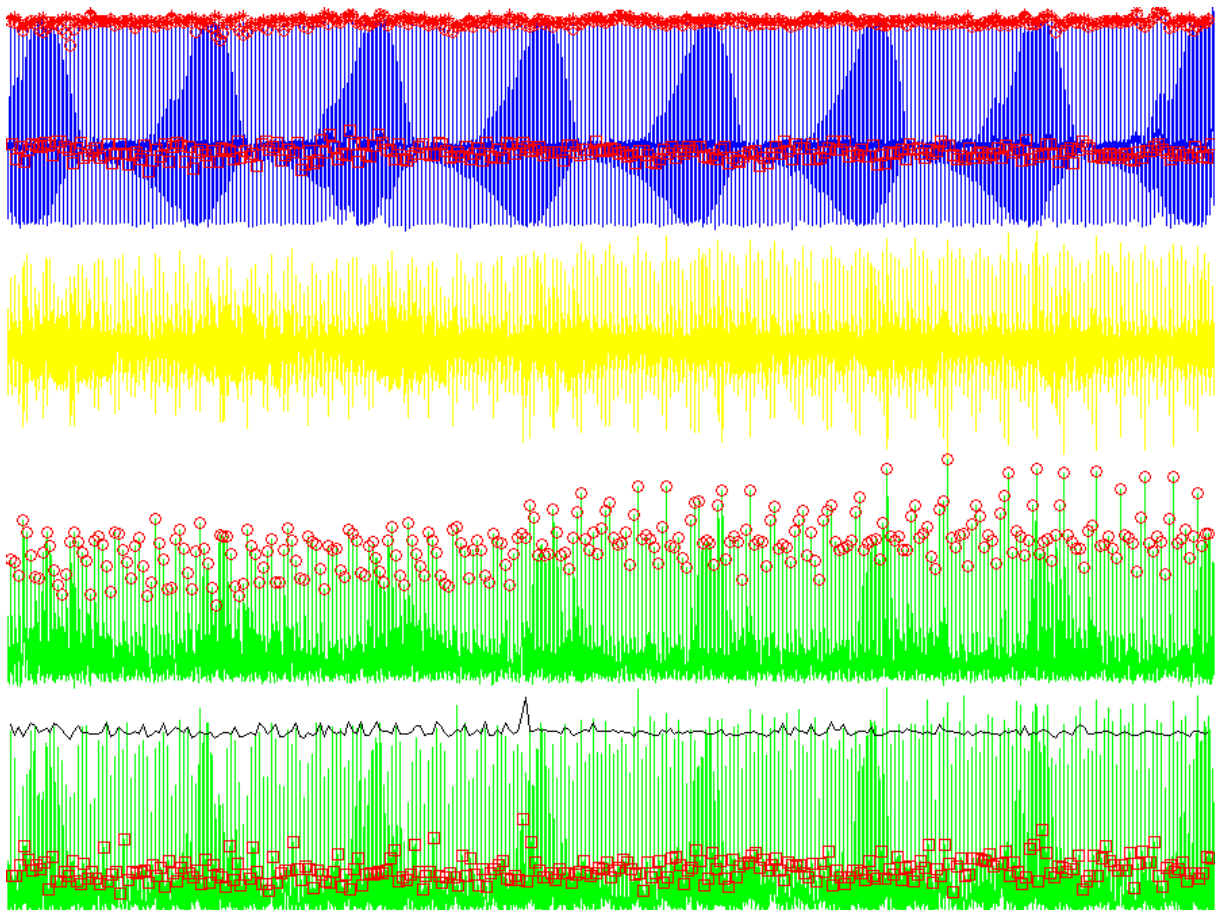
9.2 GRAFY

Příklady časových průběhů naměřených a vyhodnocených biologických signálů:

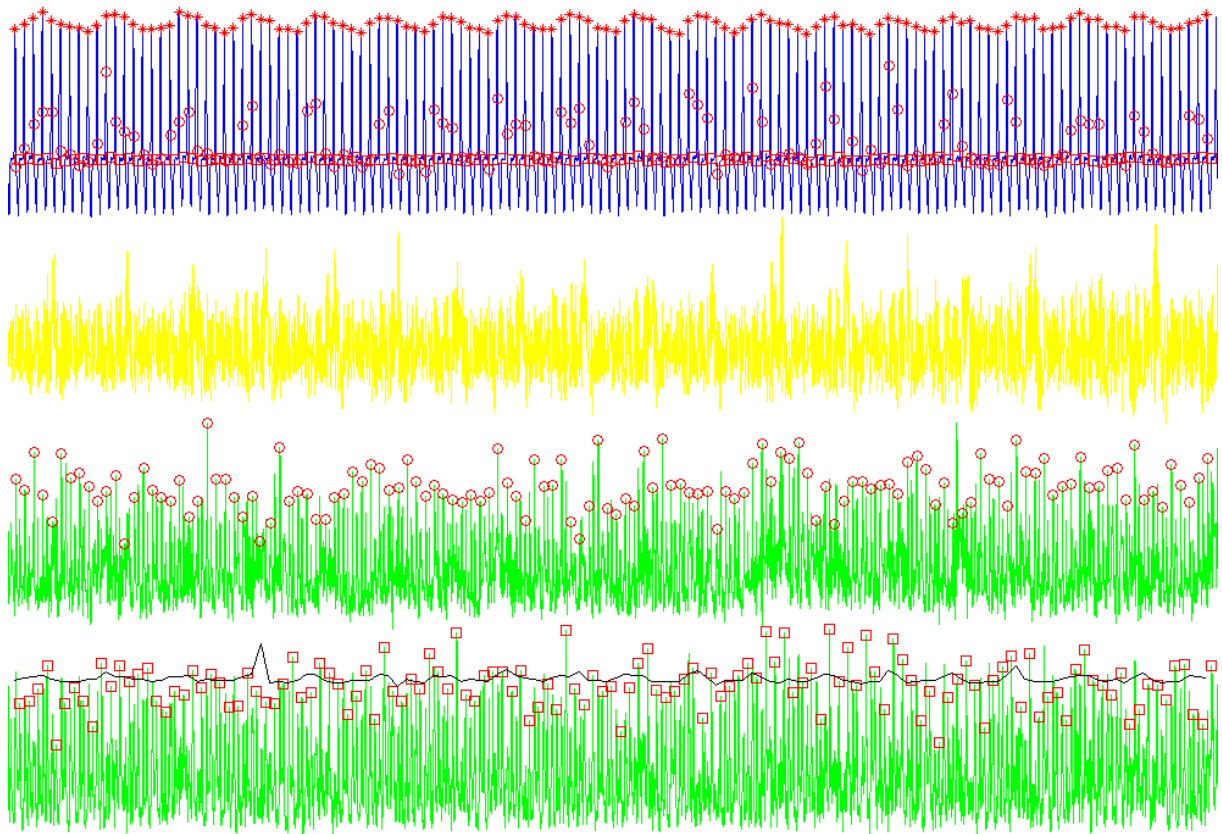
Význam jednotlivých křivek a bodů v grafech:



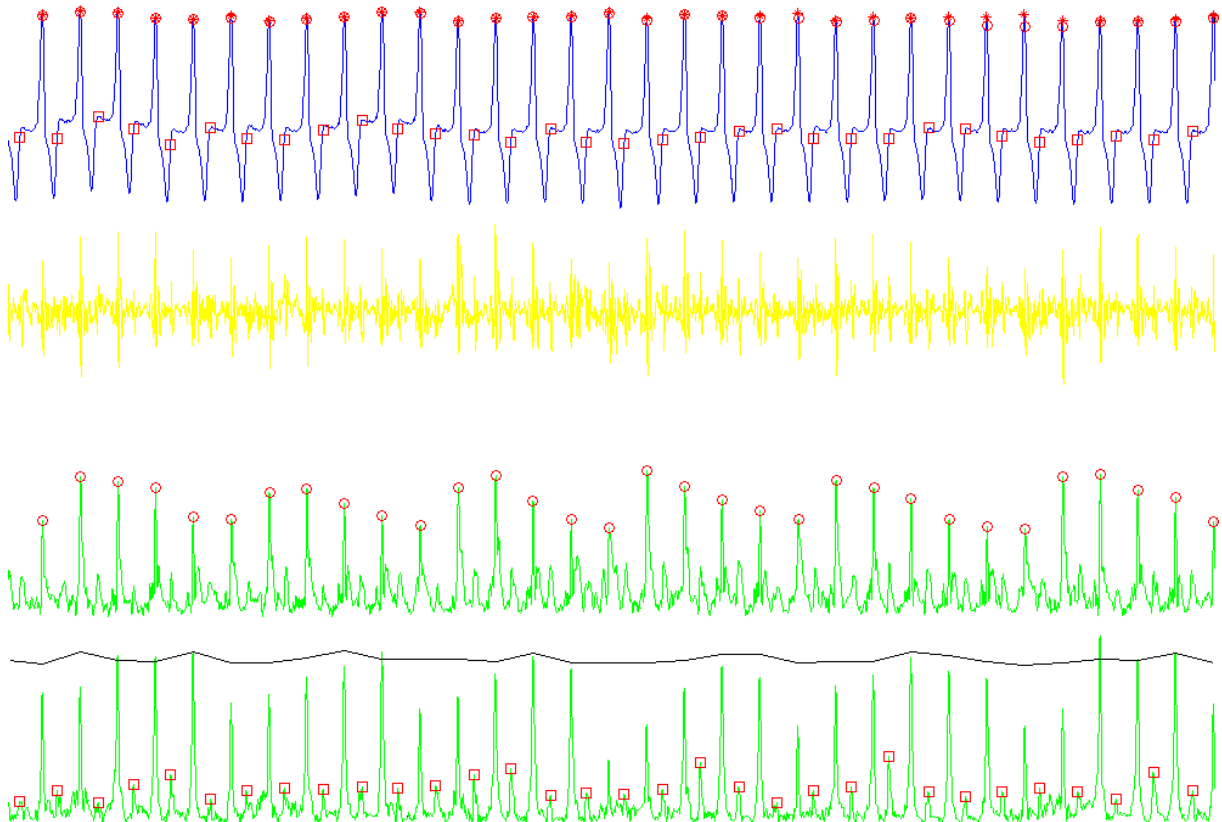
Pacient č. 35; úsek 620 - 840 s:



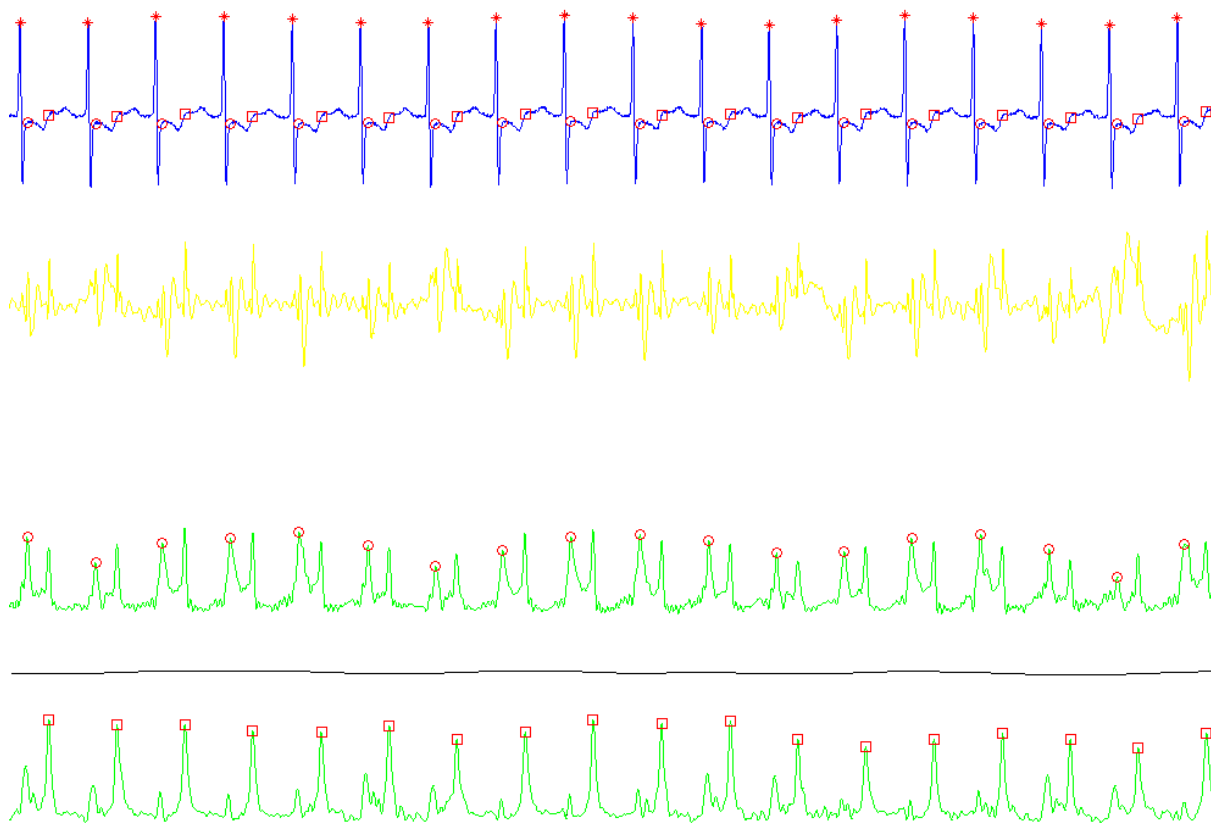
Pacient č. 5; úsek 0 - 100 s:



Pacient č. 6; úsek 1550 - 1750 s:



Pacient č. 4; úsek 2030 - 2045 s:



Pacient č. 24; úsek 1920 - 1924 s:

