

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

DETEKCE SRDEČNÍCH OZEV VE FONOKARDIOGRAMU

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

MICHAELA PECNÍKOVÁ

BRNO 2014



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ**

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

DETEKCE SRDEČNÍCH OZEV VE FONOKARDIOGRAMU

HEART SOUNDS DETECTION IN PHONOCARDIOGRAM

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

MICHAELA PECNÍKOVÁ

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. LUKÁŠ SMITAL

BRNO 2014



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor
Biomedicínská technika a bioinformatika

Studentka: Michaela Pecníková

ID: 146775

Ročník: 3

Akademický rok: 2013/2014

NÁZEV TÉMATU:

Detekce srdečních ozev ve fonokardiogramu

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Prostudujte metody snímání srdečních ozev (fonokardiografie) a vypracujte literární rešerši. 2) Seznamte se s elektronickým stetoskopem Littmann 3200 a především s možnostmi přenosu změřeného signálu pro následné zpracování v Matlabu. 3) Popište základní vlastnosti změřeného fonokardiogramu v časové i spektrální oblasti a navrhnete blokové schéma předzpracování pro detekci I. a II. srdeční ozvy. 4) Realizujte detektor I. a II. srdeční ozvy. 5) Vytvořte si vlastní databázi fonokardiogramů a navržený detektor na ní otestujte. 6) Statisticky zhodnoťte dosažené výsledky a porovnejte je s výsledky dalších autorů.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] DURAND, L. a P. PIBAROT. Digital Signal Processing of the Phonocardiogram: Review of the Most Recent Advancements. Critical Reviews

Termín zadání: 10.2.2014

Termín odevzdání: 30.5.2014

Vedoucí práce: Ing. Lukáš Smital

Konzultanti bakalářské práce:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

ABSTRAKT

V bakalářské práci byl navržen algoritmus pro detekci první a druhé srdeční ozvy. První část popisuje anatomii srdce, srdeční činnost a vznik fonokardiografického signálu. Dále jsou v práci popsány typické vlastnosti fonokardiogramu. Algoritmus pro detekci první a druhé srdeční ozvy je založen na normalizovaném průměru Shannonovy energie fonokardiografického signálu. Algoritmus pro detekci první a druhé srdeční ozvy byl realizován v prostředí MATLAB. Účinnost algoritmu byla hodnocena pomocí 66 fonokardiografických záznamů s 1388 srdečními cykly.

KLÍČOVÁ SLOVA

Fonokardiografie, spetoskop, první srdeční ozva, druhá srdeční ozva, normalizovaný průměr Shannonovy energie, MATLAB

ABSTRACT

An algorithm is proposed for the detection of first and second heart sound in this Bachelor's thesis. The first part describes the anatomy of heart, the activity of heart and creation of PCG signal. Next, typical characteristics of PCG signal are described in the thesis. Algorithm for the detection of first and second heart sound is based on the normalized average Shannon energy of PCG signal. The algorithm for the detection of first and second heart sound was implemented in MATLAB. The performance of the algorithm has been evaluated using 66 recordings of PCG signal with 1388 cycles.

KEYWORDS

Phonocardiography, stethoscope, first heart sound, second heart sound, normalized average Shannon energy, MATLAB

PECNÍKOVÁ, Michaela *Detekce srdečních ozev ve fonokardiogramu*: bakalářská práce. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství, 2014. 83 s. Vedoucí práce byl Ing. Lukáš Smital

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma „Detekce srdečních ozev ve fonokardiogramu“ jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autorka uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědoma následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

Brno

.....

(podpis autora)

PODĚKOVÁNÍ

Ráda bych poděkovala vedoucímu bakalářské práce panu Ing. Lukáši Smitalovi za odborné vedení, konzultace, trpělivost a podnětné návrhy k práci.

Brno

.....

(podpis autora)

OBSAH

Úvod	8
1 Fonokardiografie	9
1.1 Fonendoskop	9
2 Srdce a jeho činnost	11
2.1 Stavba srdeční stěny	11
2.2 Dutiny srdce	12
2.2.1 Pravá síň	12
2.2.2 Pravá komora	12
2.2.3 Levá síň	13
2.2.4 Levá komora	13
2.3 Srdce jako pumpa	14
2.4 Převodní systém srdeční	15
2.5 Srdeční revoluce	16
2.5.1 Fáze izovolumické kontrakce	16
2.5.2 Ejekční fáze	16
2.5.3 Fáze izovolumické relaxace	17
2.5.4 Fáze plnění	17
2.5.5 Wiggersův diagram	18
2.5.6 Tepová frekvence	18
2.6 Srdeční ozvy	19
2.6.1 První ozva - systolická	19
2.6.2 Druhá ozva - diastolická	19
2.6.3 Třetí ozva - protodiastolická	20
2.6.4 Čtvrtá ozva - presystolická	20
2.6.5 Auskultační místa na hrudníku	21
2.7 Srdeční šelesty	22
3 Stetoskop Littmann 3200	24
3.1 Funkce	25
3.2 Přenos dat	26
4 Základní vlastnosti změřeného fonokardiogramu	29
4.1 Časová oblast	29
4.2 Spektrální oblast	30
4.3 Spektrogram	33

5	Metody extrakce obálky signálu	34
5.1	Homomorfní filtrace	34
5.2	Normalizovaný průměr Shannonovy energie	36
6	Realizace detektoru srdečních ozev	38
6.1	Předzpracování signálu	38
6.1.1	Filtrace signálu	39
6.1.2	Normalizace signálu	40
6.2	Segmentace	42
6.3	Vytvoření obálky signálu	43
6.4	Detekce ozev a eliminace falešných srdečních ozev	46
6.5	Klasifikace srdečních ozev	49
6.5.1	První blok klasifikačního algoritmu	51
6.5.2	Druhý blok klasifikačního algoritmu	51
6.5.3	Třetí blok klasifikačního algoritmu	52
6.6	Rozměření srdečních ozev	54
6.7	Průměrná tepová frekvence	57
7	Databáze fonokardiogramů	58
8	Testování účinnosti navrženého detektoru	61
8.1	Spolehlivost detektoru pro detekci prvních ozev	61
8.2	Spolehlivost detektoru pro detekci druhých ozev	62
8.3	Ukázky testování detektoru	63
8.4	Srovnání spolehlivosti metod	67
9	Závěr	69
	Literatura	71
	Seznam symbolů, veličin a zkratk	75
	Seznam příloh	77
A	Přehled detekce prvních ozev	78
B	Přehled detekce druhých ozev	80
C	Přehled detekce srdečních cyklů	82

SEZNAM OBRÁZKŮ

1.1	Fonendoskop	10
2.1	Stavba srdeční stěny[5]	11
2.2	Řez srdcem[8]	13
2.3	Schéma krevního oběhu[9]	14
2.4	Převodní systém srdeční[9]	15
2.5	Fáze izovolumické kontrakce (vlevo) a ejekční fáze (vpravo)[12]	17
2.6	Fáze izovolumické relaxace (vlevo) a fáze plnění(vpravo)[12]	17
2.7	Wiggersův diagram důležitých dějů v průběhu srdečního cyklu [13] . .	18
2.8	Srdeční ozvy spolu EKG záznamem [13]	21
2.9	Anatomická lokalizace srdečních chlopní a jejich auskultační místa (A - aortální chlopeň, P - pulmonální chlopeň, T - trikuspidální chlopeň, M - mitrální chlopeň)[13]	21
2.10	Systolické a diastolické šelesty[13]	23
3.1	Stetoskop Littmann 3200[17]	24
3.2	Popis snímače elektronického stetoskopu[17]	25
3.3	Změna ikony s ubývajícím nabitím baterie[17]	25
3.4	Okna aplikace Zargis StethAssist s možností nastavení parametrů . .	27
3.5	Okna aplikace Zargis StethAssist s možností nastavení parametrů . .	27
4.1	Změřený signál v časové oblasti	29
4.2	Spektrum změřeného signálu	31
4.3	Spektrum první ozvy	32
4.4	Spektrum druhé ozvy	32
4.5	Spektrogram	33
5.1	Logaritmická transformace	34
5.2	Extrakce obálky pomocí homomorfní filtrace	35
5.3	Srovnání různých metod vytvoření obálky [14]	36
5.4	Extrakce obálky pomocí normalizovaného průměru Shannonovy energie	37
6.1	Blokové schéma navrženého detektoru	38
6.2	Blokové schéma předzpracování signálu	39
6.3	Původní signál a jeho filtrace pásmovou propustí 20 - 100 Hz	40
6.4	Filtrovaný signál a jeho normalizace	41
6.5	Rozdělení vstupního signálu na segmenty a jejich uspořádání v matici [22]	42
6.6	Extrakce obálky pomocí normalizovaného průměru Shannonovy energie	44
6.7	Extrakce obálky pomocí normalizovaného průměru Shannonovy energie s použitím mocniny 2. řádu	45

6.8	Extrakce obálky pomocí normalizovaného průměru Shannonovy energie s použitím mocniny 3. řádu	45
6.9	Detekce srdečních ozev (signál P054)	47
6.10	Detekce srdečních ozev s eliminací falešné ozvy (signál P054)	48
6.11	Detekce srdečních ozev - zkracování doby trvání diastoly (signál P047)	48
6.12	Blokové schéma jednoho kroku cyklu pro klasifikaci srdečních ozev . .	50
6.13	Klasifikace srdečních ozev (signal P009)	53
6.14	Důležité parametry PCG signálu [19]	54
6.15	Ukázka rozměření první srdečních ozvy, práh = 0.5	55
6.16	Ukázka rozměření první srdečních ozvy, práh = 0.2	55
6.17	Ukázka rozměření první srdeční ozvy, práh = 0.8	56
7.1	Graf věkového rozložení dobrovolníků	58
7.2	Fonokardiogramy s odlišnou tepovou frekvencí	59
7.3	Srovnání fonokardiogramů	60
7.4	Fonokardiogram s chybějícími druhými ozvami	60
8.1	Klasifikace srdečních ozev záznamu s vyšší tepovou frekvencí (signál P047)	63
8.2	Ukázka detekce a klasifikace (signál P056)	64
8.3	Ukázka detekce s chybnou eliminací falešné ozvy a následnou správnou klasifikací (signál P016)	64
8.4	Ukázka detekce a klasifikace (signál P064)	65
8.5	Ukázka detekce a klasifikace (signál P007)	66
8.6	Ukázka detekce a klasifikace (signál P066)	67

ÚVOD

Kardiovaskulární onemocnění, tj. onemocnění srdce a cév, je nejčastější příčinou úmrtí v České republice i na celém světě. Na rozvoji kardiovaskulárního onemocnění se podílí celá řada rizikových faktorů. Některé z nich se bohužel ovlivnit nedají. Roli při vzniku kardiovaskulárního onemocnění hraje totiž věk, pohlaví a také genetika. Na druhé straně však můžeme ovlivnit svůj životní styl, protože zejména za vysokou hladinou cholesterolu a vysokým krevním tlakem stojí nevhodná strava často spolu s nedostatkem pohybu. Dalším rizikovým faktorem, který můžeme ovlivnit, je samozřejmě i kouření.

Existuje řada projevů, pomocí kterých lze prokázat aktivitu srdce a monitorovat její průběh. Mezi tyto projevy patří např. tepová frekvence, krevní tlak, akční potenciály a srdeční ozvy.

Srdeční ozvy jsou způsobené vibracemi při mechanické činnosti a mají velký diagnostický význam a to především v diagnostice srdečních a chlopenních vad. Jednou z nejběžnějších možností vyšetření funkce srdce je metoda auskultace, tedy vyšetření poslechem. Auskultace je poměrně levná, neinvazivní metoda, která poskytuje informace o srdeční mechanice a hemodynamice. Na druhé straně interpretace těchto informací závisí na zkušenostech lékaře, které vyžadují léta praxe. Srdeční ozvy jsou celkem čtyři, z toho však pouze první dvě je možné za normálních okolností slyšet pouhým uchem, nebo za pomoci fonendoskopu, kdy jsou srdeční ozvy slyšet mnohem zřetelněji. Druhou možností, jak registrovat srdeční ozvy, je fonokardiografie, což je metoda umožňující grafické zobrazení zvuků, které vznikají v srdci. Rozdíl mezi auskultační metodou a fonokardiografií spočívá v tom, že lidské ucho zachycuje pouze zvukové fenomény frekvence v rozmezí 16 - 16 000 Hz, které mají určitou intenzitu, kdežto fonokardiografie registruje i oscilace, které jsou pod naším prahem slyšení a dále i fenomény, které slyšíme, ale nedokážeme je časově lokalizovat. Fonokardiografie tedy umožňuje objektivní analýzu bez jakékoliv závislosti na schopnostech a zkušenostech lékaře.

Hlavním cílem této bakalářské práce je navrhnout a realizovat detektor první a druhé srdeční ozvy z fonokardiografického signálu, který je akustickým projevem srdce. Fonokardiografické signály budou naměřeny pomocí elektrického stetoskopu Littmann 3200. Pro správnou detekci je nutné naměřený fonokardiografický signál předzpracovat. Toto předzpracování bude navrženo na základě předchozí analýzy signálu v časové a spektrální oblasti.

Realizace detektoru první a druhé srdeční ozvy bude provedena v programovacím prostředí Matlab. Detektor bude následně testován na vlastní databázi naměřených fonokardiogramů.

1 FONOKARDIOGRAFIE

Při činnosti srdce dochází ke vzniku zvukových a elektrických signálů. Fonokardiografie je lékařská grafická metoda zaznamenávající zvukové signály, které vznikají při činnosti srdce. Používá se k registraci srdečních ozev a šelestů v diagnostice srdečních onemocnění. K zaznamenání a vyhodnocení srdečních ozev a šelestů, vznikajících při srdeční činnosti, slouží fonokardiograf. Fonokardiograf je přístroj, který snímá zvukové signály neinvazivní metodou pomocí mikrofonu z povrchu hrudní stěny. Mikrofon se přikládá na obvyklá poslechová místa srdce po předchozí auskultaci. Vzhledem k tomu, že srdeční ozvy i šelesty mají frekvence v rozsahu 20 až 2 000 Hz [1], je potřeba použít dostatečně citlivý mikrofon. Je tedy možné použít např. elektrodynamický, piezoelektrický, elektrostatický nebo elektretový mikrofon podle frekvenčního pásma, na které má být mikrofon citlivý. Poté je potřeba signál z mikrofonu vhodně upravit pro další zpracování. Nejčastěji se signál zesiluje a filtruje. Je ho také možné vykreslit na zapisovači a vzniká tak PCG (fonokardiogram). V praxi při filtraci nejčastěji využíváme tří filtračních pásem. Nízké pásmo má horní mezní frekvenci 35 Hz a registrují se zde převážně srdeční ozvy. Dále střední pásmo má rozsah 70 - 140 Hz a pásmo vysoké obsahuje frekvence nad 250 Hz [1]. V dnešní době se také velmi často využívá digitalizace signálu a jeho následného zpracování.

Hlavní výhoda fonokardiografie spočívá v záznamu zvukových signálů, které jsou pod naším prahem slyšení. Další nespornou výhodou je přesnější analýza zvukových signálů, zejména tedy jejich časování v srdečním cyklu a dále také možnost uchovávat tyto informace pro dokumentaci. [1, 3]

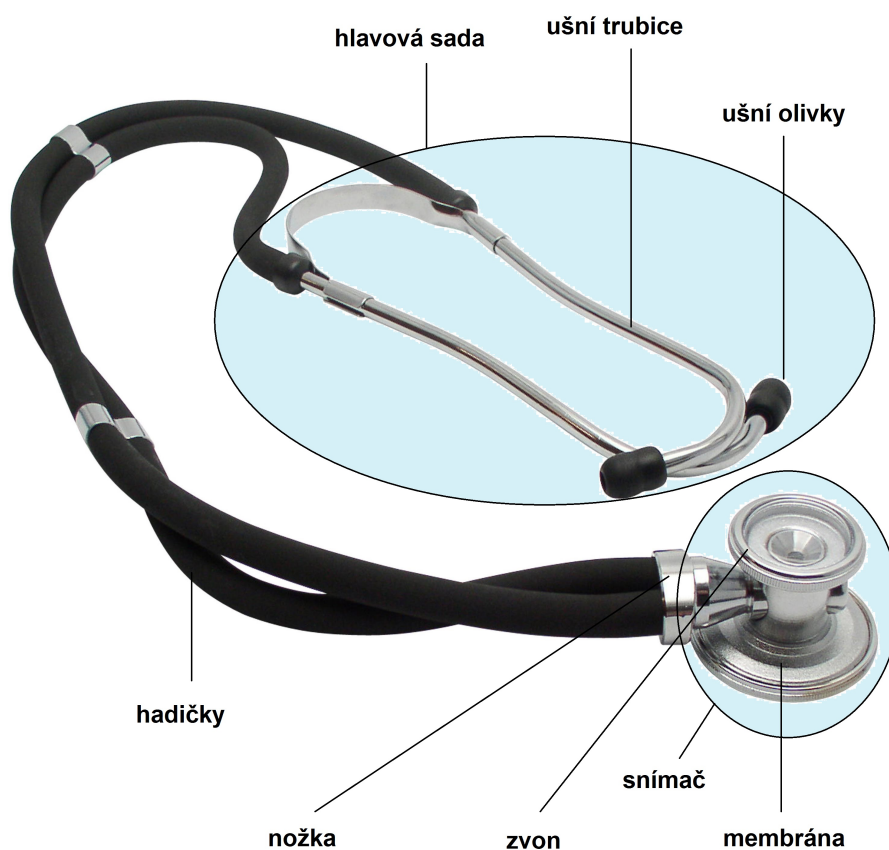
Fonokardiografie patří nyní k méně užívaným metodám, protože se při diagnostice chlopenních vad využívají nové moderní vyšetřovací metody, např. echokardiografie, přestože je fonokardiografie mnohem levnější. Často se však fonokardiografie objevuje jako doplňkové zařízení k EKG (elektrokardiografie).

1.1 Fonendoskop

Fonendoskop neboli stetoskop je jednoduchý lékařský přístroj, který slouží k vyšetření pacienta poslechem. První fonendoskop sestavil francouzský lékař a fyzik René Théophile Hyacinthe Laënnec v roce 1816 a použil ho k poslechu srdečních ozev pacienta místo přímého poslechu uchem. Nástroj, který tehdy sestrojil, se příliš nepodobá dnešnímu fonendoskopu, ale byl obrovským přínosem v oblasti diagnostiky. Fonendoskop zvyšuje intenzitu zvuku a redukuje okolní šum. Stetoskop se v lékařství používá zejména v porodnictví k poslechu srdečních ozev plodu. Lékařský fonendoskop má velké využití při vyšetření tlukotu a šelestů srdce, plic, dále při sledování střevních pohybů a rovněž spolu s tonometrem k měření krevního tlaku.[3]

Kromě klasických fonendoskopů, které se vyrábějí v různých provedeních, existují i elektronické fonendoskopy. Tyto moderní přístroje srdeční zvuky zesilují, filtrují z nich rušivé frekvence a také zvuky zaznamenávají. Takový zvuk je potom možné si buď přehrát nebo jej převést do počítače k další analýze.

Klasický fonendoskop je zobrazen na obr. 1.1. Z obrázku je patrné, že přístroj je tvořen hlavovou sadou, hadičkami, nožkou a snímačem. Hlavová sada je kovová část fonendoskopu, k níž jsou připojeny hadičky, které jsou dlouhé 30 cm a jejich průměr je okolo 4 mm. Hlavovou sadu tvoří dvě ušní trubice a dvě ušní olivky. Další komponentou přístroje je nožka, která spojuje hadičky fonendoskopu a snímač. Snímač je část fonendoskopu, která se umísťuje na místo, odkud chceme slyšet zvuk a je tvořen dvěma koncovkami - zvonem a membránou. Zvon přikládáme k hrudníku zlehka a je vhodný k poslouchání nízkofrekvenčních zvuků, např. ozev. Kdežto membránu používáme k poslechu vysokofrekvenčních zvuků a je potřeba pevný kontakt s kůží.[4]



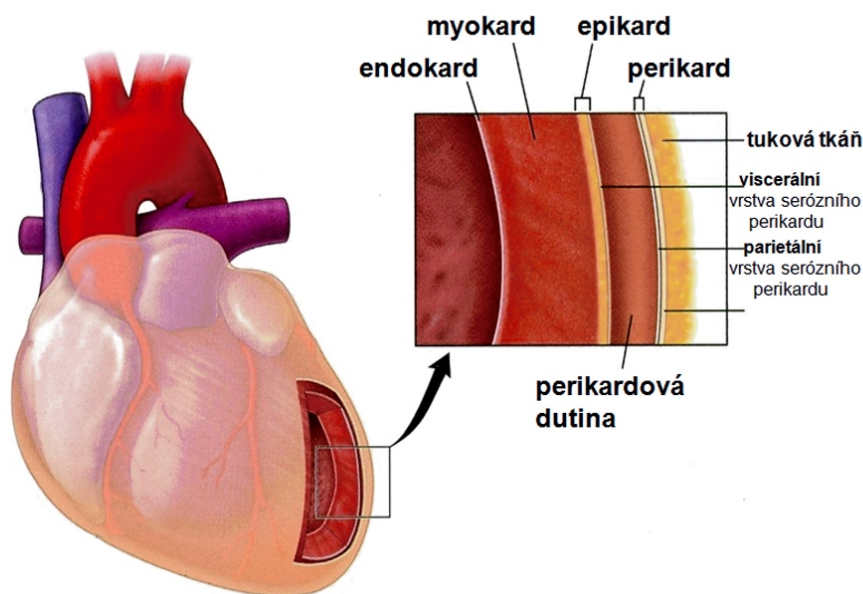
Obr. 1.1: Fonendoskop

2 SRDCE A JEHO ČINNOST

Srdce (cor, cardia) je dutý svalový orgán uložený v hrudníku za hrudní kostí (ster-num). Srdeční sval je tvarem nepravidelného kužele s bází obrácenou dozadu vzhůru a s hrotem směřujícím dopředu dolů a ještě směrem doleva. Hmotnost srdce dospělého člověka se pohybuje v rozmezí 230 až 340 g [6].

2.1 Stavba srdeční stěny

Srdce je uloženo v obalu zvaném perikard, který je tvořen vazivem a obsahuje také tukovou tkáň. Vlastní stěna srdce je tvořena třemi vrstvami. Jednotlivé vrstvy endokard, myokard a epikard jsou znázorněny na obr. 2.1. Endokard je tenká lesklá blána, která tvoří výstelku srdce. Myokard je nejmohutnější vrstvou srdeční stěny a je tvořený příčně pruhovanou srdeční svalovinou, jejíž základní stavební jednotkou je kardiomyocyt. Mezibuněčná spojení kardiomyocytů vytváří tzv. interkalární disky. Poslední vrstvou svaloviny je epikard, který vytváří povrchový obal srdce. Mezi epikardem a perikardem tak vzniká dutina vyplněná malým množstvím tekutiny, která usnadňuje pohyby srdce. [6]



Obr. 2.1: Stavba srdeční stěny[5]

2.2 Dutiny srdce

Lidské srdce má čtyři dutiny: dvě síně a dvě komory, přičemž PS (pravá síň) a PK (pravá komora) tvoří tzv. pravé srdce, které je oddělené síňovou a komorovou přepážkou od LS (levá síň) a LK (levá komora) tvořící tzv. levé srdce. Jednotlivé dutiny v srdci jsou od sebe odděleny chlopněmi, které zajišťují jednostranný tok krve. Vazivová vlákna, která udržují chlopně ve fyziologické poloze a zabraňují tak vyvrácení chlopní, se nazývají slašinky. Srdce je napojeno na systém cév, který vytváří tepny a žíly. Cévy, kterými krev do srdce vstupuje, nazýváme žíly a naopak cévy, kterými krev srdce opouští, označujeme jako tepny. Anatomie srdce včetně cév je znázorněna na obr. 2.2 .[6, 8]

2.2.1 Pravá síň

Do pravé síně vstupují horní a dolní dutá žíla, kterými přitéká odkysličená krev z těla. Pravá síň má poměrně tenkou svalovinu, protože provádí menší část práce než levá polovina.

Na přepážce mezi pravou a levou síní se nachází fossa ovalis, která vzniká uzavřením foramen ovale po porodu. Foramen ovale je otvor v srdeční přepážce mezi pravou a levou síní během embryonálního vývoje. Foramen ovale umožňuje tok krve z pravé do levé síně, aniž by krev musela proudit přes plíce, které nejsou potřeba, protože plod nedýchá. Po porodu novorozenec začne dýchat, čímž dojde ke zvýšení tlaku v levé síní a následnému uzavření a srůstu foramen ovale. Přibližně u jedné čtvrtiny lidí nedojde k úplnému uzavření foramen ovale a krev tak nadále mírně proudí mezi síněmi.

Pravá síň je od pravé komory oddělena síňokomorovou přepážkou, která má otvor opatřený trojcípou (trikuspidální) chlopní. Tato chlopeň zabraňuje při systole návratu krve z komory do síně. Uzavření chlopně je dáno zvýšením tlaku v komorách při systole.[7, 8]

2.2.2 Pravá komora

Pravá komora se nachází pod pravou síní a krev do ní vtéká výše zmíněnou trojcípou chlopní. Stěna pravé komory je silnější než stěna síní, ale zároveň tenčí než stěna levé komory.

Pravá komora vyúsťuje do plicního kmene, který se větví na pravou a levou plicní tepnu. Plicní tepna je jediná tepna v těle, která vede odkysličenou krev. Mezi pravou komorou a plicní tepnou, kterou proudí odkysličená krev do plic, se nachází poloměsíčitá (pulmonální) chlopeň. [7, 8]

2.2.3 Levá síň

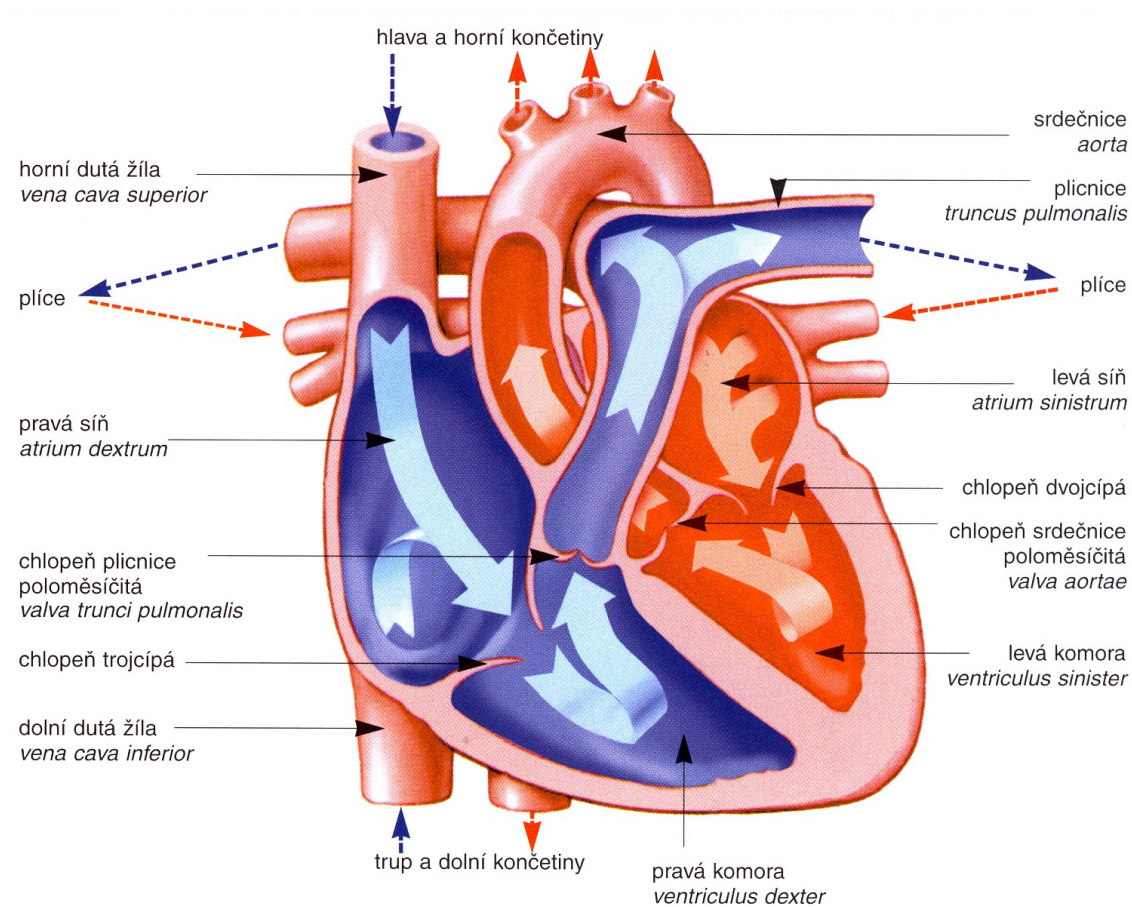
Do levé síně ústí plicní žíly přivádějící okysličenou krev z plic. Levá síň podobně jako pravá síň má také tenkou svalovou stěnu.

V síňokomorové přepážce se nachází otvor, který je tvořen dvojcípou (mitrální) chlopní. Dvojcípá chlopeň pracuje naprosto stejným způsobem jako chlopeň trojcípá, avšak s malým předstihem.[7, 8]

2.2.4 Levá komora

Levá komora navazuje na levou síň, z níž proudí krev přes dvojcípou chlopeň. Stěna levé komory má ze všech dutin nejsilnější stěnu a důvodem je překonávání velkého tlaku v aortě.

Při kontrakci levé komory dochází k vypuzení krve do aorty, kterou proudí okysličená krev do celého těla. Z aorty kousek za poloměsíčitou aortální chlopní odstupují velmi důležité věčité (koronární) tepny, které zásobují vlastní srdeční sval krví a živinami.[7, 8]

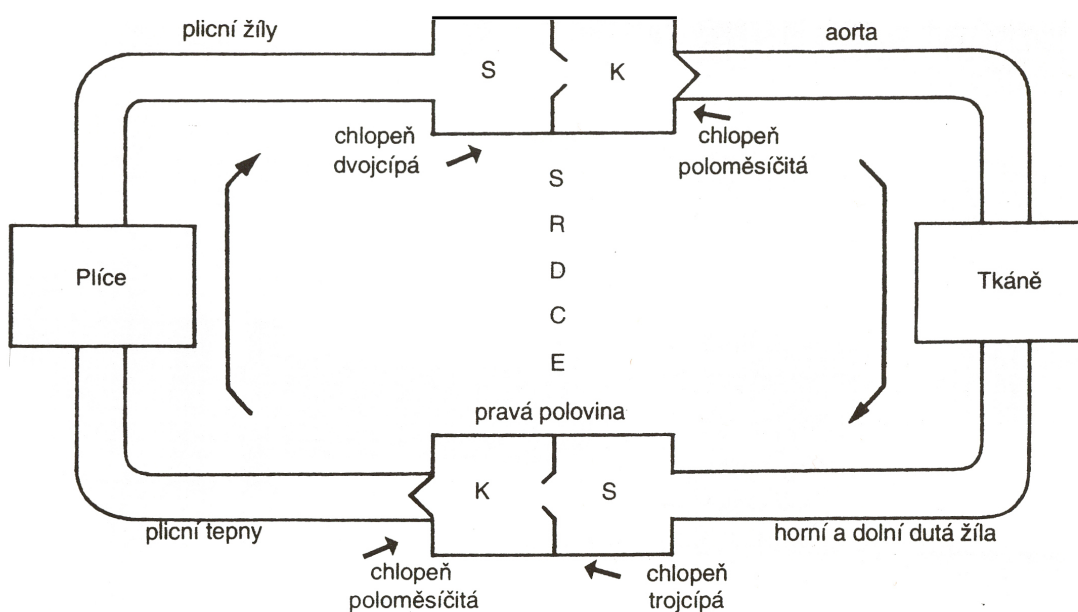


Obr. 2.2: Řez srdcem[8]

2.3 Srdce jako pumpa

Srdce funguje jako pumpa, která pod tlakem pohání krev v krevním oběhu tím, že se srdce rytmicky stahuje a ochabuje a tak zajišťuje výživu a výměnu látek ve tkáních. Krevní oběh jsou dva oddělené okruhy, které jsou řazené za sebou, viz obr 2.3 . Malý (plicí) oběh je poháněn pravou komorou, velký (systémový) komorou levou. Objem krve, který za časovou jednotku přečerpá pravá a velká komora je přibližně stejný.

Malý krevní oběh zajišťuje tok krve mezi srdcem a plicemi. Začíná v pravé srdeční komoře, odkud je krev vedena plicní tepnou do plic k okysličení a odevzdání odpadního oxidu uhličitého. Poté je okysličená krev z plic přiváděna plicními žilami do levé síně. Velký krevní oběh začíná v levé komoře a rozvádí okysličenou krev do celého těla (tj. do všech orgánů s výjimkou plic). Z levé komory je tedy okysličená krev vypuzována do aorty, dále je tepnami rozváděna do celého těla a zpět do srdce se odkysličená krev vrací žilami, které ústí do pravé síně. [6, 7]



Obr. 2.3: Schéma krevního oběhu[9]

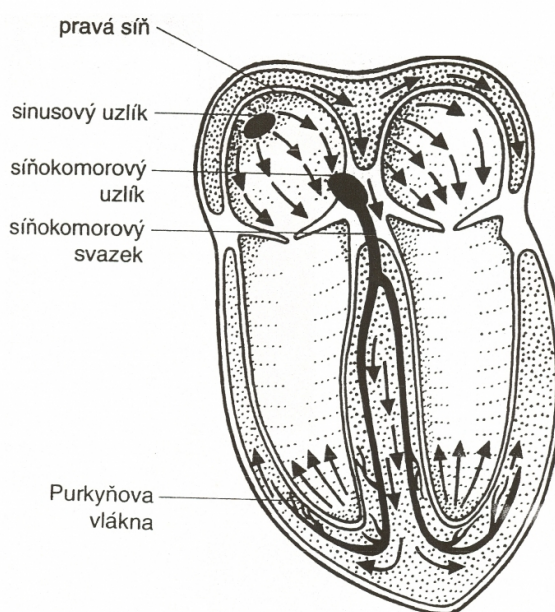
2.4 Převodní systém srdeční

Činnost srdce je rytmická a impulzy pro ni vznikají přímo v srdci. Zajišťuje je převodní systém srdeční obr. 2.4 , který je tvořen kardiomyocyty. Kardiomyocyty můžeme rozdělit do dvou skupin, první skupina jsou buňky pracovního myokardu, které provádí vlastní kontrakci srdečního svalu a do druhé skupiny patří buňky převodního systému, které mají schopnost autonomně vytvářet vzruchy a tyto vzruchy následně rozvádět po celém srdci.

Převodní systém srdeční tvoří:

- sinoatriální uzel
- atrioventrikulární uzel
- Hisův svazek
- Tawarova raménka
- Purkyňova vlákna.

Sinoatriální uzel je za fyziologických podmínek tzv. primárním pacemakerem (udavatelem rytmu), z něhož se šíří vzruch na pracovní myokard síní, kde dojde ke kontrakci a dále se poté dostává do atrioventrikulárního uzlu. Atrioventrikulární uzel je označován jako tzv. sekundární pacemaker, tedy uvádá rytmus v případě poškození sinoatriálního uzlu. Mimo to se však atrioventrikulární uzel podílí na šíření vzruchů dále po srdeční svalovině směrem do komor, kde se v mezikomorové přepážce nachází Hisův svazek, který se dělí na pravé a levé Tawarovo raménko. Tawarova raménka končí v myokardu obou komor jako síť Purkyňových vláken.[6, 10]



Obr. 2.4: Převodní systém srdeční[9]

2.5 Srdeční revoluce

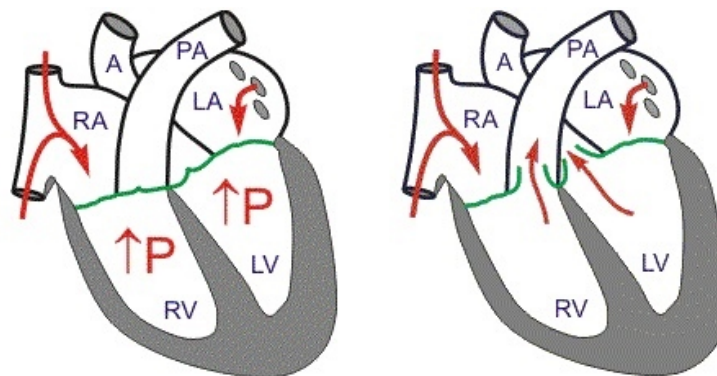
Srdeční revoluce neboli srdeční cyklus je termín popisující období mezi začátkem dvou, po sobě jdoucích srdečních stahů. Srdeční cyklus lze rozdělit na diastolu, kdy je srdeční svalovina relaxovaná a dochází k plnění krví a dále na systolu, při níž se komory stahují a vypuzují krev do krevního oběhu. Systola i diastola se dále dělí na jednotlivé fáze, pro které jsou charakteristické tlakové a objemové změny. U systoly rozlišujeme fázi izovolumické kontrakce obr. 2.5 a ejekční fázi obr. 2.5 a diastola má fázi izovolumické relaxace obr. 2.6 a plicní fázi obr. 2.6. Doba trvání diastoly je přibližně 2/3 cyklu, systola pak trvá 1/3 cyklu a její trvání je relativně konstantní, protože při zvyšování srdeční frekvence se zkracuje převážně doba trvání diastoly. Trvání srdeční revoluce je tedy nepřímo úměrné srdeční frekvenci, protože se zvyšující se srdeční frekvencí se zkracuje délka cyklu. Celá srdeční revoluce trvá při klidové tepové frekvenci 70 až 80 tepů za minutu přibližně 0,83 s.[6, 11, 12]

2.5.1 Fáze izovolumické kontrakce

První fází je fáze izovolumické kontrakce, která trvá od okamžiku uzavření cípatých chlopní do okamžiku otevření poloměsíčitých chlopní. Elektrický vzruch se šíří komorovou svalovinou a nastává její kontrakce. Začátek komorové kontrakce odpovídá na EKG vrcholu kmitu R a na fonokardiogramu první první ozvě. Tlak v komorách prudce stoupá a objem v komorách zůstává nezměněn. Poloměsíčité chlopně jsou uzavřeny, protože komorový tlak je nižší než tlak v plicní tepně a aortě. Doba trvání izovolumické kontrakce je přibližně 50 ms.[10, 11, 12]

2.5.2 Ejekční fáze

Ejekční fáze začíná otevřením poloměsíčitých chlopní v době, kdy tlak v levé komoře převyšuje tlak v aortě (80 mmHg) a tlak v pravé komoře převyšuje tlak v plicní tepně (10 mmHg). Komorová svalovina se nadále kontrahuje a krev je z komor vypuzována. Cípaté chlopně jsou uzavřeny, protože tlak v síních je nižší než tlak v komorách. Tlak v komorách ještě do poloviny fáze mírně stoupá, zvyšuje se krevní průtok aortou. Poté dochází ke snížení dráždění myokardu, čemuž odpovídá v EKG vlna T a následuje pokles tlaků v komorách. Jakmile tlak v aortě a plicní tepně převyšuje komorový tlak, dochází k uzavření poloměsíčitých chlopní (druhá srdeční ozva) a ejekční fáze i celá systola končí. Doba trvání ejekční fáze je asi 200 ms.[10, 11, 12]



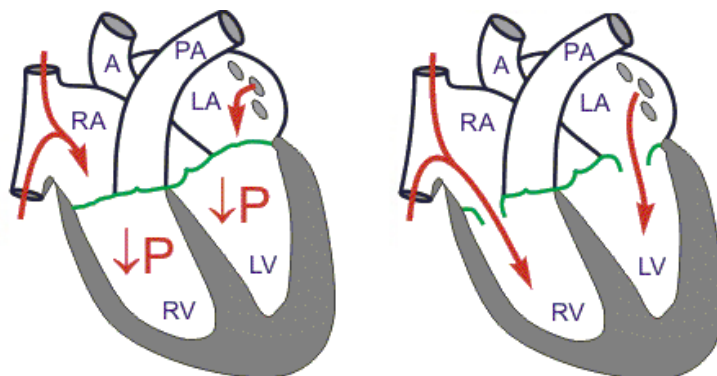
Obr. 2.5: Fáze izovolumické kontrakce (vlevo) a ejekční fáze (vpravo)[12]

2.5.3 Fáze izovolumické relaxace

S koncem systoly přichází diastola, která začíná fází izovolumické relaxace. Izovolumická fáze probíhá od doby uzavření poloměsíčitých chlopní do okamžiku, kdy se otevřou cípaté chlopně. Na začátku fáze jsou cípaté i poloměsíčité chlopně uzavřeny, komorový myokard relaxuje a tlak v komorách rychle klesá. Fáze izovolumické relaxace trvá přibližně 50 ms. [10, 11, 12]

2.5.4 Fáze plnění

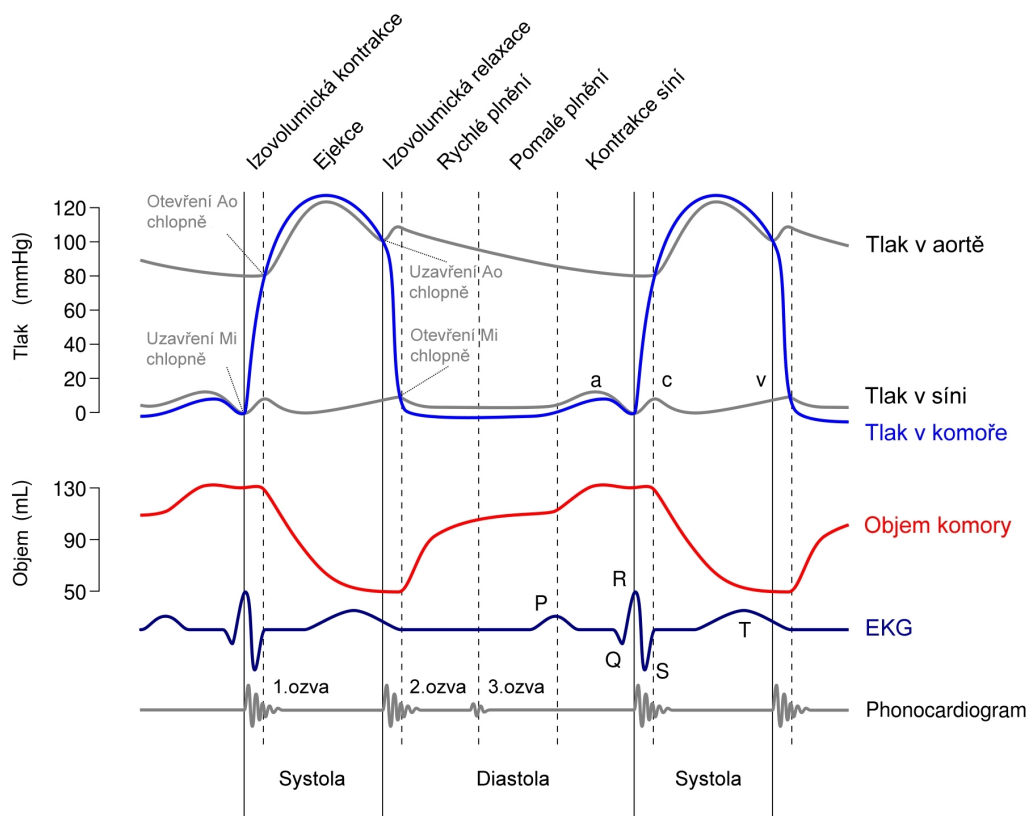
Jakmile tlak v komorách klesne pod hodnotu tlaku v síni, dojde k otevření cípatých chlopní, což je počátek poslední fáze srdečního cyklu, kterou nazýváme fáze plnění. Po otevření cípatých chlopní se komory začnou plnit krví. Vlivem setrvačnosti krevního proudu a pozitivního tlaku v komorách proudí krev ze síní do komor. Toto období se nazývá rychlé plnění. Poté nastává období pomalého plnění komor neboli pasivní plnění (diastáza) a nakonec se komory opět plní rychle a to v důsledku aktivní kontrakce síní. Celá fáze plnění má obvykle dobu trvání 450 ms. [10, 11, 12]



Obr. 2.6: Fáze izovolumické relaxace (vlevo) a fáze plnění(vpravo)[12]

2.5.5 Wiggersův diagram

Jednotlivé fáze srdečního cyklu jsou charakteristické zejména rozdílným tlakem v aortě, levé komoře, objemem levé komory. Mimo to s jednotlivými fázemi cyklu souvisí i EKG a fonokardiogram. Časový průběh všech těchto důležitých měřitelných veličin je zaznamenán ve Wiggersově diagramu na obr.2.7



Obr. 2.7: Wiggersův diagram důležitých dějů v průběhu srdečního cyklu [13]

2.5.6 Tepová frekvence

Tep neboli puls je tlaková vlna, která je způsobena vypuzením krve z levé komory do aorty. TF (tepová frekvence) udává počet srdečních tepů za jednotku času, nejčastěji se používá počet tepů/min. Klidová tepová frekvence zdravého dospělého člověka je přibližně 70 tepů/min. V dětství bývá tepová frekvence vyšší, naopak u starších lidí klesá. Trénovaní jedinci mohou mít tepovou frekvenci pod 60 tepů/min, protože trénované srdce má větší objem a větší sílu kontrakce, takže jeho práce je efektivnější. Tepová frekvence se mění i v průběhu dne, k jejímu zvýšení přispívá tělesná námaha a stres. A naopak relaxace a spánek mají za následek snížení tepové frekvence.[6]

2.6 Srdeční ozvy

Činnost srdce se projevuje akusticky srdečními ozvami. Srdeční ozvy vznikají nárazy a přesuny krevního sloupce. Dojde k rozkmitání a vzniku příčných kmitů, které budí stojaté vlnění, neboli chvění, které vnímáme jako ozvy. Ozva vzniká v případě, kdy je rozkmitání krátké, kdežto je-li doba rozkmitu delší, dochází ke vzniku šelestu.

Rozlišujeme celkem čtyři srdeční ozvy obr. 2.8. U zdravého člověka při auskultaci slyšíme první dvě ozvy. Třetí a čtvrtou srdeční ozvu slyšíme většinou u dětí a mladých lidí a nebo se objevují při patologických stavech. [1, 4, 15]

2.6.1 První ozva - systolická

První ozva je časově nejdelší ze všech ozev. Doba trvání první ozvy je přibližně 100 - 170 ms a frekvence se nachází v rozmezí 25 - 45 Hz.[14] Počátek první ozvy odpovídá vrcholu kmitu R na EKG, což je asi 50 ms po začátku QRS komplexu.

Ozva vzniká v okamžiku, kdy se uzavírají cípate (atrioventrikulární) chlopně. Na vzniku zvuku se podílí jak chlopeň dvojcípá (mitrální), tak i chlopeň trojcípá (trikuspidální). Uzavírání těchto chlopní je však mírně asynchronní, proto může být první ozva i u zdravých lidí úzce rozštěpená. Za fyziologické se považuje zpoždění do 30 ms.

První ozvu můžeme rozdělit na tři hlavní fáze. První fáze je na začátku ozvy a projevuje se nízkou výchytkou, která je způsobena vibracemi krevního sloupce při uzavírání cípatých chlopní na začátku izovolumické kontrakce. Následuje vyšší výchytko doprovázející vzestup komorového tlaku v průběhu fáze izovolumické kontrakce. Nakonec se objevují opět nižší výchytky, které souvisí se začátkem ejekční fáze.

Vzhledem k tomu, že uzavírání mitrální chlopně je zvučnější, je I. ozva většinou nejlépe slyšitelná u pacienta v poloze na levém boku nad srdečním hrotem.

Mezi patologické nálezy patří např. zesílení I. ozvy, které se objevuje při mitrální stenóze, dále naopak oslabení I. ozvy, ke kterému dochází při degenerativních změnách mitrální chlopně a objevuje se i patologický rozštěp I. ozvy a to zejména při blokadě některého z Tawarových ramének převodního systému srdečního, protože poté dochází k asynchronní kontrakci komor.[1, 4, 15]

2.6.2 Druhá ozva - diastolická

Druhá ozva trvá přibližně 100 až 140 ms a frekvence se pohybuje v rozmezí 50 Hz.[14] Objevuje se společně s koncem vlny T na EKG. Ozva vzniká při uzavírání aortální a pulmonální chlopně na konci ejekční fáze spolu s náhlým zpomalením a vibracemi krevního proudu.

Druhá ozva se dělí na dvě hlavní komponenty. První komponenta značí uzávěr aortální chlopně, druhá odpovídá uzávěru pulmonální chlopně. Časový odstup těchto obou komponent může být na vrcholu inspiria (nádechu) až 30 ms. Naopak v expiriu (při výdechu) se k sobě komponenty přibližují. Tento fenomén je způsobený sníženým nitrohručním tlakem při inspiriu, kdy dochází ke zvýšení žilního návratu do pravé síně. Jakmile je vyšší žilní návrat, dochází ke zvýšenému plnění pravé komory, což vede k prodloužení ejekce a tím dochází ke zpožděnému uzavření pulmonální chlopně. U dospělých většinou tyto dvě komponenty splývají, kdežto u dětí ne.

Inspirační rozštěp II. ozvy je nejlépe slyšitelný na poslechovém místě pulmonální chlopně, tj. ve druhém mezižebří vlevo u sternu.

K patologickým nálezům řadíme zesílení II. ozvy, které se objevuje při hypertenzi v systémovém oběhu, dále zeslabení II. ozvy, které je naopak při hypotenzi v systémovém oběhu a samozřejmě rozštěp II. ozvy. Rozštěp je buď fixovaný, nemění se tedy v závislosti na dýchání, nebo paradoxní, kdy je ozva v expiriu rozštěpená a v inspiriu nerozštěpená.[1, 4, 15]

2.6.3 Třetí ozva - protodiastolická

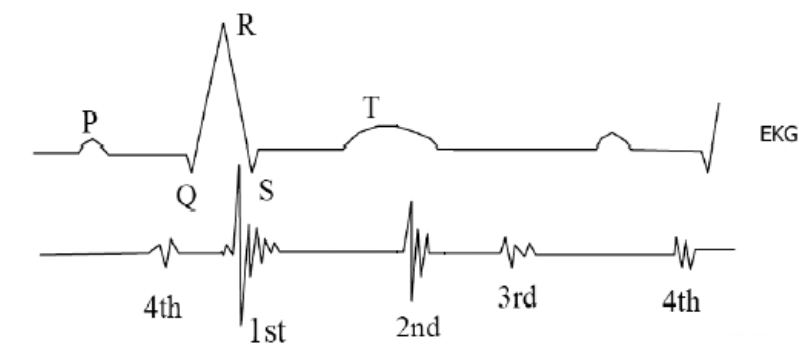
Třetí srdeční ozva vzniká na konci rychlého plnění komor a je pravděpodobně způsobena kmitáním stěn komor po rychlém přítoku krve. Zvuk ozvy je nízkofrekvenční, tichý, proto ozva není téměř slyšitelná. Za fyziologického stavu ji můžeme slyšet pouze u dětí, mladých lidí a v těhotenství. Pokud ji slyšíme u osob středního věku a starších, ukazuje na patologický stav selhávání levé komory.

Ozva se objevuje na fonokardiogramu asi 100 - 120 ms po skončení vlny T na EKG. [1, 4, 15]

2.6.4 Čtvrtá ozva - presystolická

Čtvrtá ozva má podobný charakter jako III. ozva, protože je také nízkofrekvenční a nejlépe slyšitelná je na srdečním hrotu v poloze na levém boku. Ozva se objevuje současně s koncem vlny P na EKG.

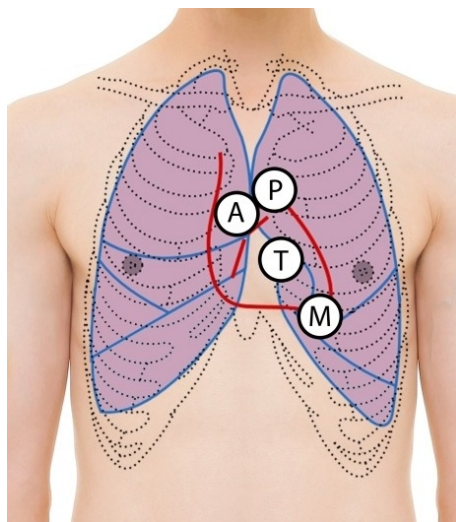
Je způsobena vibracemi komorového myokardu při zrychleném plnění komor, které je dáno systolou síní. U zdravých lidí je pouze vzácně slyšitelná, téměř vždy je známkou patologicky snížené poddajnosti levé komory, např. při srdeční hypertrofii. [1, 4, 15]



Obr. 2.8: Srdeční ozvy spolu EKG záznamem [13]

2.6.5 Auskultační místa na hrudníku

Auskultace má zcela zásadní význam při vyšetření srdce. Pro auskultaci jsou významná čtyři poslechová místa obr. 2.9, avšak poslech nikdy nesmí být omezen pouze na tyto místa. Poslechové místo pro aortální chlopeň se nachází ve druhém mezižebří vpravo u sternu, pro pulmonální chlopeň ve druhém mezižebří vlevo u sternu. Trikuspidální chlopeň má své poslechové místo mezi čtvrtým a pátým mezižebřím vlevo u sternu a mitrální chlopeň v oblasti srdečního hrotu.



Obr. 2.9: Anatomická lokalizace srdečních chlopní a jejich auskultační místa (A - aortální chlopeň, P - pulmonální chlopeň, T - trikuspidální chlopeň, M - mitrální chlopeň)[13]

Mezi faktory, které ovlivňují při auskultaci kvalitu zvuku, patří : dýchání, povrchové tření, okolní hluk, svalové a střevní pohyby, zvuky plodu u těhotných žen a samozřejmě také obezita u pacienta.

2.7 Srdeční šelesty

Srdeční šelesty jsou abnormální zvuky, které vznikají v srdci a cévách při změně laminárního proudu krve v turbulentní. Laminární proudění je proudění vazké kapaliny, při kterém se částice kapaliny pohybují vedle sebe jakoby ve vrstvách. Při turbulentním proudění částice tekutiny vykonávají kromě posuvného pohybu i pohyb vlastní, který vede ke vzniku vírů. K turbulencím dochází, jestliže se zvýší množství a rychlost protékající krve, nebo pokud dojde k prudkému rozšíření, či zúžení průměru cévy. Poslední častou příčinou vzniku turbulencí je změna viskozity krve.

Změna proudu laminárního v turbulentní je fyzikálně charakterizována rovnicí [1]:

$$Re = \frac{r \cdot v \cdot \rho}{\eta}, \quad (2.1)$$

kde r je cévní rádius, v je střední proudová rychlost, ρ je hustota krve a η je dynamická viskozita krve. Reynoldsovo číslo (2.1) je bezrozměrné číslo a je-li menší než jeho kritická hodnota Re_K [16]

$$Re < Re_K, \quad (2.2)$$

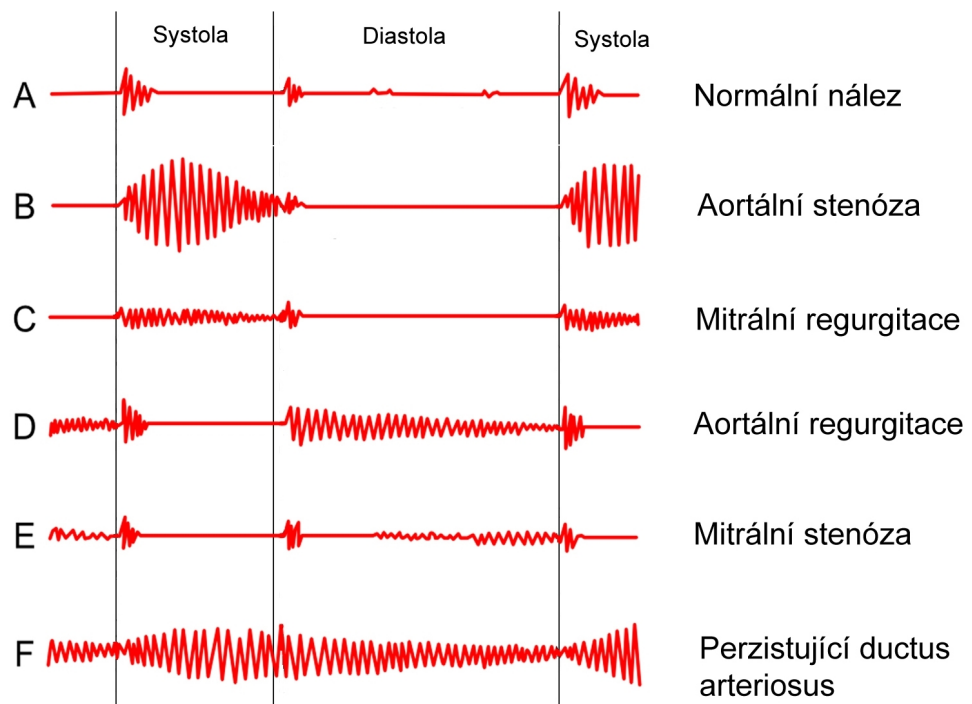
je proudění laminární. Naopak je-li Reynoldsovo číslo větší než jeho kritická hodnota [16]

$$Re > Re_K, \quad (2.3)$$

platí, že proudění je turbulentní. Kritická hodnota Re_K je hranice mezi oběma případy. Její hodnota se zjišťuje experimentálně a pro krev je hodnota $Re_K = 1000$.

Charakter šelestu je dán především jeho spektrem. Vysokofrekvenční, tedy tónově vysoké šelesty vznikají tam, kde dochází ke zrychlení toku krve. Na druhé straně nízkofrekvenční šelesty, tedy tónově nižší šelesty vznikají v místě, kde došlo ke zpomalení proudu krve. Šelesty dále můžeme klasifikovat podle časové lokalizace, propagace šelestu, intenzity, kvality a dynamických změn. Více informací o klasifikaci šelestů je uvedeno v literatuře [4].

Nejčastější šelesty a jejich příčiny jsou zobrazeny na obr. 2.10. Patří mezi ně aortální stenóza, aortální regurgitace, mitrální stenóza, dále mitrální regurgitace a perzistující ductus arteriosus. Aortální stenóza je zúžení aortální chlopně. Tato vada je charakterizována oslabením II. ozvy a typický je systolický šelest vřetenovitého tvaru. Stejně jako aortální stenóza je i mitrální stenóza způsobena zúžením chlopně. Další příčinou srdečního šelestu je aortální a mitrální regurgitace, tj. nedomykavost. Nedomykavost chlopní je onemocnění, při kterém se cípy aortální nebo mitrální chlopně nedovírají dostatečně těsně, což způsobuje tok krve zpět směrem do srdce. [13]



Obr. 2.10: Systolické a diastolické šelesty[13]

3 STETOSKOP LITTMANN 3200

K nasnímání vlastní databáze fonokardiogramů byl použitý elektronický stetoskop Littmann 3200, zobrazený na obr. 3.1 . Cena tohoto přístroje se pohybuje okolo 15.000 Kč.



Obr. 3.1: Stetoskop Littmann 3200[17]

Stetoskop Littmann 3200 snímá zvuky, jako např. srdeční a plicní ozvy, z těla pacienta, které jsou po odfiltrování a zesílení slyšitelné prostřednictvím trubic. Kromě snímání umožňuje stetoskop zaznamenávání pro pozdější poslech, odesílání dat a jejich vizualizaci v počítači. Jednou z předností stetoskopu Littmann 3200 je kvalita zvuku, ke které přispívají akusticky utěsněné olivky, technologie redukce okolního hluku, odstraňující až 85 % rušivého zvuku z okolí, a až 24 - násobné zesílení, které usnadňuje poslech např. obézních pacientů.

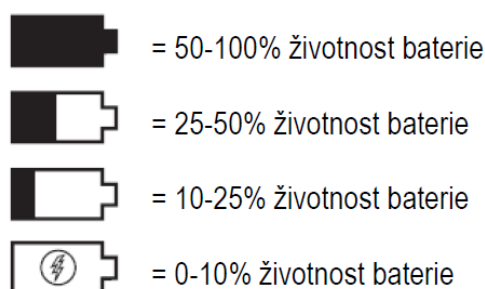
Snímač stetoskopu byl navržen tak, že je vhodný pro použití u dospělých, dětí i novorozenců. Navíc povrch membrány není chladivý.

Uživatelské rozhraní stetoskopu tvoří ovládací panel s pěti tlačítky a LCD displej obr. 3.2 , který ukazuje aktuální nastavení hlasitosti, stav baterie a tepovou frekvenci a přenos dat. Poslední ikona na displeji signalizuje, zda je zapnutý režim membrány, zvonu nebo režim rozšířeného pásma. [17]



Obr. 3.2: Popis snímače elektronického stetoskopu[17]

Provoz stetoskopu je zajištěn napájením z AA baterie, která vydrží přibližně 50 - 60 hodin nepřetržitého používání. Stav baterie signalizuje měnící se ikona na následujícím obr. 3.3 . Pokud je stav baterie nízký, ikona baterie na to opakovaně upozorňuje.[17]



Obr. 3.3: Změna ikony s ubývajícím nabitím baterie[17]

3.1 Funkce

Stetoskop Littmann 3200 má mnoho funkcí. Jednou z nich je pohotovostní režim, kdy po manuálním zapnutí zůstane přístroj zapnutý, avšak po 20 sekundách nečinnosti se přepne do úsporného pohotovostního režimu, který šetří baterii. Po přechodu do pohotovostního režimu se model opět zapne stiskem jakéhokoli tlačítka nebo dotykem membrány. Pokud k opětovnému zapnutí přístroje nedojde do 30 minut od aktivace pohotovostního režimu, stetoskop se úplně vypne. Další užitečnou funkcí stetoskopu je snímání srdeční frekvence, která se aktualizuje vždy po dvou vteřinách. Stetoskop snímá frekvenci v rozsahu 30 - 199 tepů za minutu, přičemž snímání frekvence nejlépe

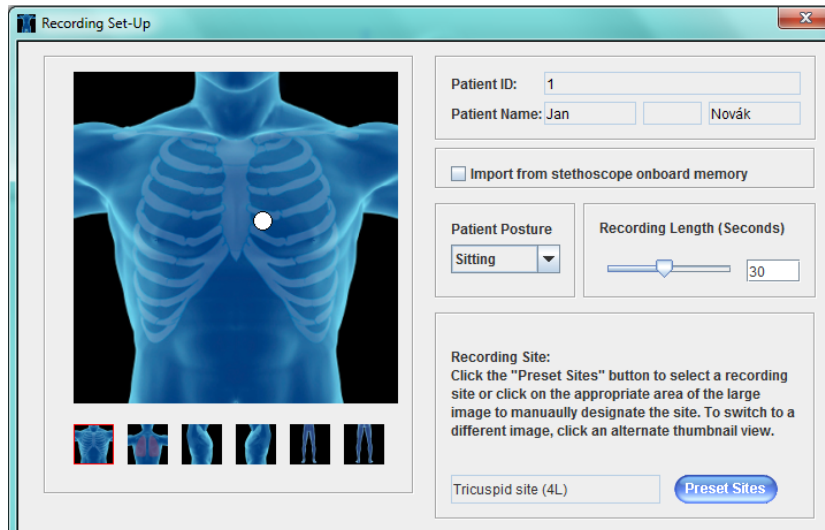
funguje, když je snímač umístěn v blízkosti hrotu srdce. K nesporným výhodám elektronického stetoskopu patří i možnost nastavení zesílení zvuku a výběru filtru. Uživatel si může vybrat jeden ze tří režimů digitálních frekvenčních filtrů, a dosáhnout tak zvýraznění vybraných zvuků. V režimu zvonu jsou zesilovány zvuky s frekvencí v rozmezí 20 - 1 000 Hz, ale zvýrazněny jsou zvuky o frekvenci 20 - 200 Hz. V režimu membrány jsou zesíleny zvuky v pásmu 20 - 2 000 Hz, ale zvýrazněny jsou zvuky s frekvencí v rozsahu 100 - 500 Hz. Poslední možností je režim rozšířeného pásma, kde jsou zesilovány zvuky v pásmu 20 - 2 000 Hz, ale zvýrazněny zvuky s nižšími frekvencemi, tj. 50 - 500 Hz.[17]

3.2 Přenos dat

Kromě výše zmíněných funkcí podporuje stetoskop Littmann 3200 rozhraní Bluetooth, které umožňuje bezdrátový přenos zvuku do počítače. Stetoskop využívá rozhraní Bluetooth s maximálním dosahem deset metrů, proto pro dobrou komunikaci stetoskopu s externím zařízením je ideální umístit tato zařízení do bezprostřední blízkosti. Prvním krokem k přenosu dat je instalace softwaru Zargis StethAssist do počítače. Software Zargis StethAssist je zdarma dodáván ke stetoskopu. Po instalaci softwaru je potřeba elektronicky spárovat, tj. propojit, stetoskop s počítačem. V aplikaci Zargis StethAssist si vytvoříme účet lékaře a jakmile počítač najde stetoskop, následuje proces ověření, kdy stetoskop generuje pin, který je potřeba vložit do okna v aplikaci. Úspěšné spárování poté na displeji signalizuje ikona Bluetooth. Při opakovaném použití stetoskopu s daným počítačem není potřeba opět zařízení párovat, protože stetoskop si pamatuje ověřené spojení.

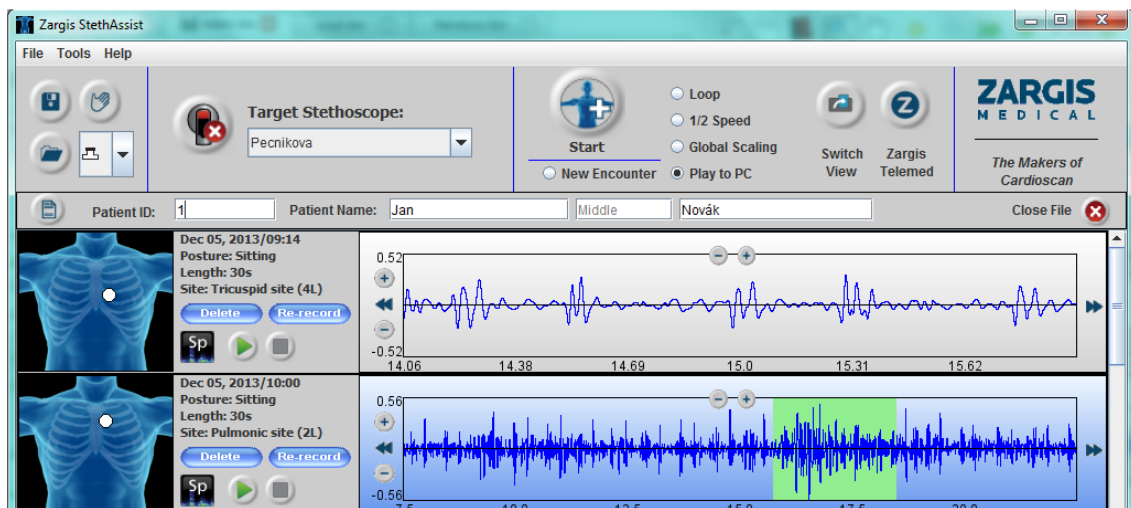
Nyní máme dvě možnosti, jak získat data. První možností je přenos dat v reálném čase na externí zařízení. Máme-li zapnutý stetoskop, spuštěnou aplikaci Zargis StethAssist a spárované zařízení, stiskneme na stetoskopu tlačítko *M* (menu) a zvolíme možnost *Connect* (připojení). Poté si v aplikaci vytvoříme složku pacienta, která nese údaj o jménu, příjmení a ID pacienta. Kliknutím na tlačítko *Start* se otevře nové okno aplikace, viz obr. 3.4, kde si vybereme v jaké poloze budeme pacienta vyšetřovat a jak dlouhý záznam chceme zaznamenat. Zaznamenat lze však maximálně minutu. Poté si zvolíme, co budeme auskultovat. Na výběr máme kromě srdečních chlopní také arterie v různých částech těla. Po zvolení např. trikuspidální chlopně se v levé části okna zobrazí obrázek hrudníku, kde je zakresleno místo auskultace. V případě trikuspidální chlopně je to mezi čtvrtým a pátým žebrem vlevo od hrudní kosti.

Po odsouhlasení nastavených parametrů nás stetoskop i aplikace pobízí ke stisku tlačítka *M*, které zahájí nahrávání, přenos a vizualizaci dat v počítači. Po uplynutí



Obr. 3.4: Okna aplikace Zargis StethAssist s možností nastavení parametrů

zvolené délky záznamu se nahrávání ukončí. V průběhu nahrávání se v aplikaci vykresluje křivka fonokardiogramu, kterou pak lze přiblížit. Kromě zoomu umí aplikace Zargis StethAssist přehrát zvuk v počítači a to i s poloviční rychlostí pro pozornější detekci. Dále si můžeme zvolit zda chceme záznam přehrát v režimu zvonu, membrány, nebo v rozšířeném pásmu, čímž se zvýrazní frekvence v určité oblasti. Pomocí aplikace také můžeme vytisknout záznam zvuku ve formě fonokardiogramu. Záznam vytvořený v aplikaci Zargis StethAssist je zobrazen na následujícím obr. 3.5



Obr. 3.5: Okna aplikace Zargis StethAssist s možností nastavení parametrů

Druhou možností, jak získat data, je pořízení záznamu a následný import dat do počítače pomocí aplikace Zagris StethAssist. Záznam pořídíme stisknutím tlačítka *M* a zvolením možnosti *Record*. Opětovným stiskem tlačítka *M* nahrávání zahájíme a poté i ukončíme. Pomocí funkce pořízení záznamu však můžeme pořídít záznam zvuku trvající maximálně 29 sekund. Pokud máme režim nahrávání spuštěný delší dobu, zaznamená se nám vždy posledních 29 sekund. Pro přenos pořízeného záznamu stiskneme tlačítko *M* a následně zvolíme možnost *Connect*. Následně je v aplikaci třeba zvolit položku *Import from Stethoscope* a data se nám přenesou do počítače.

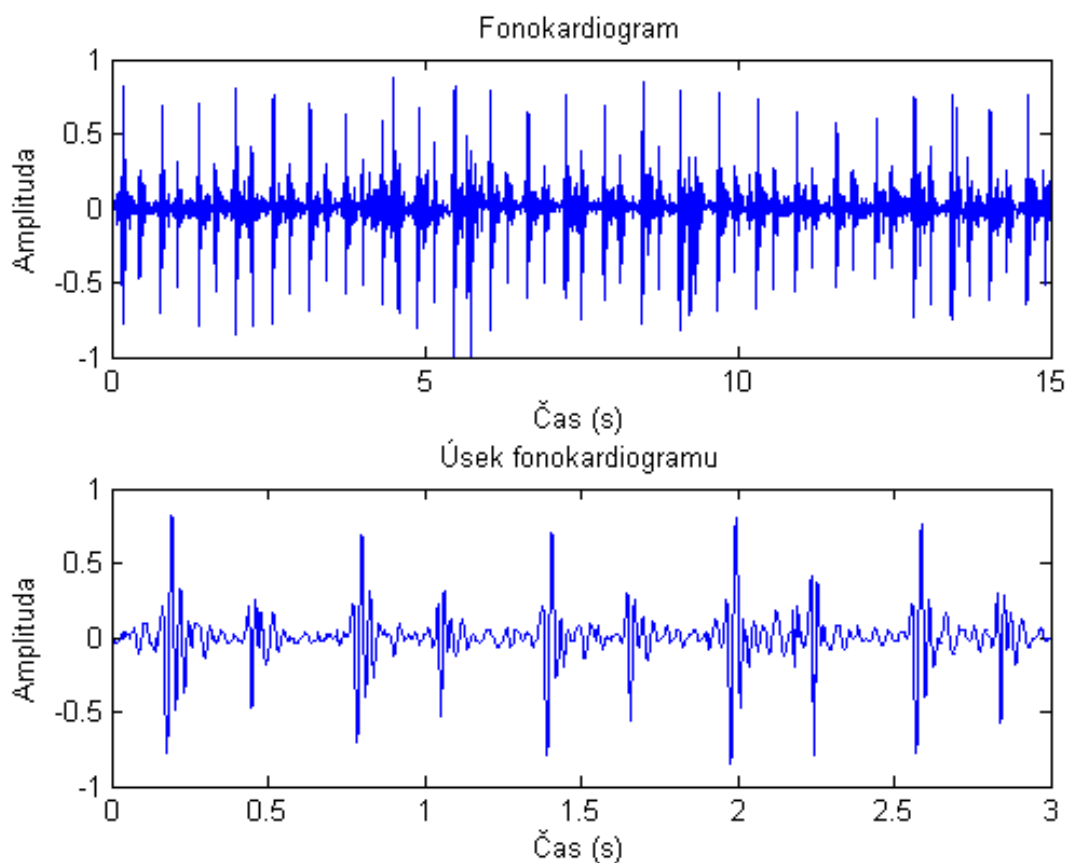
Posledním krokem je uložení zvukového signálu z aplikace do počítače ve formátu wav (formát zvukového souboru), který lze poté načíst v Matlabu.

4 ZÁKLADNÍ VLASTNOSTI ZMĚŘENÉHO FONOKARDIOGRAMU

Stetoskopem Littmann 3200 byl zaznamenán signál, který byl pomocí aplikace Zagris StethAssist zobrazen v počítači. Dále byl tento signál exportován do formátu wav a následně zobrazen a zpracován v Matlabu. Zvukový signál byl pořízen u zdravé ženy ve věku 22 let v poloze vsedě.

4.1 Časová oblast

Změřený signál má délku 15 s a jeho f_{vz} (vzorkovací frekvence) je 4 000 Hz. Tato f_{vz} je pevně daná stetoskopem. Na obr. 4.1 je v horní části zobrazen celý fonokardiogram o délce 15 s, ve spodní části můžeme vidět počáteční úsek signálu, který má délku 3 s.



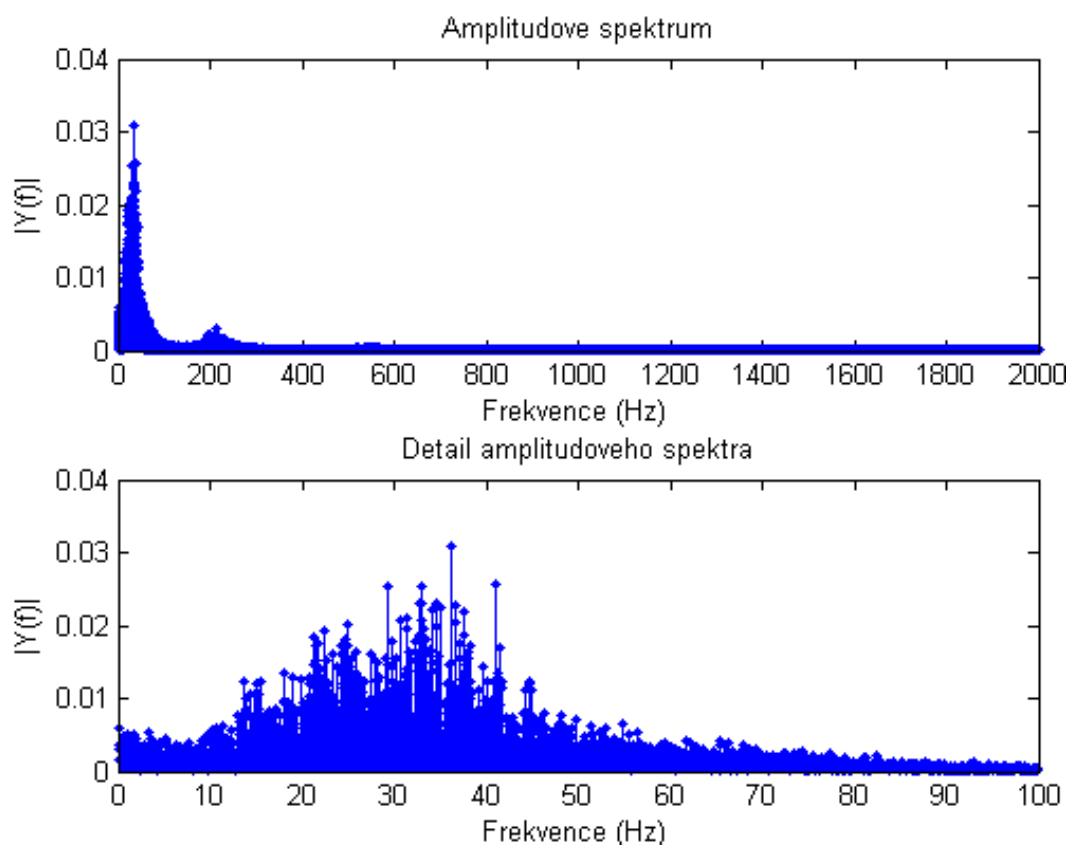
Obr. 4.1: Změřený signál v časové oblasti

Na obr. 4.1 je dobře vidět střídání první a druhé ozvy. Ozvy ve fonokardiogramu lze odlišit např. podle maximální výchylky. První ozva má obvykle větší výchylku než ozva druhá. Druhou možností, jak od sebe spolehlivěji ozvy odlišit, je porovnání délky systolické a diastolické pauzy. Systolická pauza nastává po první (systolické) ozvě a diastolická pauza přichází po druhé (diastolické) ozvě. Jak již bylo výše zmíněno, systola trvá přibližně 1/3 doby celého cyklu, diastola pak 2/3 doby cyklu. Stejně tak je i diastolická pauza delší než pauza systolická, a to přibližně dvakrát. Podíváme-li se na počáteční úsek fonokardiogramu na obr. 4.1, vidíme, že začíná první ozvou, která má vyšší maximální výchylku a zároveň po ní následuje systolická pauza. V Matlabu lze pomocí funkce *Data cursor* na časové ose odečíst přibližnou hodnotu doby trvání ozev. První ozva trvá přibližně 120 ms a je delší než druhá ozva, jejíž doba trvání je okolo 80 ms. Tyto hodnoty jsou velmi blízké hodnotám, které jsou uvedeny v literatuře [4].

4.2 Spektrální oblast

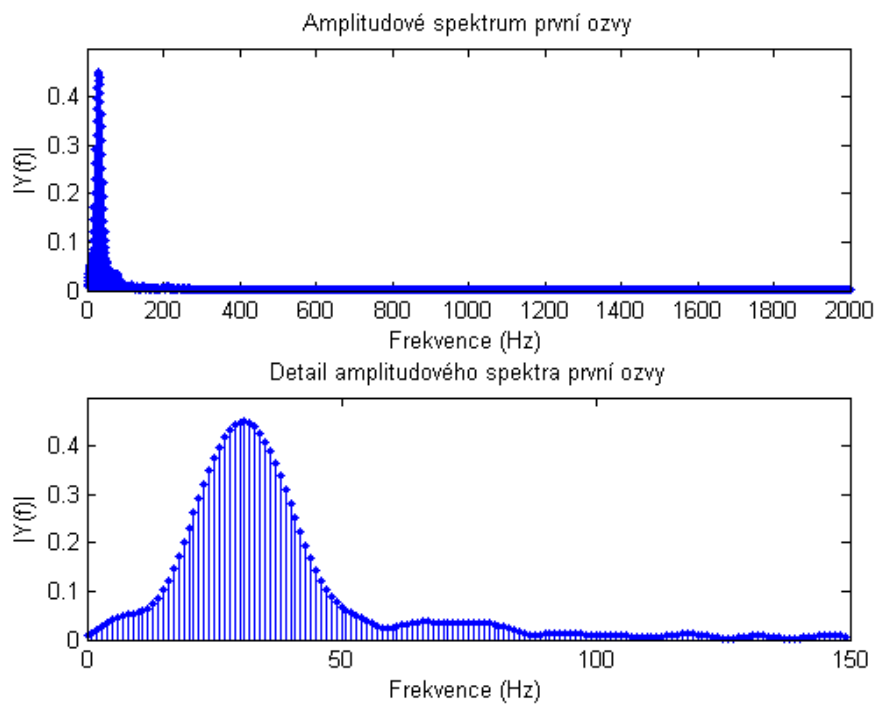
Spektrum změřeného signálu je vypočteno pomocí FFT (Fast Fourier transform - rychlá Fourierova transformace). Funkce *fft* v Matlabu provede výpočet FFT, jejímž výsledkem je pole komplexních hodnot. Dále získáme absolutní hodnoty jednotlivých komplexních čísel, se kterými budeme pracovat. Frekvenční spektrum získané pomocí FFT je symetrické nenormalizované. Frekvenční spektrum normalizujeme vynásobením hodnotou $1/N$, kde N je počet vzorků. Pro následující výpočty je dostačující pouze polovina spektra, použijeme tedy pouze levou polovinu. Aby byly amplitudy harmonických správně vykresleny, je potřeba data vynásobit číselnou hodnotou 2, čímž dostaneme stejnou energii jako v původním symetrickém spektru.

Na obr. 4.2 je v horní části zobrazeno spektrum signálu s frekvencí na ose x do $f_{vz}/2$ tedy do 2 000 Hz. Vidíme zde spektrální čáry převážně v pásmu nízkých frekvencí a dále ve středním frekvenčním pásmu, které je okolo 200 Hz. Spektrální čáry v rozmezí 200 - 250 Hz jsou komponenty druhé srdeční ozvy. Na spodním obrázku je výřez spektra s frekvencí do 100 Hz, kde vidíme husté spektrální čáry. Protože nám však spektrum celého signálu nedává dostatečnou informaci o zastoupení frekvencí v jednotlivých ozvách, bylo potřeba udělat spektrum krátkého úseku signálu, na kterém byla zachycena daná srdeční ozva. Frekvenční spektrum jednotlivých ozev bylo vypočteno opět pomocí FFT.

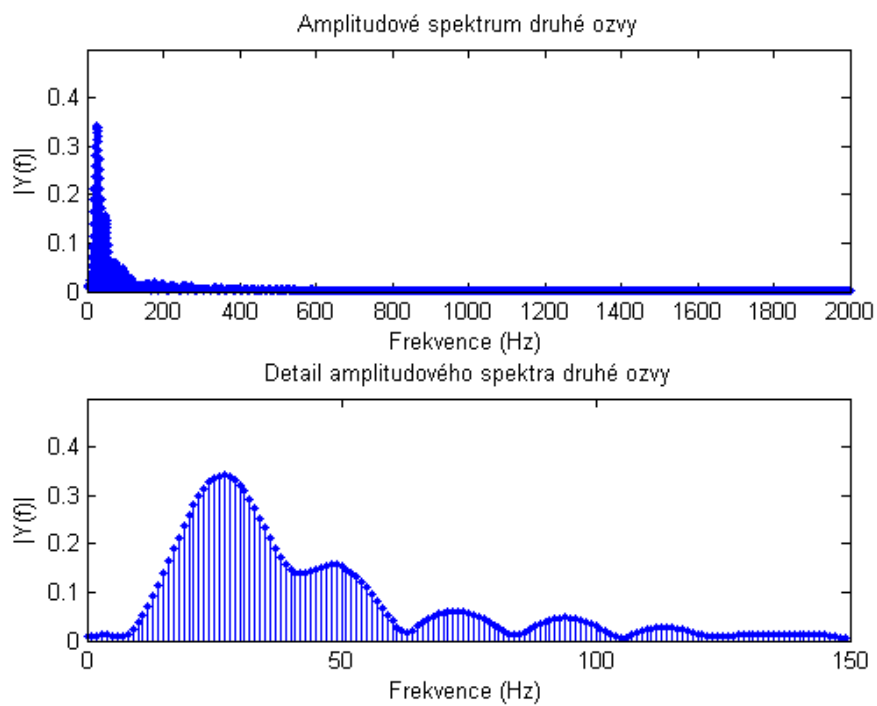


Obr. 4.2: Spektrum změřeného signálu

Frekvenční spektrum první srdeční ozvy je zobrazeno na obr. 4.3, kde je na prvním obrázku spektrum s frekvencí na ose x do $f_{vz}/2$. Na druhém obrázku je detail spektra s frekvencí do 150 Hz. Při pohledu na detail spektra první ozvy vidíme, že frekvenční spektrum obsahuje složky v pásmu nízkých frekvencí a to v rozsahu 5 - 70 Hz, což se přibližně shoduje s údaji uvedených v literatuře [14]. Pomocí FFT bylo vypočítáno i spektrum druhé ozvy, které je zobrazeno na obr. 4.4. Na prvním obrázku vidíme spektrum signálu druhé ozvy s frekvencí na ose x do 2 000 Hz. Na spodním obrázku je úsek spektra s frekvencí do 150 Hz. Je zde vidět, že frekvenční spektrum druhé srdeční ozvy obsahuje složky z nízkofrekvenčního pásma od 10 - 100 Hz. Frekvenční složky druhé ozvy změřeného signálu souhlasí s hodnotami, které uvádí literatura [14].



Obr. 4.3: Spektrum první ozvy

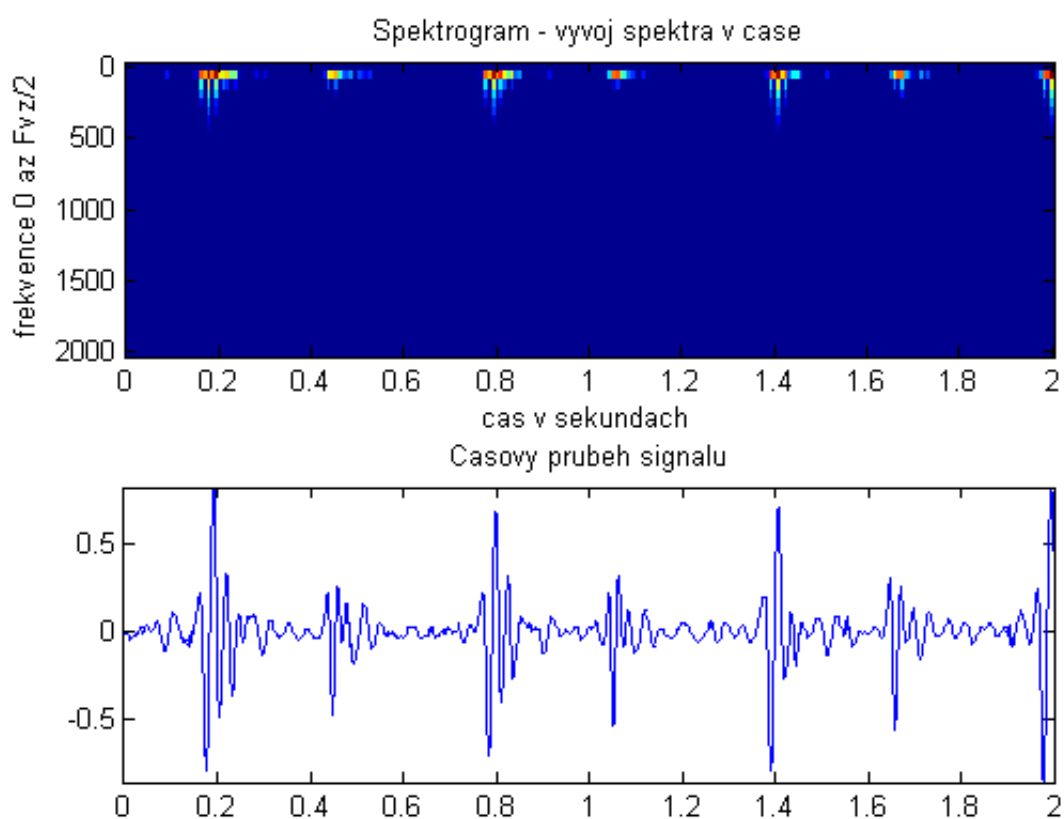


Obr. 4.4: Spektrum druhé ozvy

4.3 Spektrogram

Ve spektru, které je vypočítané pomocí FFT, nedokážeme časově lokalizovat jednotlivé spektrální složky, proto pro sledování vývoje frekvencí signálu v čase použijeme časově-frekvenční analýzu, jejímž výsledkem je spektrogram. Spektrogram je matice spekter. Spektrogram získáme tak, že nejprve daný signál rozdělíme na segmenty délky M , přičemž může docházet k překrytí jednotlivých segmentů. Jak moc se budou segmenty překrývat závisí na posunu okna. Následně pak u každého segmentu signálu vypočítáme spektrum pomocí STFT (Short-Time Fourier transform - krátkodobá Fourierova transformace). Vypočítaná spektra poté zobrazíme v čase. Rozlišení spektrogramu je dáno délkou segmentu M . Čím bude M vyšší, tím bude frekvenční rozlišení lepší. Naopak budeme-li délku segmentu M snižovat, bude se zvyšovat časové rozlišení. Je tedy vhodné najít optimální délku segmentu M .

Na obr. 4.5 je spektrogram signálu o délce 2 s. Na horizontální ose je zobrazen čas a na vertikální ose je frekvence. Jednotlivé barvy popisují úroveň signálu pro všechny frekvenční složky v každém časovém okamžiku.



Obr. 4.5: Spektrogram

5 METODY EXTRAKCE OBÁLKY SIGNÁLU

Mnoho algoritmů využívá pro detekci srdečních ozev obálku signálu. Obálka je, jak již název napovídá, křivka kopírující průběh signálu v čase. Přestože obálka nám podává o signálu méně informací než původní signál, velmi usnadňuje detekci srdečních ozev a příslušných hranic. Existuje několik metod extrakce obálky. Mezi dvě nejpoužívanější techniky extrakce obálky patří homomorfní filtrace a normalizovaný průměr Shannonovy energie.

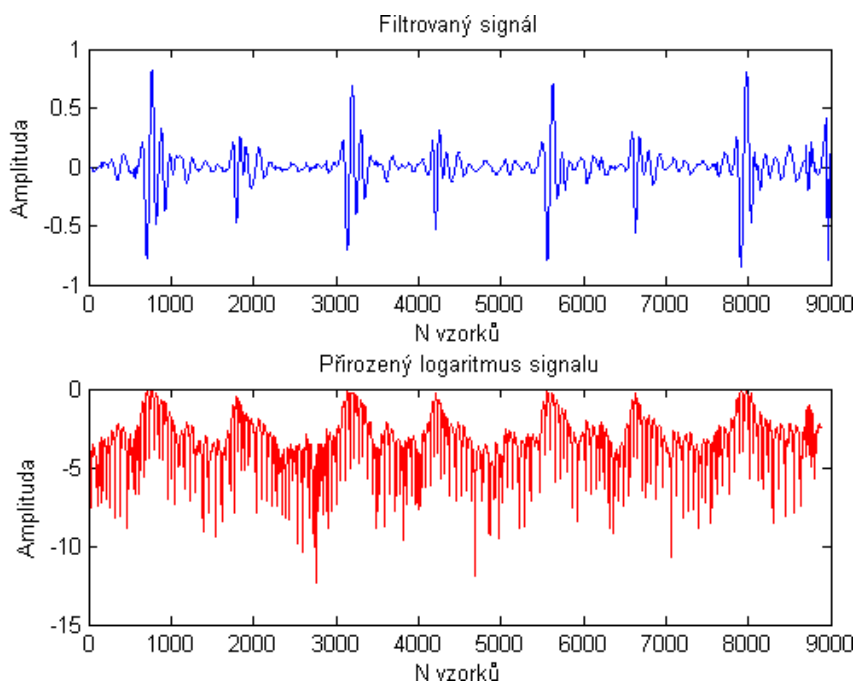
5.1 Homomorfní filtrace

Homomorfní filtrace je technika, která se používá především ve zpracování obrazu pro zvýšení kvality obrazu. V této práci je homomorfní filtraci použita zejména jako možnost získání obálky fonokardiogramu, která umožňuje robustní detekci první a druhé srdeční ozvy. Výhodou obálky získané pomocí homomorfní filtrace je její hladkost.

Signál PCG lze vyjádřit jako součin amplitudové modulace (AM) a frekvenční modulace (FM) [20]:

$$x(t) = f(t) \times a(t), \quad (5.1)$$

kde $a(t)$ je složka amplitudové modulace nebo okamžitá výchylka a $f(t)$ je složka frekvenční modulace. Dalším krokem je logaritmická transformace, která je na obr.5.1.



Obr. 5.1: Logaritmická transformace

Logaritmická transformace signálu $x(t)$ je dána vztahem [20]:

$$\hat{x}(t) = \ln |x(t)|, \quad (5.2)$$

V případě, že $x(t) = 0$ můžeme přičíst malou kladnou hodnotu a následně platí [20]:

$$\hat{x}(t) = \ln a(t) + \ln |f(t)|. \quad (5.3)$$

Použijeme-li po upravení signálu logaritmickou transformací vhodný lineární filtr typu dolní propust, dostáváme vztah [20] :

$$\hat{x}(t) = L[\hat{x}(t)] = L[\ln a(t)] + L[\ln |f(t)|], \quad (5.4)$$

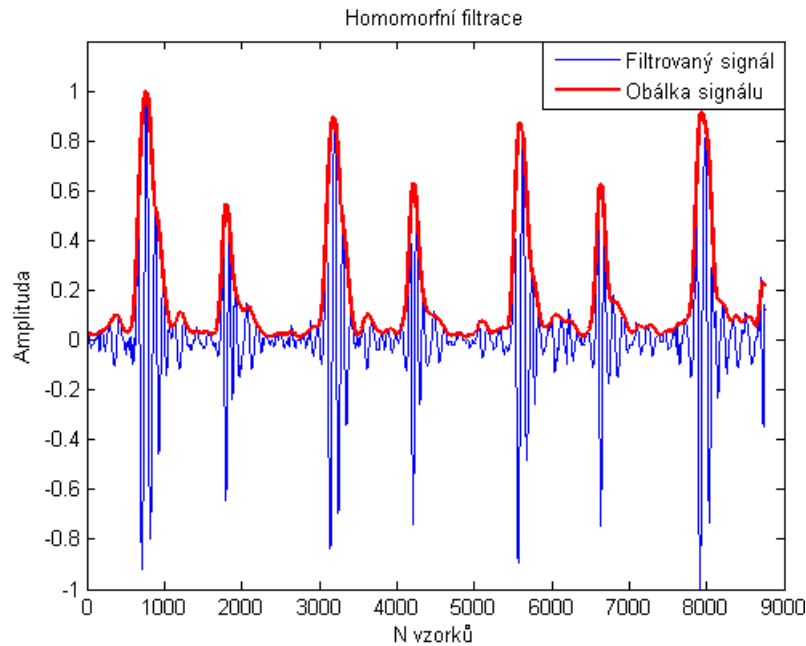
kde L je lineární filtr. Jestliže lineární filtr zahrnuje frekvence AM složky a zároveň eliminuje vysoké frekvence, které jsou typické pro FM složky, potom platí [20]:

$$\hat{x}(t) = L[\hat{x}(t)] = L[\ln a(t)] + L[\ln |f(t)|] \approx \ln a(t). \quad (5.5)$$

Umocněním dojdeme k tomu, že [20]:

$$\exp[\hat{x}(t)] \approx \exp[\ln a(t)] = a(t), \quad (5.6)$$

kde $a(t)$ představuje obálku signálu $x(t)$, protože za normálních okolností první a druhá srdeční ozva spadá do nízkofrekvenčního pásma signálu $x(t)$, zatímco šelesty jsou vysokofrekvenční složky signálu $x(t)$ [20]. Získaná obálka signálu je na obr.5.2



Obr. 5.2: Extrakce obálky pomocí homomorfní filtrace

5.2 Normalizovaný průměr Shannonovy energie

Obálky předzpracovaného a normalizovaného signálu lze vypočítat pomocí různých metod, jako je absolutní hodnota signálu 5.7 , druhá mocnina signálu 5.8 , Shannonova entropie 5.9 a Shannonova energie 5.10 . Obálky signálu pomocí zmiňovaných metod jsou dány následujícími vztahy [14]:

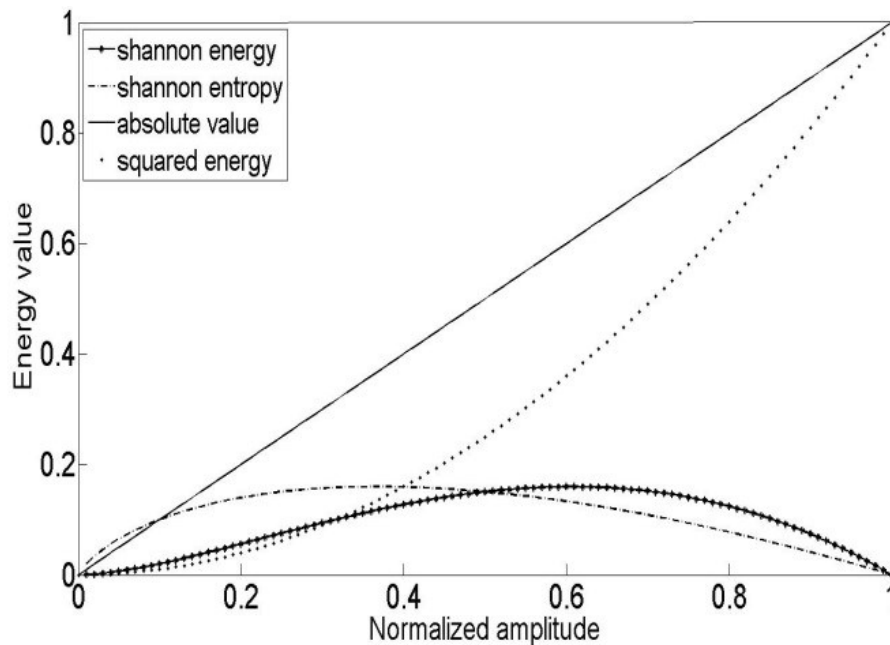
$$E = |x| \quad (5.7)$$

$$E = x^2 \quad (5.8)$$

$$E = -|x| \cdot \log|x| \quad (5.9)$$

$$E = -x^2 \cdot \log x^2 \quad (5.10)$$

Křivky jednotlivých metod jsou na obr.5.3. Z obrázku je zřejmé, že metoda druhé mocniny signálu upřednostňuje vzorky s velkou výchylkou před vzorky s nízkou výchylkou. Absolutní hodnota dává stejnou váhu všem výchylkám signálu. Shannonova entropie zvýrazňuje nízké výchylky, což je především hluk a obálka je poté špatně viditelná. Shannonova energie zdůrazňuje střední intenzitu signálu a zeslabuje nízké výchylky více než vysoké výchylky signálu, navíc má obálka hladký průběh bez ostrých přechodů. V důsledku toho se Shannonova energie jeví jako nejlepší metoda pro vytvoření obálky PCG signálu [14].



Obr. 5.3: Srovnání různých metod vytvoření obálky [14]

Extrakce obálky pomocí Shannonovy energie je vypočtena z krátkých segmentů s délkou přibližně 0,02 s a s překrytím 0,01 s. Shannonova energie je vypočtena pro každý segment, čímž dojde ke zlepšení časového rozlišení a je dána vztahem [21]:

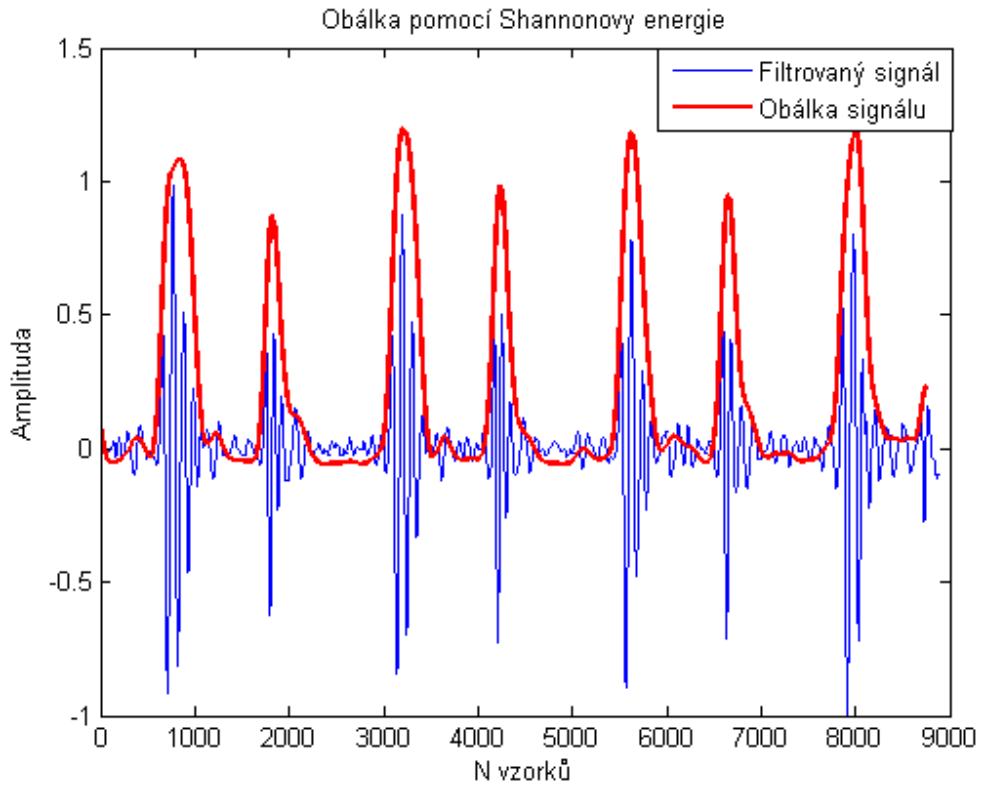
$$E_{hs} = -1/N \sum_{i=1}^N x_{norm}^2(i) \cdot \log x_{norm}^2(i), \quad (5.11)$$

kde x_{norm} je předzpracovaný normalizovaný signál a N je počet vzorků v segmentu délky 0,02 s. Nakonec normalizovaný průměr Shannonovy energie je definována jako [21]:

$$P_{ha}(t) = \frac{E_{hs}(t) - M(E_{hs}(t))}{S(E_{hs}(t))}, \quad (5.12)$$

kde $M(E_{hs}(t))$ je střední hodnota vektoru $E_{hs}(t)$ a $S(E_{hs}(t))$ je směrodatná odchylka vektoru $E_{hs}(t)$.

Obálka získaná metodou pomocí Shannonovy energie je na obr. 5.4.

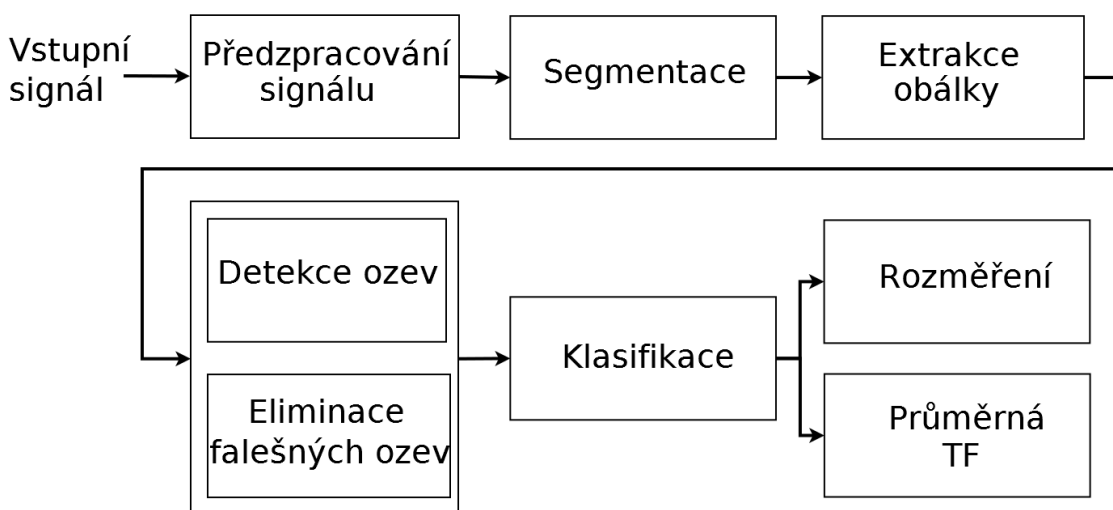


Obr. 5.4: Extrakce obálky pomocí normalizovaného průměru Shannonovy energie

6 REALIZACE DETEKTORU SRDEČNÍCH OZEV

Nyní po obeznámením se s nejčastěji používanými metodami extrakce obálky signálu PCG můžeme přistoupit k samotnému návrhu detektoru první a druhé srdeční ozvy.

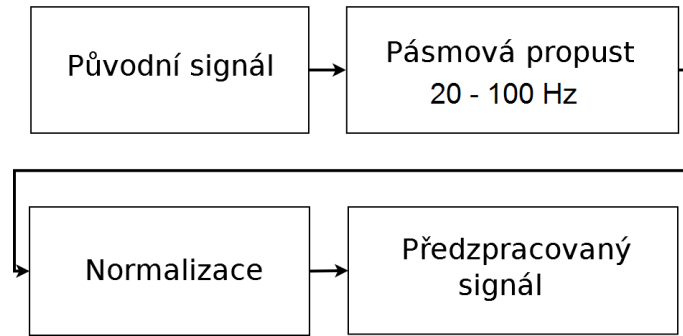
Metoda homomorfní filtrace i metoda normalizovaného průměru Shannonovy energie pro extrakci obálky byla aplikována v prostředí Matlab, kde bylo experimentálně zjištěno, že obálka signálu vytvořená pomocí normalizovaného průměru Shannonovy energie je obvykle hladší než obálka získaná homomorfní filtrací. Na základě tohoto zjištění jsem se rozhodla realizovat výpočet obálky signálu v navrženém detektoru pomocí normalizovaného průměru Shannonovy energie. K přiblížení funkce navrženého detektoru bylo vytvořeno blokové schéma, viz obr. 6.1. Jednotlivým blokům tohoto blokového schématu budou věnovány následující části této kapitoly.



Obr. 6.1: Blokové schéma navrženého detektoru

6.1 Předzpracování signálu

Fonokardiografie má velký potenciál v diagnostice srdečních chorob. Pro správnou diagnózu jsou však nezbytné kvalitní signály. I když minimalizujeme veškerý hluk z okolí, existují vnitřní zvuky, kterým bohužel nelze zabránit. Mezi tyto zvuky patří například zvuky způsobené dýcháním nebo zvuky způsobené svalovými pohyby, které se nachází v nízkém frekvenčním pásmu. Vzhledem k přítomnosti těchto a případně dalších rušivých složek v signálu je nezbytné předzpracování. Blokové schéma předzpracování je na obr. 6.2.



Obr. 6.2: Blokové schéma předzpracování signálu

6.1.1 Filtrace signálu

Prvním krokem předzpracování je filtrace signálu. Filtraci lze formulovat jako proces, při kterém určité složky signálu zvýrazníme a zbylé potlačíme. V tomto případě jde o zvýraznění první a druhé srdeční ozvy a o potlačení rušení způsobené nežádoucími vlivy. Filtrace naměřeného signálu je realizována pomocí pásmové propusti, frekvenční pásmo pro filtr je v rozsahu 20 – 100 Hz. Dolní mezní frekvence je nastavena s ohledem na šum způsobený např. dýcháním a pohyby pacienta. Mezní frekvence jsou nastaveny i vzhledem k frekvenčním složkám první a druhé srdeční ozvy, které jsme si ověřili v kapitole 4. Ve frekvenčním pásmu 20 – 100 Hz se nachází hlavní frekvenční složky srdečních ozev, které jsou filtrací zachovány, kdežto hluk s vysokou frekvencí a nízké frekvence způsobené např. dýcháním jsou potlačeny.

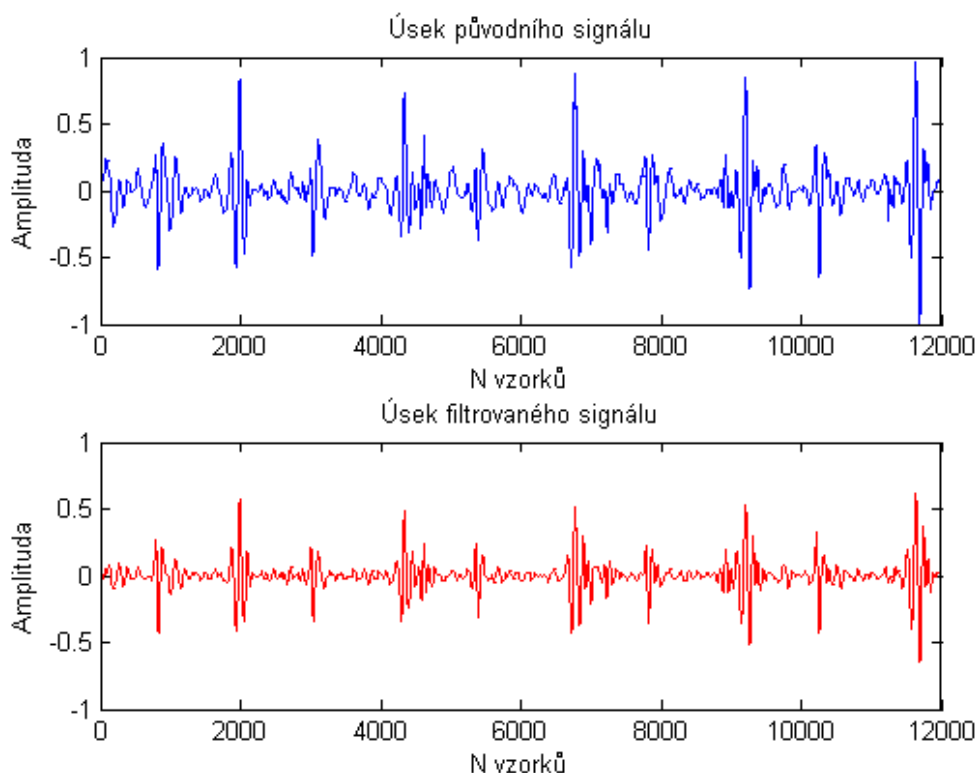
V Matlabu byla pro filtraci vytvořena funkce `Filterace`, jejíž vstupem je naměřený signál, který načteme pomocí funkce `wavread('xy.wav')`. Kromě signálu v číslicové podobě nese soubor `xy.wav` i informaci o vzorkovací frekvenci signálu f_{vz} . Vzorkovací frekvence f_{vz} je druhým vstupním parametrem funkce `Filterace`. Pro filtraci byl použit FIR (Finite impulse response - filtr s konečnou impulsní charakteristikou) filtr, který je vždy stabilní a nemá žádnou vazbu z výstupu zpět na vstup. Pro návrh koeficientů filtru byla v Matlabu použita funkce `fir1(N, Wn, 'typ')`. Parametrem funkce `fir1` je řád filtru N (stupeň čitatele polynomu přenosové funkce, v našem případě bylo N zvoleno 251), Wn udává normovaný mezní kmitočet v rozmezí $0 < Wn < 1$, kde 1 odpovídá polovině vzorkovací frekvence, tedy horní hranici přenášeného pásma a `'typ'` udává zda se jedná o filtr typu dolní propust, horní propust, pásmová propust nebo pásmová zádrž. V tomto případě byl použit filtr typu pásmová propust. Vlastní filtrace je pak provedena pomocí funkce `filter(b,a,x)`. Parametr b představuje čitatele přenosové funkce, který je zde vyjádřen výstupem funkce `fir1`, parametr a značí jmenovatele přenosové funkce a x udává signál určený k filtraci.

Po každé filtraci FIR filtrem vzniká zpoždění, které je nutno korigovat. Vzorec

pro korekci je:

$$\tau = \frac{N - 1}{2}, \quad (6.1)$$

kde τ je počet vzorků zpoždění a N je řád filtru.



Obr. 6.3: Původní signál a jeho filtrace pásmovou propustí 20 - 100 Hz

Výsledek filtrace pásmovou propustí 20 - 100 Hz je na obr. 6.3, kde v horní části obrázku je modře vyznačený původní signál a pod ním je červeně znázorněný filtrovaný signál. Na obr. 6.3 si můžeme také povšimnout, že původní signál, který je získaný ze stetoskopu Littmann 3200, je normalizovaný.

Další možností filtrace signálu je např. vlnková filtrace, kde se nejčastěji používá vlnka *db6*, protože má nejlepší tvar pro zachycení přechodného charakteru zvuku srdečních ozev. Více informací o problematice vlnkové filtrace je uvedeno v literatuře [18].

6.1.2 Normalizace signálu

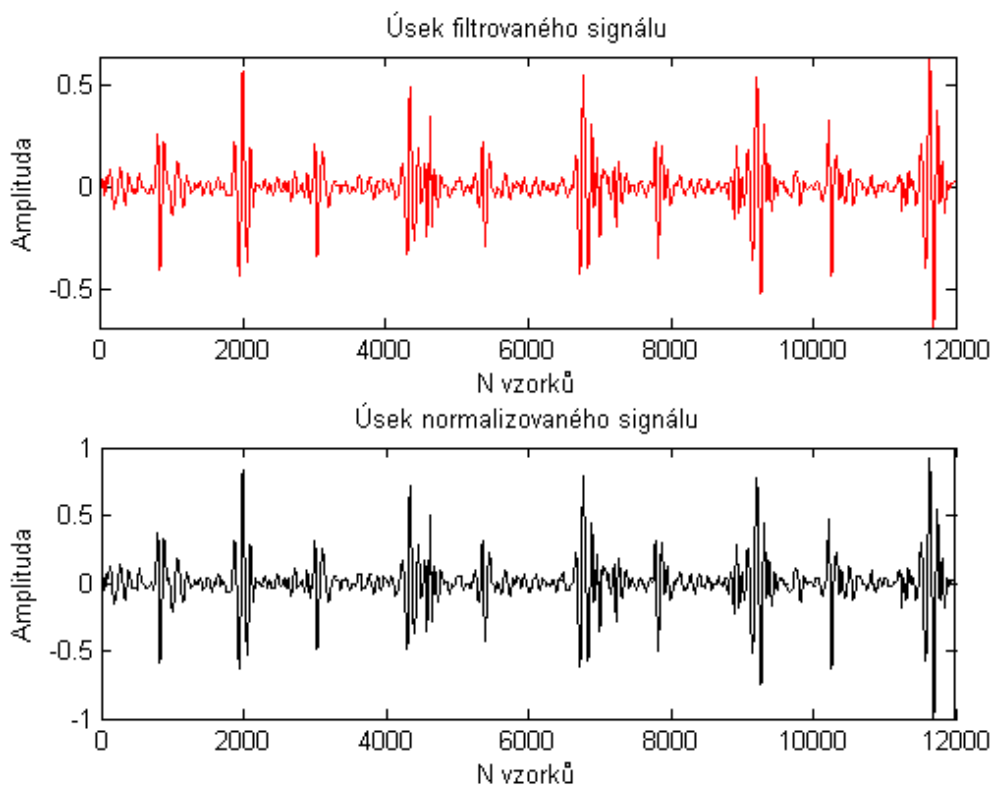
Druhým blokem předzpracování je normalizace. Amplitudová normalizace signálu je vztahování naměřených parametrů k předem stanovené referenční hodnotě. Změníme měřítko tak, aby data náležela do určitého intervalu. Signál nejčastěji normalizujeme tak, aby jeho absolutní maximum bylo v intervalu $\langle -1, 1 \rangle$. Hlavním důvodem normalizace je potřeba normalizovaného signálu pro následnou segmentaci signálu.

Výpočet normalizovaného signálu $x_{norm}(t)$ je dán rovnicí [19]:

$$x_{norm}(t) = \frac{x(t)}{|\max(x(t))|}, \quad (6.2)$$

kde $x(t)$ je původní signál a max je maximální hodnota.

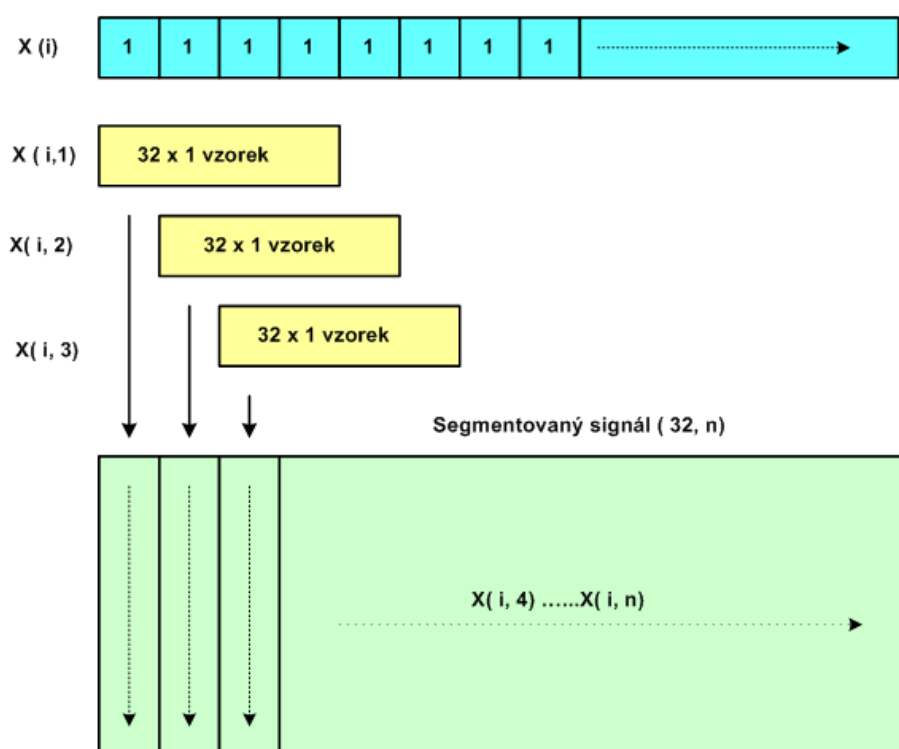
Normalizace signálu je ukázána na obr.6.4. Nahoře je červeně vykreslený úsek signálu, který prošel předchozím blokem předzpracování - filtrací a na druhém obrázku je černě znázorněný tentýž signál, který je již normalizovaný. Rozdíl je vidět na rozsahu osy y. Filtrovaný signál má maximální výchylku přibližně 0,6, kdežto u normalizovaného signálu maximální výchylka dosahuje hodnoty 1.



Obr. 6.4: Filtrovaný signál a jeho normalizace

6.2 Segmentace

Segmentace signálu je důležité zpracování signálu, na které následně navazuje extrakce obálky signálu pomocí normalizovaného průměru Shannonovy energie. Pomocí segmentace signálu rozdělíme vstupní signál na krátké úseky (segmenty). Při segmentaci je možné a také žádoucí, aby se sousední segmenty vzájemně překrývaly, což přispívá k lepšímu vyrovnání průběhu počítaných veličin. Princip segmentace je schématicky znázorněn na obr. 6.5. Jednotlivé překrývající se segmenty umístíme do sloupců matice. Proměnná i v matici označuje indexy vzorků vstupního signálu a n značí počet segmentů délky N . Na následujícím obrázku je délka segmentu $N = 32$.



Obr. 6.5: Rozdělení vstupního signálu na segmenty a jejich uspořádání v matici [22]

Pro rozdělení vstupního signálu na segmenty byla v Matlabu vytvořena funkce `Segmentace`. Vstupní parametry této funkce jsou:

- Normalizovaný zvukový signál, který musí být zadán jako sloupcový vektor
- Délka segmentu N zadaná počtem vzorků
- Délka překrytí segmentu, která se udává opět počtem vzorků.

V našem případě byla použita délka segmentu N 32 vzorků a délka překrytí segmentů 31 vzorků.

Výstupem funkce je matice *segmentovany_signal*, jejíž sloupce jsou jednotlivé segmenty. Tato matice má rozměr délka segmentů $N \times$ počet úseků. Indexování řádků odpovídá pořadí vzorků v segmentu a index sloupce udává pořadí segmentu.

Funkce **Segmentace** nejdříve ověří, zda je vstupní signál sloupcový vektor, následuje zjištění délky signálu pomocí funkce *length(x)* a případná úprava signálu, tak aby jeho délka byla násobkem zvoleného vstupního parametru délky segmentu N . Dále je zjištěn počet úseků. Na základě vstupního parametru délky segmentu N a počtu úseků je vytvořena nulová matice s příslušným počtem řádků a sloupců. Do této matice jsou na příslušné indexy doplňovány hodnoty vstupního signálu funkce.

6.3 Vytvoření obálky signálu

Jak již bylo výše zmíněno, pro výpočet obálky PCG signálu byla zvolena metoda extrakce obálky pomocí normalizovaného průměru Shannonovy energie. V Matlabu byla pro extrakci obálky vytvořena funkce **Envelope**. Funkce má pouze jeden vstupní parametr, kterým je matice segmentů, tedy výstup předchozího bloku. Výstupem funkce **Envelope** je vektor hodnot tvořící obálku signálu.

Uvnitř funkce je nejprve zjištěn rozměr vstupní matice *segmentovany_signal* za pomoci Matlabovské funkce *size(x)* a následně vytvořen nulový vektor, který má rozměr $1 \times$ počet sloupců v matici. Tento vektor je následně naplněn hodnotami vypočtenými podle následujících rovnic. První rovnice udává výpočet Shannonovy energie [21]:

$$E_{hs} = -1/N \sum_{i=1}^N |x_{norm}(i)|^3 \cdot \log|x_{norm}(i)|^3. \quad (6.3)$$

Tento vztah je pouze modifikovaná rovnice 5.11, kde je druhá mocnina nahrazena mocninou třetí a délka segmentu je $N = 32$. Navíc je zde obsažena pouze absolutní hodnota realizovaná funkcí *abs(x)* a to z důvodu třetí mocniny, protože výsledkem umocnění záporného čísla na třetí je opět záporné číslo a logaritmovat záporné číslo nebo nulu nelze.

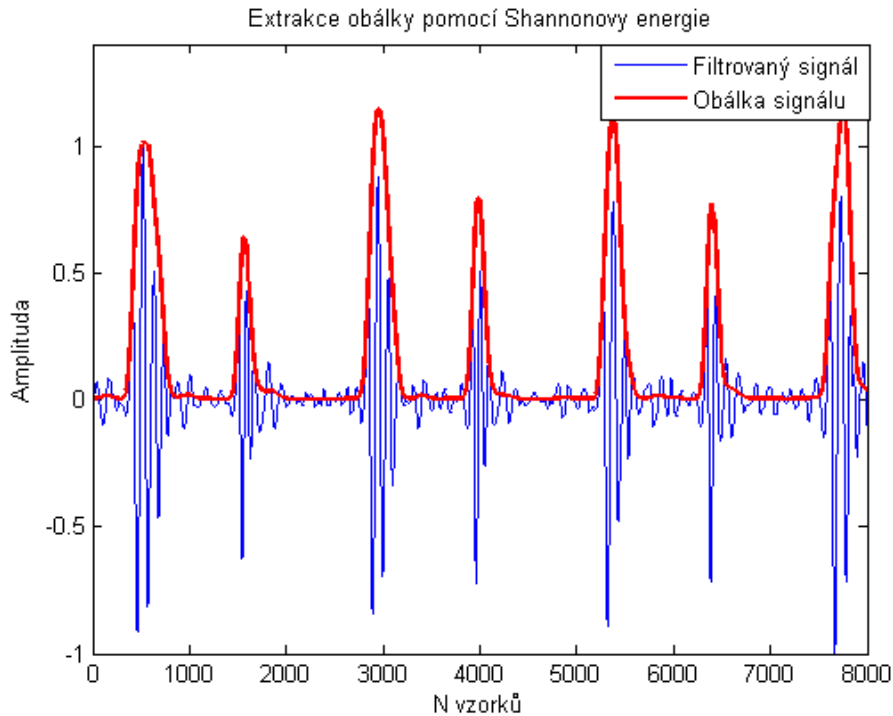
Studie, které zmiňuje literatura [21] prokázaly, že metoda normalizovaného průměru Shannonovy energie je citlivá k šelestům. Většina srdečních šelestů je odstraněna předzpracováním, ale některé šelesty jsou stále součástí signálu a to především protože se překrývají se srdečními ozvami. Naštěstí je intenzita srdečních šelestů nižší než intenzita srdečních ozev a proto mohou být šelesty pomocí normalizovaného průměru Shannonovy energie potlačeny. Bylo experimentálně ověřeno, že čím vyšší je řád mocniny normalizovaného signálu, tím hladší je obálka, ale zároveň dochází ke snížení výchyly vrcholů druhých srdečních ozev [21].

Jak již bylo zmíněno nulovou hodnotu signálu nelze logaritmovat. Proto v případě, že by hodnota některého vzorku signálu byla nulová, přičteme ve funkci **Envelope** k hodnotě $|x_{norm}(i)|^3$ hodnotu $1 \cdot 10^{-6}$, čímž je ošetřen tento problém.

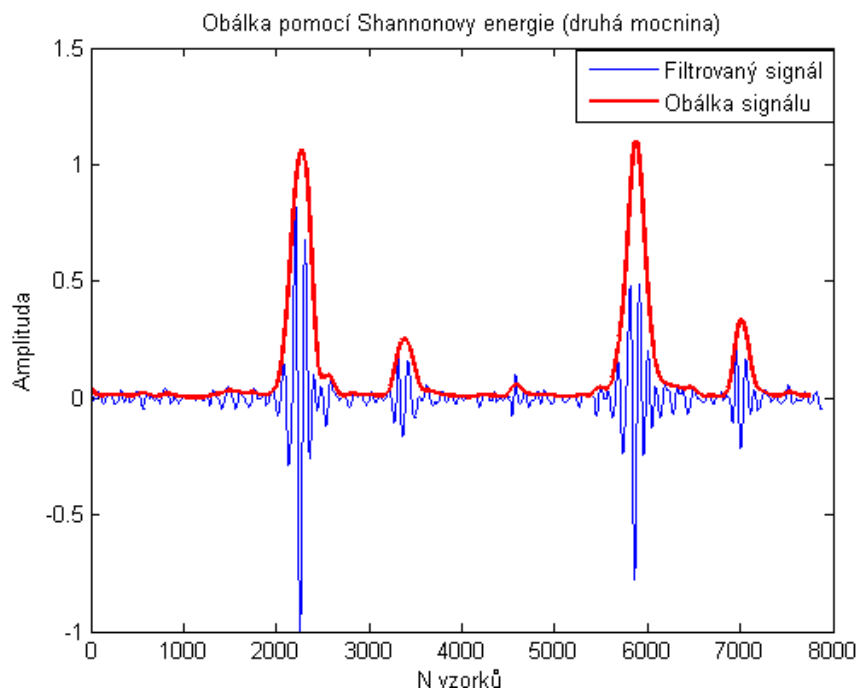
Dále je funkci **Envelope** aplikován vztah pro výpočet normalizovaného průměru Shannonovy energie [21]:

$$P_{ha}(t) = \frac{E_{hs}(t) - M(E_{hs}(t))}{S(E_{hs}(t))}, \quad (6.4)$$

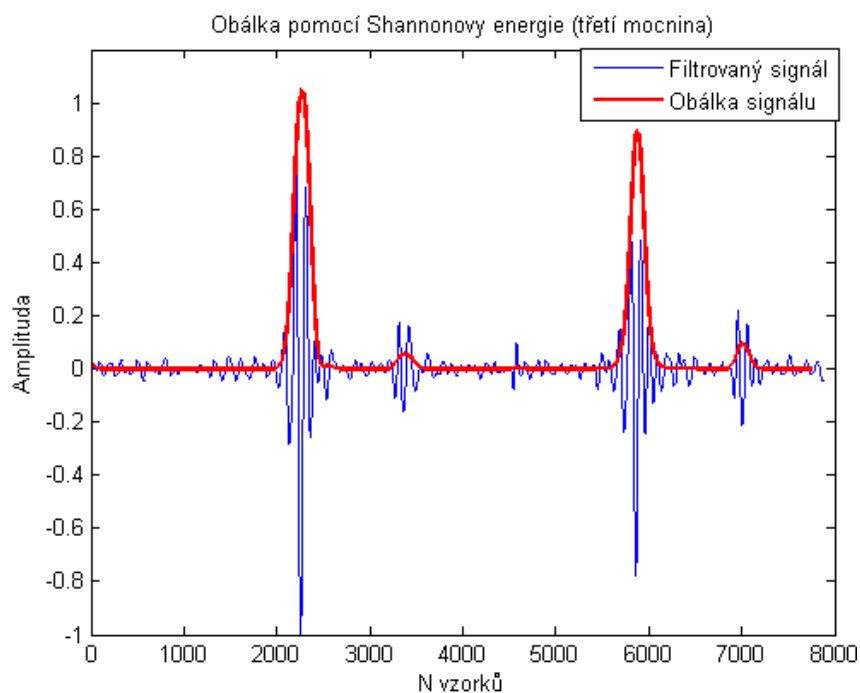
kde $M(E_{hs}(t))$ je střední hodnota vektoru $E_{hs}(t)$ vypočtená v Matlabu pomocí funkce $mean(x)$ a $S(E_{hs}(t))$ je směrodatná odchylka vektoru $E_{hs}(t)$, která se v Matlabu vypočítá funkcí $std(x)$. Následně pak vektor $P_{ha}(t)$ tvoří výslednou obálku signálu PCG, kterou je v případě potřeby možno vyhladit filtrem typu doplní propust, který se realizuje funkcemi: $fir1(N, Wn, 'typ')$, $filter(b, a, x)$, kde N je řád filtru, Wn udává vektor pro nastavení mezních frekvencí a $'typ'$ udává typ použitého filtru, který je v tomto případě $'low'$ (dolní propust). U funkce $filter(b, a, x)$ parametr b představuje čitatele přenosové funkce, který je zde vyjádřen výstupem funkce $fir1$, parametr a značí jmenovatele přenosové funkce a x udává signál určený k filtraci. Nakonec byl vektor obálky signálu vykreslen použitím funkce $plot(x)$. Obálka signálu je na obr.6.6.



Obr. 6.6: Extrakce obálky pomocí normalizovaného průměru Shannonovy energie



Obr. 6.7: Extrakce obálky pomocí normalizovaného průměru Shannonovy energie s použitím mocniny 2. řádu



Obr. 6.8: Extrakce obálky pomocí normalizovaného průměru Shannonovy energie s použitím mocniny 3. řádu

Na předchozích dvou obrázcích je zobrazen stejný úsek signálu s vypočítanou obálkou, která se však liší. Rozdíl je dán použitým řádem mocniny ve vzorci pro výpočet Shannonovy energie. Na obr.6.7 je obálka signálu vypočtena pomocí vzorce viz 5.11, tedy s použitím mocniny druhého řádu. Na obr.6.8 je obálka signálu extrahovaná pomocí rovnice 6.3, zde je již použita mocnina třetího řádu. Porovnáme-li ji je, vidíme, že obálka vypočítaná pomocí mocniny třetího řádu je hladší, ale zároveň maximální výchyly vrcholů druhých ozev jsou mnohem menší, než u obálky, která byla vypočtena pomocí druhé mocniny normalizovaného průměru Shannonovy energie. Z tohoto důvodu, není vhodné použít mocninu třetího řádu pro signály, které mají malou výchylnu vrcholů druhých ozev, protože tyto vrcholy je následně obtížné detekovat.

6.4 Detekce ozev a eliminace falešných srdečních ozev

K nejdůležitějším blokům blokové schématu detektoru patří detekce ozev a současná eliminace falešných srdečních ozev. Úkol tohoto bloku detektoru spočívá v detekci maxim obálky signálu, která odpovídají hledaným srdečním ozvám. Prvním krokem je stanovení prahu, podle kterého budeme rozhodovat o výskytu srdečních ozev. Vzhledem k tomu, že pevný práh je pro toto použití nežádoucí, protože se nedokáže přizpůsobit změně amplitudy signálu, byl aplikován adaptivní práh. První hodnota prahu byla vypočtena jako 40 % z maximální výchylny obálky signálu v prvních 500 ms.

Pro detekci byla v Matlabu realizována funkce `Detekce`, jejímiž vstupními parametry jsou:

- Vektor obálky signálu
- Vzorkovací frekvence f_{vz} .

Výstupem z funkce jsou dva vektory:

- Polohy - zde jsou ukládány indexy určující polohu detekovaných ozev
- Hodnoty - zde se ukládají hodnoty výchylny detekovaných ozev.

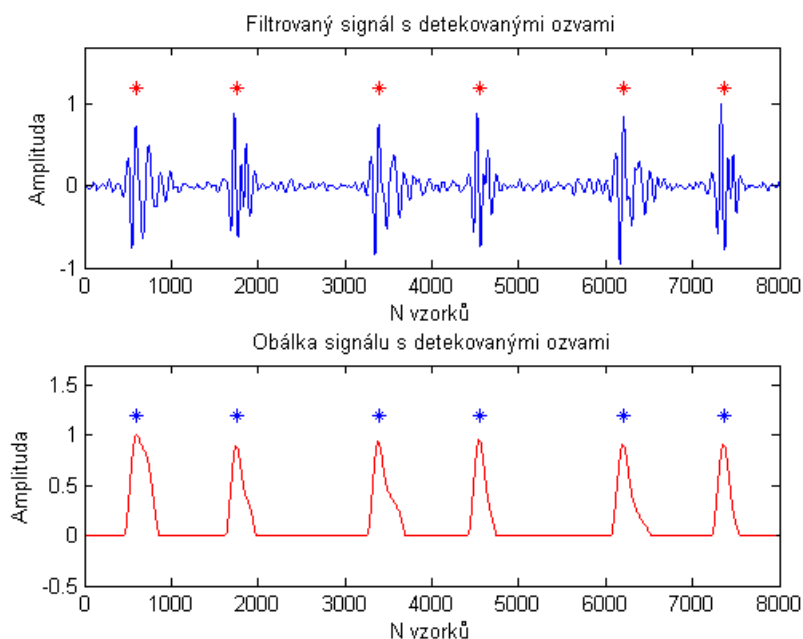
Ve funkci `Detekce` jsou nejprve vytvořeny vektory pro ukládání poloh a hodnot detekovaných ozev, poté je zvoleno okno, ve kterém budeme vyhledávat. Velikost okna byla nastavena na 400 vzorků, což je při vzorkovací frekvenci 4000 Hz rovno 100 ms. Samotná detekce je pak založena na porovnávání jednotlivých vzorků obálky signálu s detekčním prahem. Postupné vybírání vzorků zajišťuje *while* cyklus, který probíhá dokud není dosaženo konce signálu. Jestliže je následně v signálu nalezen vzorek, který převyšuje stanovený práh, je aplikováno okno odpovídající šířce srdečních ozev. V tomto okně je pomocí funkce `max` vyhledáváno maximum,

kteřé odpovídá maximální výchylce dané srdeční ozvy. Velikost maximální výchylky je poté uložena do proměnné *hodnoty* a index nalezeného maxima do proměnné *polohy*. Po detekci ozvy je vždy přizpůsobena hodnota prahu a to tak, že je vypočten průměr ze všech velikostí detekovaných ozev a následně je práh nastaven na 40 % této hodnoty.

Součástí funkce *Detekce* je i hledání chybějící ozvy. Toto hledání, neboli zpětná detekce je zahájena v případě, že vzdálenost mezi poslední detekovanou ozvou a porovnávaným vzorkem přesáhne 166 % průměrné vzdálenosti detekovaných ozev, přičemž tato hodnota byla stanovena experimentálně. Pokud je tato podmínka splněna, je detekční práh snížen a úsek je prohledán znovu. Po úspěšné detekci ztracené ozvy je práh nastaven opět na 40 % průměrné velikosti detekovaných ozev.

Eliminace falešných ozev je v detekčním algoritmu dána podmínkou, že vzdálenost mezi dvěma detekovanými ozvami musí být minimálně 22,5 % vzorkovací frekvence f_{vz} .

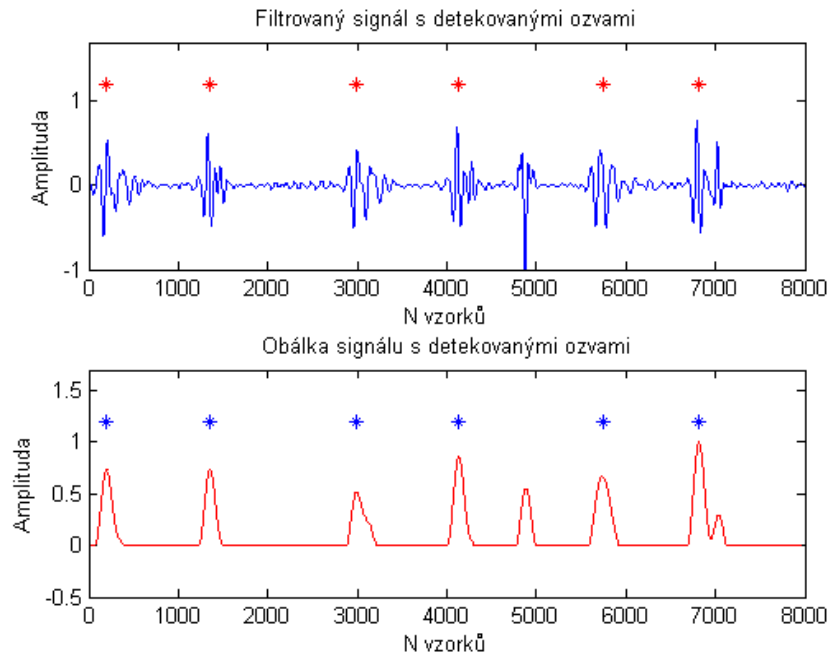
Po skončení detekce je signál vykreslen pomocí funkce *plot*, viz obr.6.9, kde jasně vidíme rozdíl mezi dobou trvání systoly (kratší vzdálenost mezi ozvami) a dobou trvání diastoly (větší vzdálenost).



Obr. 6.9: Detekce srdečních ozev (signál P054)

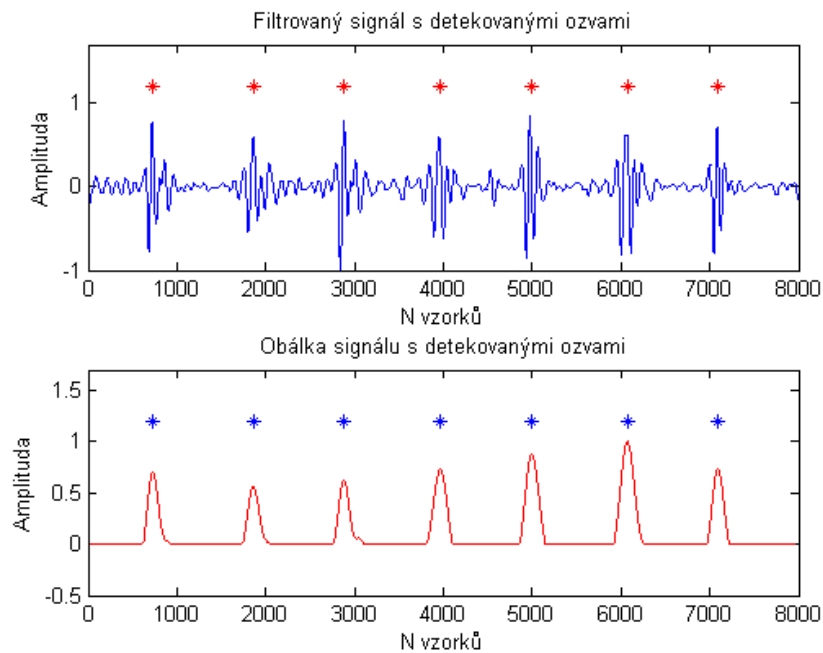
Na následujícím obrázku 6.10 vidíme, ukázkou eliminace falešné ozvy, která se nachází v blízkosti vzorku 4900.

Hodnota minimální vzdálenosti mezi dvěma ozvami byla stanovena na základě skutečnosti, že při zvyšující se tepové frekvenci se doba trvání systoly téměř nemění, ale dochází ke zkracování doby trvání diastoly. Obrázek 6.11 znázorňuje případ, kdy



Obr. 6.10: Detekce srdečních ozev s eliminací falešné ozvy (signál P054)

dochází ke zkracování doby trvání diastoly při zvýšené tepové frekvenci. Průměrná tepová frekvence na tomto záznamu je 95 tepů/min. Při porovnání obrázku s předchozím obrázkem 6.10 vidíme, že na úseku signálu, který má stejný počet vzorků, se nachází větší počet ozev.



Obr. 6.11: Detekce srdečních ozev - zkracování doby trvání diastoly (signál P047)

6.5 Klasifikace srdečních ozev

V předchozím kroku jsme detekovali srdeční ozvy v signálu a nyní potřebujeme určit, která ozva je první a která druhá. Vzhledem k tomu, že existuje mnoho možností, jak po sobě ozvy v fonokardiogramu mohou následovat, je klasifikace složitý proces s mnoha podmínkami.

V Matlabu byla pro určení ozev vytvořena funkce `Klasifikace`, která s využitím mediánové hodnoty trvání cyklu určuje první a druhé ozvy. Vstupem této funkce jsou detekované polohy ozev z předchozího bloku. Výstupem funkce `Klasifikace` je vektor prvních a druhých ozev, který udává vždy polohu maxima dané detekované ozvy.

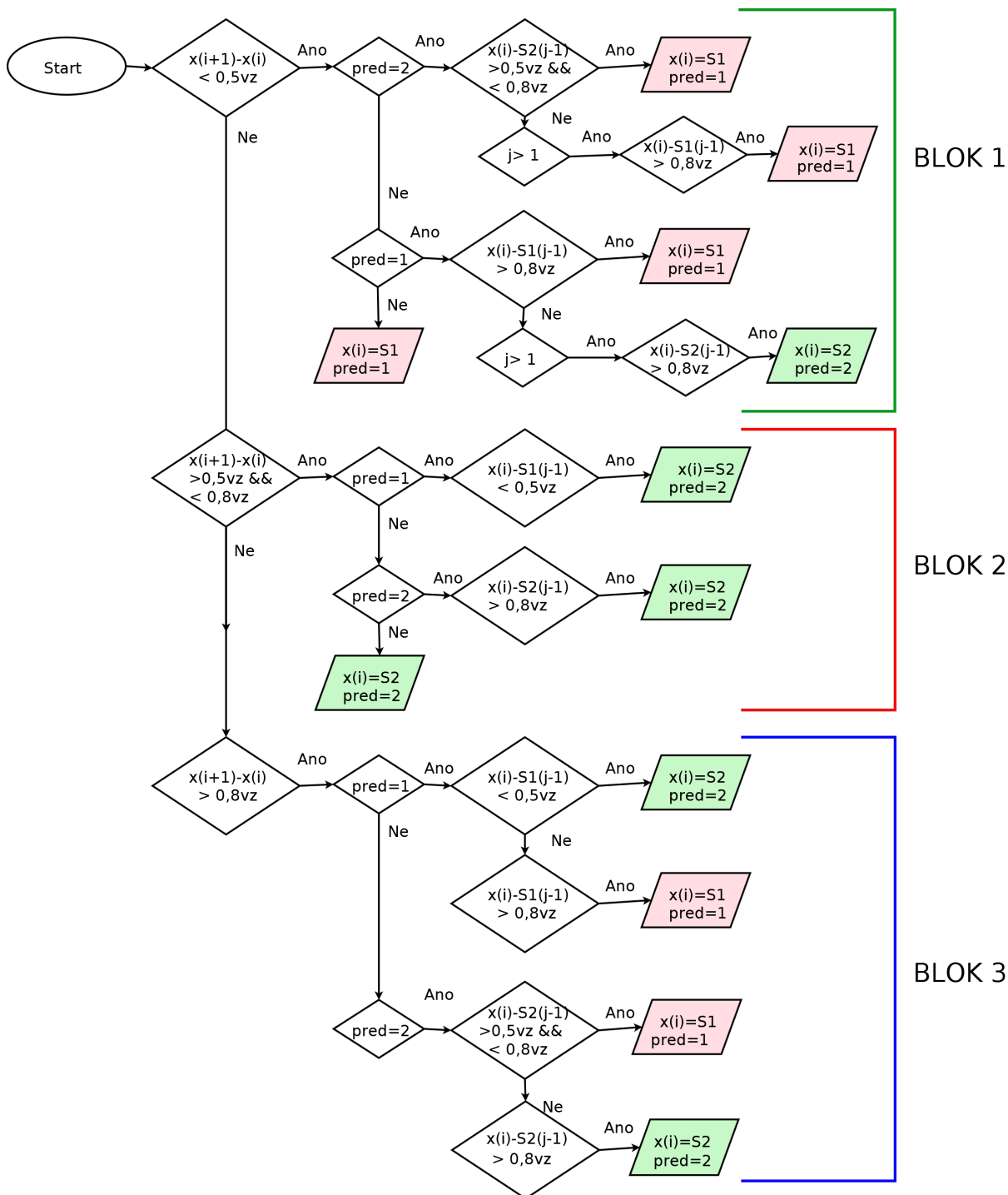
Prvním krokem je stanovení délky jednoho srdečního cyklu. Pro získání této hodnoty je nejprve potřeba vypočítat délky intervalů mezi detekovanými ozvami. Při pravidelném střídání první a druhé ozvy, dochází i k pravidelnému střídání kratšího a delšího intervalu mezi ozvami, kde kratší interval ukazuje na systolu a delší interval značí diastolu. Vzhledem k tomu, že se tyto intervaly liší, je vhodné vypočítat vzdálenosti zvlášť pro interval $S1 - S2$ (systola) a interval $S2 - S1$ (diastola). Pro případ, že by chyběla některá ze srdečních ozev nebo naopak se v signálu vyskytovala falešná srdeční ozva, vypočítáme medián jednotlivých intervalů pomocí funkce `median`, čímž eliminuje případné výchyly těchto vzdáleností. Součtem mediánových hodnot obou intervalů dostáváme přibližnou délku jednoho srdečního cyklu.

Jak již bylo zmíněno, liší se doba trvání systoly a doba trvání diastoly a právě na základě tohoto poznatku probíhá vlastní určování ozev [29]. Systola, tj. interval $S1 - S2$, je vždy kratší než diastola. Systola by neměla být delší než 50 % celého srdečního cyklu. Jestliže bude mezi dvěma detekovanými vrcholy vzdálenost menší než 50 % délky celého srdečního cyklu, jedná se o systolu a první vrchol je $S1$ a druhý vrchol $S2$. Diastola, tj. interval $S2 - S1$ je delší část srdečního cyklu. Proto bylo experimentálně stanoveno, že diastolické období je delší než 50 % a zároveň však menší než 80 % doby trvání celého srdečního cyklu. Pokud tuto podmínku budou splňovat dva po sobě následující detekované vrcholy, znamená to, že první z nich je $S2$ a druhý $S1$. Posledním parametrem, podle kterého budeme klasifikovat v případě chybění některé z ozev je délka srdečního cyklu, která byla experimentálně stanovena jako vzdálenost větší než 80 % průměrné doby srdečního cyklu.

Vzhledem k tomu, že určování pouze na základě vzdálenosti jednotlivých ozev by např. v případě chybění ozvy nemuselo být spolehlivé, využívá navržený algoritmus k rozhodování i informaci o předchozích určených ozvách.

Blokové schéma rozhodovacího algoritmu je zobrazeno na obr. 6.13, kde x značí vektor detekovaných vrcholů obálky, $S1$ a $S2$ jsou vektory pro ukládání poloh prvních a druhých ozev. Proměnná `pred` zde představuje předchozí klasifikovanou ozvu.

Před začátkem cyklu je hodnota proměnné *pred* nastavena na nulu, v průběhu cyklu však může nabývat hodnoty jedna nebo dva. Podmínky zobrazené v blokovém schématu jsou vloženy do *for* cyklu, který postupně načítá polohy detekovaných ozev ze vstupního vektoru.



Obr. 6.12: Blokové schéma jednoho kroku cyklu pro klasifikaci srdečních ozev

Vzhledem ke složitosti a množství podmínek byl rozhodovací proces na základě tří prvotních podmínek rozdělen do tří bloků, které jsou následně podrobněji popsány.

6.5.1 První blok klasifikačního algoritmu

V prvním bloku rozhodovacího algoritmu bude klasifikován detekovaný vrchol, jehož vzdálenost k následujícímu detekovanému vrcholu je menší než 50 % délky srdečního cyklu. Tato vzdálenost odpovídá v srdečním cyklu systole a očekáváme, že první vrchol by měl být první ozva. Nyní budeme pracovat s informací o předchozí klasifikované ozvě. Vzhledem k tomu, že proměnná *pred* může nabývat hodnoty nula, jedna nebo dva, mohou nastat tři situace.

První situace je, když hodnota proměnné *pred* bude dva, tedy předchozí ozva bude S2. V tomto případě zjišťujeme, zda vzdálenost aktuálního vrcholu od předchozí detekované S2 je větší než 50 % a zároveň menší než 80% délky srdečního cyklu. Podmínka ověřuje, zda po předchozí S2 nastala diastola. Pokud je podmínka splněna, určíme detekovaný vrchol jako S1 a proměnnou *pred* nastavíme na jedničku. V případě, že podmínka neplatí, protože např. předchozí klasifikovaná S2 není skutečná ozva, ale rušení, můžeme položit další podmínku. Tato podmínka by zjišťovala, zda vzdálenost zkoumaného vrcholu od předchozí S1, v případě že již byla nějaká S1 klasifikována, je větší než 80 % délky srdečního cyklu. Při splnění této podmínky zkoumaný vrchol klasifikujeme jako S1.

Druhou možností je, že proměnná *pred* bude rovna jedné. V tomto případě ověřujeme, zda vzdálenost od zkoumaného vrcholu k předchozí klasifikované S1 je větší než 80 % srdečního cyklu. Pokud je tato podmínka splněna, je zkoumaný vrchol označen jako S1. Toto je případ situace, kdy mezi dvěma prvními ozvami chybí druhá srdeční ozva. Pokud by tato podmínka neplatila, potom je zde možnost, že předchozí klasifikovaná S1 je chybně detekovaný vrchol, který byl klasifikován. Proto ověříme podmínkou, zda vzdálenost mezi zkoumaným vrcholem a předcházející S2, pokud již nějaká byla klasifikována, je větší než 80 % srdečního cyklu. V případě, že tato podmínka platí, je zkoumaný vrchol označen jako S2.

Poslední situace nastává pokud je proměnná *pred* rovna nule, což znamená, že nebyla klasifikována ještě žádná ozva. V tomto případě, nemůže zjistit vzdálenost zkoumaného vrcholu k předchozí ozvě a proto ho označíme jako S1.

6.5.2 Druhý blok klasifikačního algoritmu

Nyní si projdeme situace, které mohou nastat v druhém bloku blokového schématu 6.13. Druhý blok navrženého algoritmu klasifikuje detekovaný vrchol, pokud splňuje podmínku, že vzdálenost k následujícímu vrcholu je větší než 50 % a zároveň menší

než 80 % průměrné délky cyklu. Tato vzdálenost v srdečním cyklu odpovídá diastole, první vrchol by měla být tedy druhá ozva. Nyní opět může proměnná *pred* nabývat všech tří hodnot.

Pokud je proměnná *pred* jedna, tj. předchozí vrchol byl klasifikován jako S1, ověřujeme, zda vzdálenost od této klasifikované ozvy k zkoumanému vrcholu je menší než 50 % vzdálenosti srdečního cyklu. Očekáváme tedy, že po první ozvě bude následovat systola, která končí druhou ozvou. Pokud je tato podmínka splněna, je zkoumaný vrchol označen jako S2.

V případě, že je proměnná *pred* dva, předchozí ozva byla klasifikována jako S2, ověřujeme podmínku, zda je vzdálenost mezi předchozí klasifikovanou S2 větší než 80 % délky srdečního cyklu. Pokud tato podmínka platí, je zkoumaný vrchol klasifikován jako druhá ozva a nastala situace, kdy mezi druhými ozvami chybí ozva první.

Třetí situace nastává, když je proměnná *pred* rovna nule, tzv. doposud nebyla klasifikovaná žádná ozva a proto zkoumaný vrchol určíme pouze na základě vzdálenosti jako druhou ozvu.

6.5.3 Třetí blok klasifikačního algoritmu

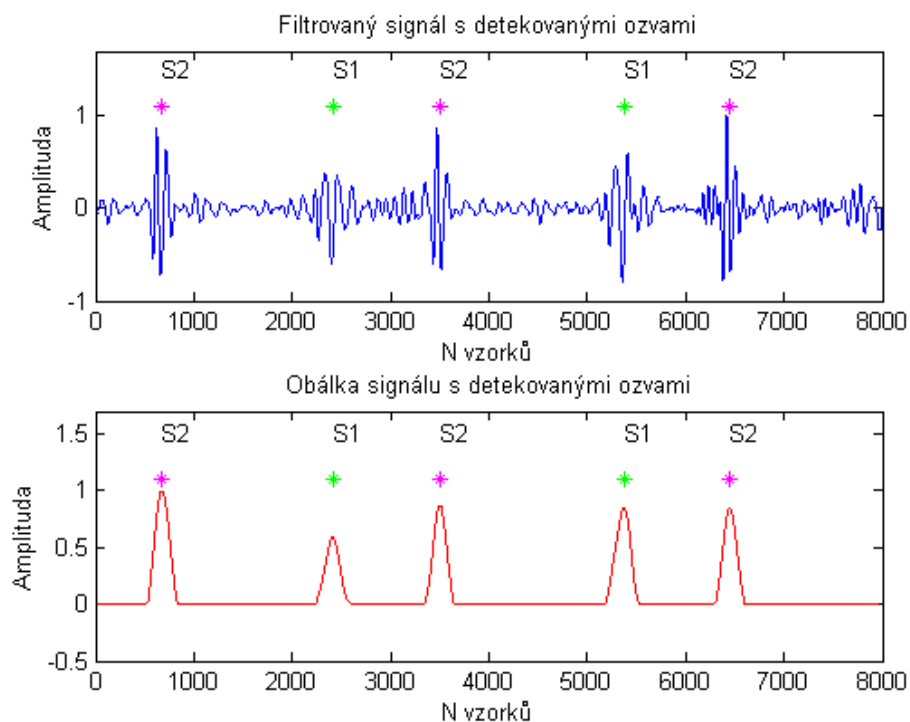
Vstupní podmínka posledního bloku je, že vzdálenost mezi detekovanými vrcholy musí být větší než 80 % délky cyklu. Toto je případ, kdy mezi ozvami chybí buď první nebo druhá ozva.

První situace nastává, když proměnná *pred* je jedna. Zde je pravděpodobnost, že jde situaci, kdy mezi druhými ozvami chybí první ozva. Jelikož předchozí klasifikovaná ozva je první, měla by po ní následovat systola. Pravdivost ověříme podmínkou, zda vzdálenost mezi klasifikovanou S1 a zkoumaným bodem je menší než 50 % délky srdečního cyklu. V případě, že je podmínka splněna, je zkoumaný vrchol označen jako S2 a jedná se o případ, kdy mezi druhými ozvami chybí ozva první. Pokud ovšem tato podmínka splněna nebyla, je stejně velká pravděpodobnost, že se jedná o situaci, kdy mezi dvěma prvními ozvami chybí ozva druhá. Tuto skutečnost ověříme podmínkou, zda vzdálenost mezi zkoumaným vrcholem a předchozí klasifikovanou ozvou je větší než 80 % délky srdečního cyklu. Po splnění této podmínky je zkoumaný vrchol označen jako první S1.

Druhou možností je, že proměnná *pred* je rovna dvěma, tj. zkoumanému vrcholu předcházela S2. Zde nastávají tytéž možnosti, jako v předchozím případě. Pokud by mezi dvěma prvními ozvami chyběla ozva druhá, vzdálenost zkoumaného vrcholu od předchozí klasifikované S2 bude větší než 50 % a zároveň menší než 80 % délky srdečního cyklu. Předpokládáme, že po druhé ozvě bude následovat diastola. Pokud tato podmínka platí, je zkoumaný vrchol označen jako S1. V opačném případě

se jedná o situaci, kdy mezi dvěma druhými ozvami chybí ozva první, proto by vzdálenost mezi zkoumaným vrcholem a předchozí klasifikovanou S2 měla být větší než 80 % délky srdečního cyklu. V případě, že je tato podmínka splněna, je vrchol označen jako S2.

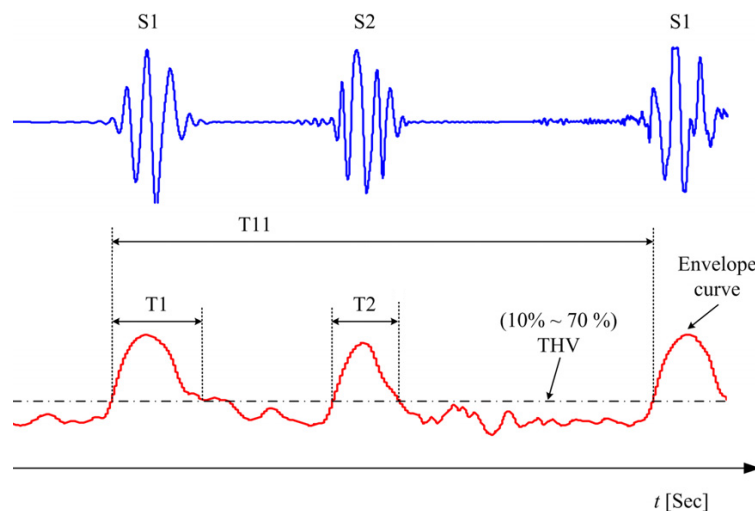
Na následujícím obrázku 6.13 je ukázka klasifikace srdečních ozev. V horní části obrázku je zobrazen filtrovaný signál s určenými ozvami. Spodní obrázek znázorňuje obálku tohoto signálu spolu s klasifikovanými ozvami.



Obr. 6.13: Klasifikace srdečních ozev (signal P009)

6.6 Rozměření srdečních ozev

Předposledním blokem detektoru je rozměření srdečních ozev. Vzhledem k tomu že nyní známe polohy prvních i druhých ozev, není již obtížné zjistit dobu trvání jednotlivých ozev a srdečního cyklu. Obr. 6.14 ilustruje měření nejdůležitějších diagnostických parametrů srdečního cyklu ve fonokardiogramu. Interval $T1$ zde představuje dobu trvání první ozvy, $T2$ dobu trvání druhé ozvy a $T11$ je doba trvání srdečního cyklu.



Obr. 6.14: Důležité parametry PCG signálu [19]

Doba trvání srdeční ozvy se může být porovnána s fyziologickou hodnotou a v případě překročení fyziologické hodnoty může být ukazatelem daného onemocnění srdce. Rozměření ozev, respektive zjištění počátku a konce srdečních ozev je velmi často využíváno k extrakci srdečních šelestů, které mohou být následně lépe klasifikovány.

V Matlabu byla pro rozměření srdečních ozev vytvořena funkce `Rozmereni`. Vstupní parametry této funkce jsou:

- Vektor obálky signálu
- Polohy prvních nebo druhých ozev
- Práh
- Fyziologická hodnota doby trvání ozvy.

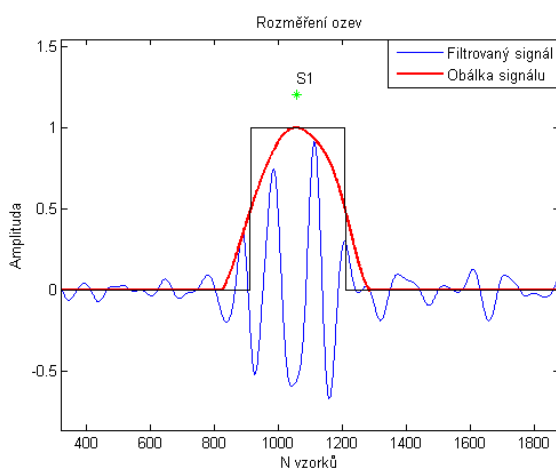
Výstupem z této funkce je vektor indexů počátku a konce ozvy a druhým výstupním parametrem je průměrná doba trvání srdeční ozvy.

V první části vytvořené funkce hledáme indexy začátku a konce detekované srdeční ozvy nad stanoveným limitem, kde práh je stanoven např. jako 20 % z maximální výchylky každé ozvy. Vyhledávání těchto indexů probíhá vždy ve *while*

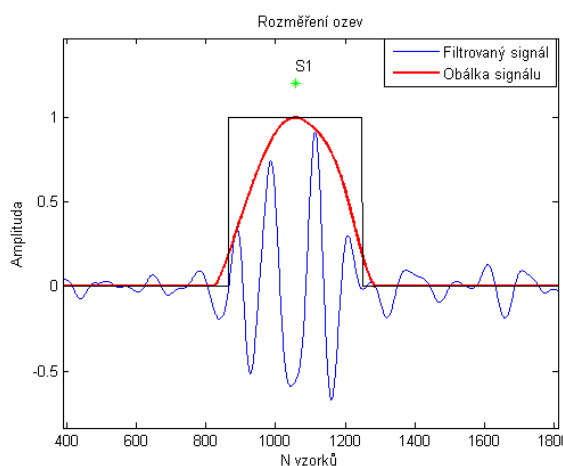
cyklu. Vyhledávání probíhá ve zpětném i dopředném směru od polohy detekované ozvy. Nalezené indexy jsou poté uloženy do příslušné proměnné.

V druhé části funkce **Rozmereni** je pro každou ozvu vypočítána vzdálenost mezi indexem udávající počátek a konec srdeční ozvy. Z těchto hodnot je pak pomocí funkce *mean* vypočítán průměr, který udává průměrnou šířku ozvy. Průměrná šířka je poté pomocí vzorkovací frekvence f_{vz} přepočítána na průměrnou dobu trvání v ms.

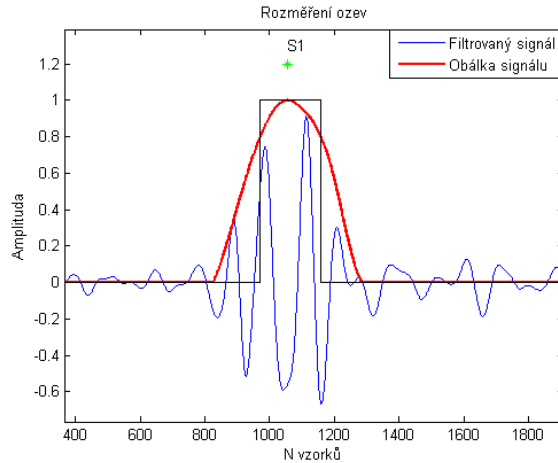
Na následujícím obrázku 6.15 je ukázka rozměření srdeční ozvy s prahem 50 %. S rostoucí hodnotou prahu se vypočítaná doba trvání srdeční ozvy zkracuje a naopak s klesající hodnotou prahu je vypočítaná doba trvání delší, viz obr. 6.16, kde práh je 20 %. Poslední obrázek 6.17 ukazuje rozměření srdeční ozvy s prahovou hodnotou 80 %.



Obr. 6.15: Ukázka rozměření první srdečních ozvy, práh = 0.5



Obr. 6.16: Ukázka rozměření první srdečních ozvy, práh = 0.2



Obr. 6.17: Ukázka rozměření první srdeční ozvy, práh = 0.8

Tabulka 6.6 uvádí průměrné hodnoty trvání významných parametrů fonokardiografického signálu pro normální signál i pro různé patologie. Z tabulky vyplývá, že trvání první ozvy je delší než trvání druhé ozvy a to i v případě zmíněných patologií. Z tabulky je také patrné, že při aortální stenóze je doba trvání obou srdečních ozev o něco delší než u PCG signálu zdravého jedince. Všimnout si také můžeme, že délka srdečního cyklu se mírně mění s přítomností patologických srdečních zvuků.

PCG signál	Doba trvání S1 (ms)	Doba trvání S2 (ms)	Doba trvání srdečního cyklu (ms)
Normální	67,5	49	777,9
Brzký systolický šelest	82,9	67,4	801,3
Mitrální regurgitace	105,2	95,5	801,3
Aortální stenóza	70,6	57,6	797,8

Tab. 6.1: Průměrné hodnoty trvání srdečních ozev a srdečního cyklu u normálního i patologického PCG signálu [24]

Výše uvedené parametry mají dobrý potenciál pro diagnostiku a screening srdečních vad. Nicméně tyto parametry jsou významně závislé na zvolené prahové hodnotě, která je na obr. 6.14 označena jako THV . Fonokardiografický záznam zdravého jedince může být vlivem nesprávně zvolené prahové hodnoty určen jako patologický. Vhodná prahová hodnota je určována empiricky případně manuálně. Jednoduchý způsob často používaný v praxi je ruční zvolení prahové hodnoty, kdy je následně proveden výpočet parametrů a jejich kontrola. Druhou možností zjištění vhodné prahové hodnoty je např. použití metody fuzzy K-means clustering. [19]

6.7 Průměrná tepová frekvence

Posledním blokem je blok na výpočet tepové frekvence. Vzhledem k tomu, že v jednom z předchozím bloku jsme klasifikovali první a druhé srdeční ozvy, můžeme na základě těchto dat zjistit průměrnou tepovou frekvenci. Pro výpočet tepové frekvence lze využít první nebo druhé ozvy, protože vždy doba mezi po sobě následujícími prvními nebo po sobě následujícími druhými ozvami nám udává dobu trvání srdečního cyklu. Počet těchto srdečních cyklů za minutu je tepová frekvence. Pro výpočet tepové frekvence jsem zvolila využití prvních ozev, protože jsou většinou výraznější a z toho důvodu i lépe detekovatelné než ozvy druhé.

Pro výpočet tepové frekvence byla v Matlabu vytvořena `Tepovafrekvence`. Vstupním parametrem této funkce je vektor prvních ozev z předchozího bloku a dále také vzorkovací frekvence. Výstupem z funkce je proměnná tepová frekvence TF , která udává počet srdečních cyklů za minutu.

Ve funkci je nejprve vytvořen vektor pro ukládání vzdáleností mezi prvními ozvami, který je pak během následujícího *for cyklu* naplněn příslušnými hodnotami. Z těchto hodnot poté pomocí funkce `mean` vypočteme průměrnou hodnotu intervalu mezi prvními ozvami. Průměrná tepová frekvence je získána aplikací následujícího vztahu:

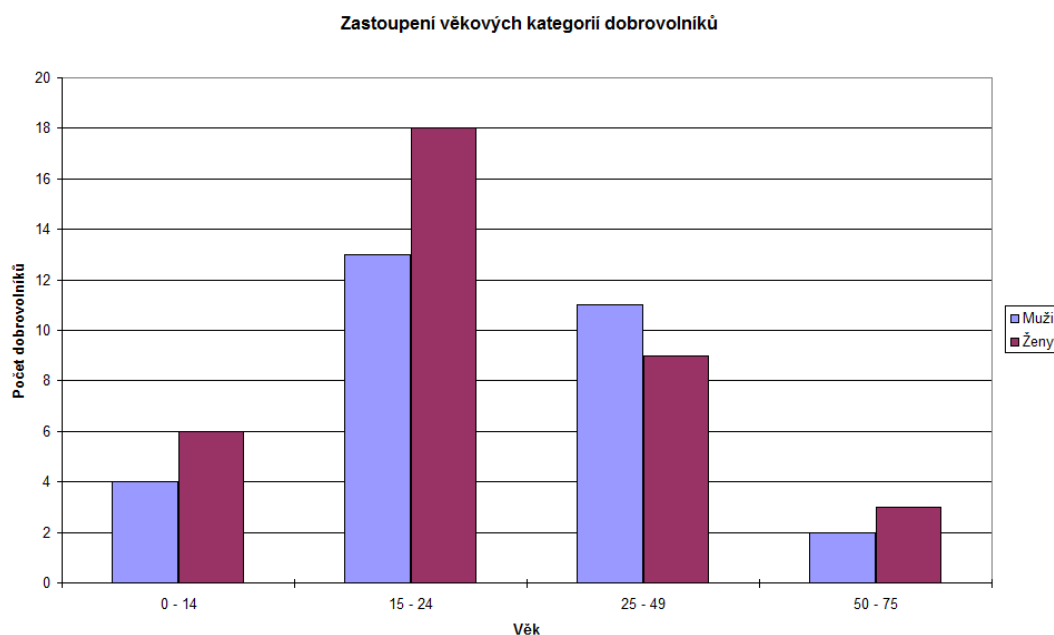
$$TF = \frac{60s}{\frac{interval}{f_{vz}}}, \quad (6.5)$$

kde *interval* je průměrná vzdálenost mezi prvními ozvami udávaná počtem vzorků a f_{vz} je vzorkovací frekvence, díky níž přepočteme proměnnou *interval* na čas.

Nakonec ještě použijeme funkci `round`, která nám vypočítanou tepovou frekvenci TF zaokrouhlí na celé číslo. Hodnota TF je následně vypsána pomocí funkce `disp`.

7 DATABÁZE FONOKARDIOGRAMŮ

Elektronickým fonendoskopem bylo celkem naměřeno 66 dobrovolníků. Jejich věk se pohyboval v rozmezí od 3 do 75 let a jednalo se o ženy i muže. Rozdělení dobrovolníků podle věku a pohlaví je zobrazeno na obr. 7.1. Z grafu je vidět, že nejvíce dobrovolníků bylo ve věku od 15 do 24 let a větší část této kategorie tvořily ženy.



Obr. 7.1: Graf věkového rozložení dobrovolníků

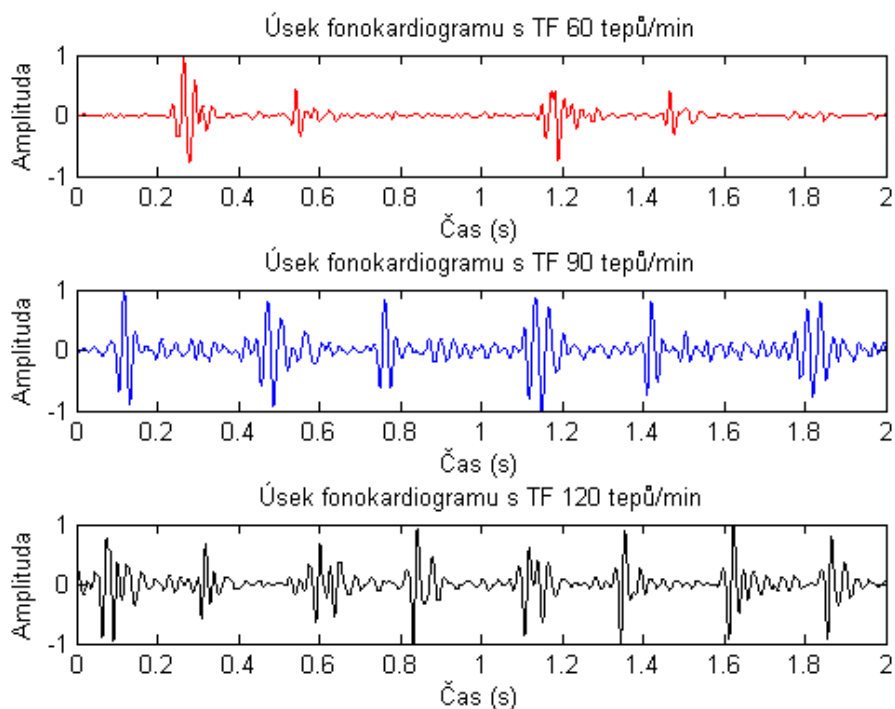
Faktorem, podle kterého lze dobrovolníky dále rozdělit, je životní styl, protože ten také zásadně ovlivňuje náš zdravotní stav. K nejdůležitějším bodům zdravého životního stylu patří zdravá a přiměřená strava, dostatek tekutin, dále vysoká pohybová aktivita, dostatek spánku, omezená konzumace alkoholu a kouření. Například důsledkem špatné stravy a nedostatku pohybu může být nadváha až obezita.

Dobrovolníci se lišili zejména svojí fyzickou (tělesnou) kondicí, na kterou má vliv věk daného jedince, jeho pohybové aktivity a také kouření. Téměř 15 % z dobrovolníků jsou dlouholetí kuřáci a malé procento z nich má nadváhu. U jedinců, kteří byli dlouholetí kuřáci a navíc měli nadváhu, byly srdeční ozvy špatně slyšet. Naopak u dětí byly srdeční ozvy velmi dobře slyšitelné a také bylo možno pozorovat i vyšší tepovou frekvenci.

Kvalitu měřeného signálu ovlivňuje několik faktorů, především typ elektronického stetoskopu, způsob jeho použití, poloha pacienta při poslechu a okolní hluk. Proto bylo měření srdečních ozev vždy uskutečněno v tichém prostředí. Dobrovolník byl v klidu, bez fyzické zátěže. V aplikaci Zagris StethAssist jsem nastavila parametry potřebné pro snímání, tzn. jméno a příjmení, poloha pacienta, doba záznamu a místo

snímání. Měření bylo vždy prováděno v poloze vsedě a byl pořízen fonokardiogram o délce 15 s.

Na první pohled se fonokardiogramy liší počtem srdečních ozev, respektive počtem srdečních cyklů, kdy jeden srdeční cyklus v našem fonokardiogramu obsahuje první a druhou srdeční ozvu. Počet těchto srdečních cyklů za minutu udává tepovou frekvenci. Klidová tepová frekvence zdravého dospělého člověka je přibližně 70 tepů/min. U dětí je tepová frekvence obvykle vyšší. Novorozenci mají tepovou frekvenci okolo 120 tepů/min a s věkem dítěte tepová frekvence klesá. I u dospělého člověka se však můžeme setkat s tepovou frekvencí mnohem nižší než 70 tepů/min a to především u sportovců. Vzhledem k tomu, že vlivem dlouhodobého a systematického zatěžování dochází k zvětšení objemu komor a zvětšení síly srdečního myokardu, mají trénovaní sportovci mnohem nižší klidovou tepovou frekvenci než netrénovaní jedinci. Tepová frekvence se u trénovaného atleta může pohybovat okolo 40 tepů/min. Tepové frekvence tří dobrovolníků jsou na obr.7.2, kde na prvním horním obrázku je fonokardiogram mladého sportujícího dobrovolníka s tepovou frekvencí 60 tepů/min. Prostřední obrázek zobrazuje fonokardiogram netrénovaného člověka, jehož tepová frekvence je 90 tepů/min a na spodním obrázku je fonokardiogram tříletého dítěte.

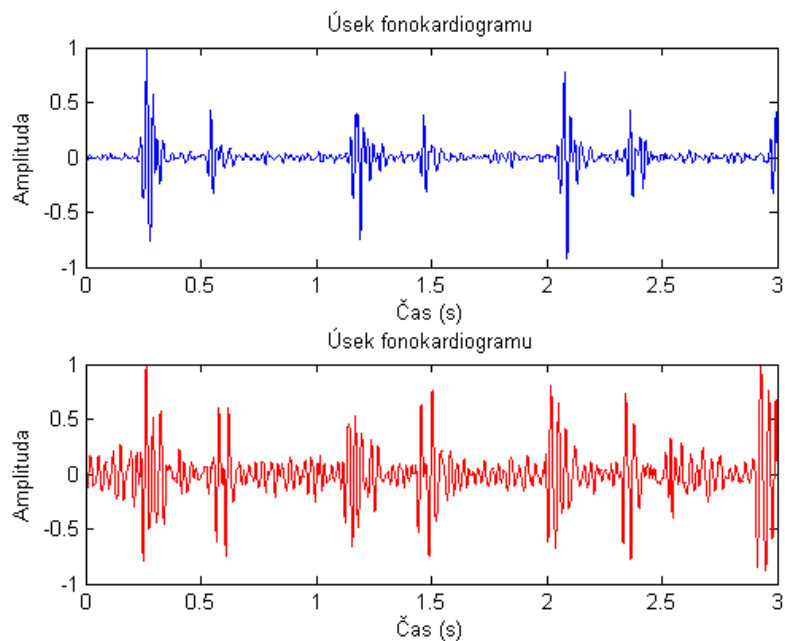


Obr. 7.2: Fonokardiogramy s odlišnou tepovou frekvencí

Výpočet tepové frekvence z fonokardiogramu je jednoduchý, jestliže např. na prvním 2 s fonokardiogramu jsou 2 srdeční cykly, potom bude v 60 s záznamu přibližně 60

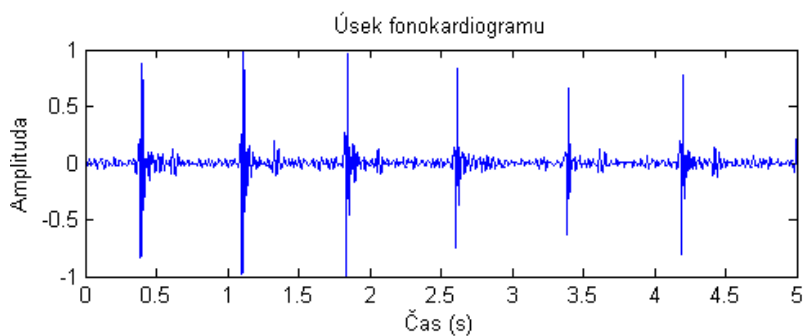
cyklů. Vzhledem k tomu, že tepová frekvence udává počet srdečních cyklů za minutu, je na prvním fonokardiogramu tepová frekvence 60 tepů/min.

Fonokardiogramy se od sebe dále liší mírou zarušení signálu, viz obr. 7.3, kde se v horní polovině nachází fonokardiogram ženy ve věku 22 let. Když tento fonokardiogram porovnáme s fonokardiogramem ve spodní části obrázku, na kterém je záznam čtyřiceti-pětileté ženy, vidíme, že druhý fonokardiogram je v porovnání s prvním hodně zarušený, tento šum mohl být způsoben okolním hlukem nebo pohybem pacienta.



Obr. 7.3: Srovnání fonokardiogramů

Na obr. 7.4 je fonokardiogram, který se na první pohled může zdát v pořádku, avšak pro detekci je nevhodný, protože druhé srdeční ozvy mají velmi malou výchylku nebo úplně chybí.



Obr. 7.4: Fonokardiogram s chybějícími druhými ozvami

8 TESTOVÁNÍ ÚČINNOSTI NAVRŽENÉHO DETEKTORU

Spolehlivost detekce detektoru byla testována na reálných signálech, které byly naměřeny pomocí elektronického stetoskopu Littmann 3200. Databáze obsahuje 66 signálů se vzorkovací frekvencí 4000 Hz. Vzorkovací frekvence je pevně stanovena elektrickým stetoskopem. Každý záznam má délku 15 s (60 000 vzorků).

Pro posouzení účinnosti detekce první a druhé srdeční ozvy se využívá několik ukazatelů. Prvním z nich je senzitivita (S^+), která udává kolik procent ozev, ze všech obsažených ozev v signálu, bylo detekováno. Senzitivita je vyjádřena vztahem [23]:

$$S^+ = \frac{TP}{TP + FN} \cdot 100[\%], \quad (8.1)$$

kde TP je počet správně určených ozev a FN představuje počet nedetekovaných ozev. Dalším parametrem určující úspěšnost detekce je pozitivní prediktivní hodnota (PPH). Jedná se o pravděpodobnost přítomnosti ozvy při pozitivní detekci. Pozitivní prediktivní hodnota je vyjádřena vztahem [23]:

$$PPH = \frac{TP}{TP + FP} \cdot 100[\%], \quad (8.2)$$

kde TP je počet správně zachycených ozev a FP je počet falešně detekovaných ozev. Posledním parametrem, který asi nejlépe ukazuje účinnost detekce je celková chybovost (CH), která udává poměr mezi falešně určenými ozvami a všemi ozvami v signálu. Celkovou chybovost lze vyjádřit [23]:

$$CH = \frac{FN + FP}{CP} \cdot 100[\%], \quad (8.3)$$

kde FN je počet nedetekovaných ozev, FP představuje počet falešně detekovaných ozev a CP udává celkový počet ozev.

Spolehlivost detektoru bude testována samostatně pro první a druhé ozvy.

8.1 Spolehlivost detektoru pro detekci prvních ozev

Detektor byl testován na všech 66 záznamech srdečních ozev. Celkem v těchto testovaných signálech je obsaženo 1405 prvních ozev, z nichž navržený detektor správně určil 1391 prvních ozev. Přesné hodnoty správně detekovaných ozev (TP), nedetekovaných ozev (FN) a falešně detekovaných prvních ozev (FP) pro jednotlivé signály jsou uvedeny v tabulce A.1.

V následující tabulce 8.1 máme již vypočtené hodnoty pro všechny signály.

Počet správně detekovaných prvních ozev (TP)	1391
Počet nedetekovaných prvních ozev (FN)	14
Počet falešně detekovaných prvních ozev (FP)	9
Celkový počet prvních ozev (CP)	1405

Tab. 8.1: Zhodnocení detekce prvních ozev

Senzitivita detektoru pro detekci prvních ozev:

$$S^+ = \frac{TP}{TP + FN} \cdot 100 = \frac{1391}{1391 + 14} \cdot 100 = 99,00\%$$

Pozitivní prediktivní hodnota pro detekci prvních ozev:

$$PPH = \frac{TP}{TP + FP} \cdot 100 = \frac{1391}{1391 + 9} \cdot 100 = 99,35\%$$

Celková chybovost pro detekci prvních ozev:

$$CH = \frac{FN + FP}{CP} \cdot 100 = \frac{14 + 9}{1405} \cdot 100 = 1,64\%$$

8.2 Spolehlivost detektoru pro detekci druhých ozev

Detektor byl testován na všech 66 záznamech srdečních ozev. Celkem v těchto testovaných signálech je obsaženo 1400 druhých ozev, z nichž navržený detektor správně určil 1385 druhých ozev. Přesné hodnoty správně detekovaných ozev (TP), nedetekovaných ozev (FN) a falešně detekovaných druhých ozev (FP) pro jednotlivé signály jsou uvedeny v tabulce B.1.

V následující tabulce 8.2 máme již vypočtené hodnoty pro všechny testované signály.

Počet správně detekovaných druhých ozev (TP)	1385
Počet nedetekovaných druhých ozev (FN)	15
Počet falešně detekovaných druhých ozev (FP)	9
Celkový počet druhých ozev (CP)	1400

Tab. 8.2: Zhodnocení detekce druhých ozev

Senzitivita detektoru pro detekci druhých ozev:

$$S^+ = \frac{TP}{TP + FN} \cdot 100 = \frac{1385}{1385 + 15} \cdot 100 = 98,93\%$$

Pozitivní prediktivní hodnota pro detekci druhých ozvů:

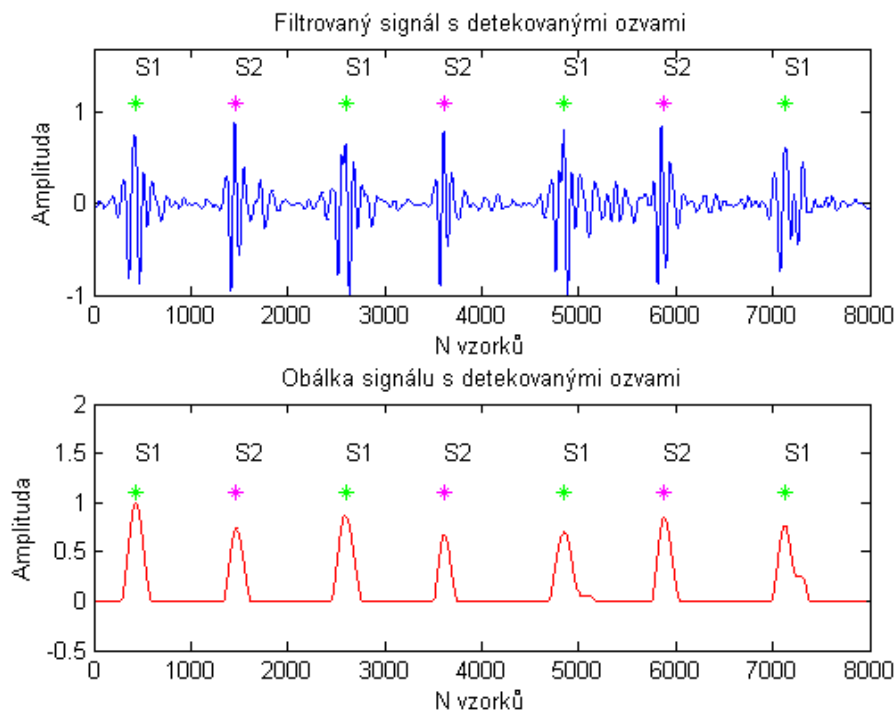
$$PPH = \frac{TP}{TP + FP} \cdot 100 = \frac{1385}{1385 + 9} \cdot 100 = 99,35\%$$

Celková chybovost pro detekci druhých ozvů:

$$CH = \frac{FN + FP}{CP} \cdot 100 = \frac{15 + 9}{1400} \cdot 100 = 1,71\%$$

8.3 Ukázky testování detektoru

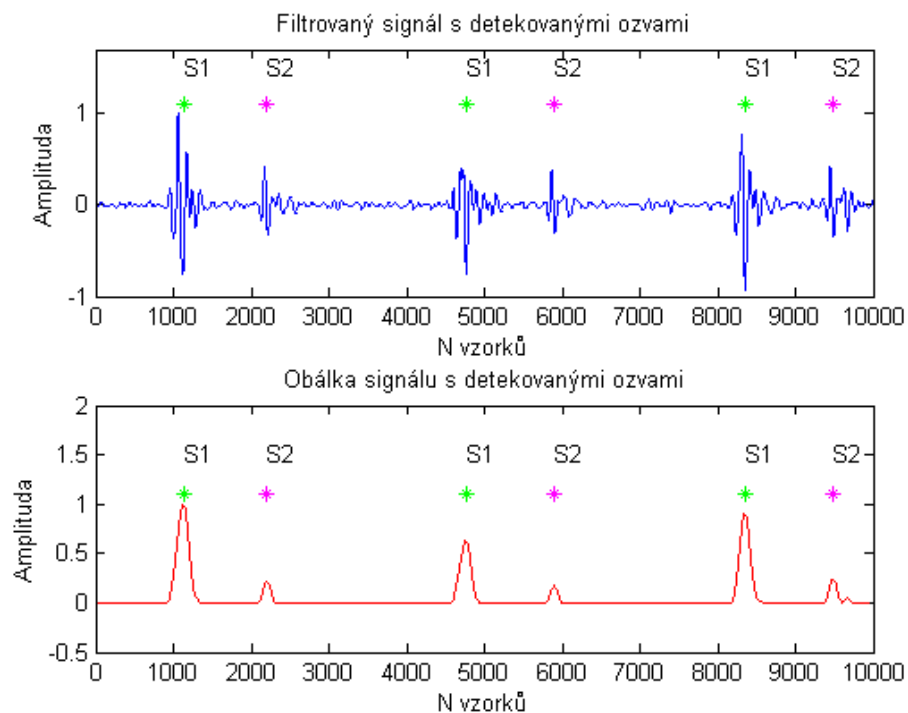
Navržený detektor si poradí s běžnými signály bez velkého rušení. Problémem není ani vyšší tepová frekvence, viz obr. 8.1. Při vyšší tepové frekvenci dochází ke zkrácení trvání diastoly, které by mohlo ovlivnit zejména klasifikaci srdečních ozvů.



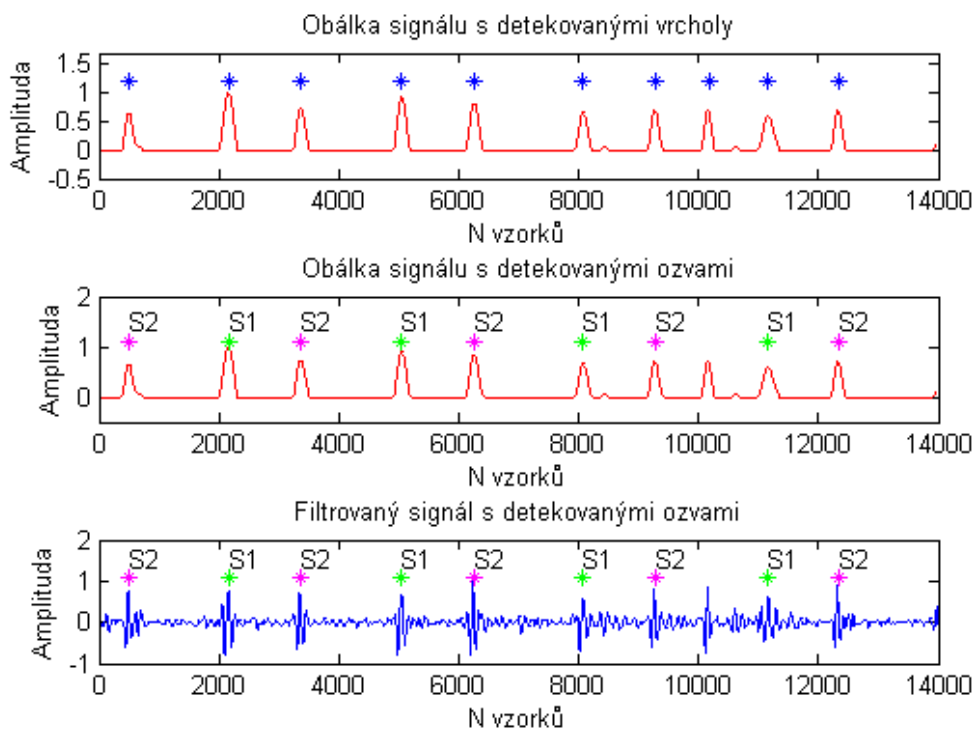
Obr. 8.1: Klasifikace srdečních ozvů záznamu s vyšší tepovou frekvencí (signál P047)

Správnou detekci i klasifikaci srdečních ozvů i přes velké rozdíly ve velikosti obálky první a druhé ozvy ukazuje obr. 8.2

Na obr.8.3 je nahoře ukázka detekce vrcholů, přičemž jeden z vrcholů je falešný a nebyl během detekce eliminován. Na prostředním grafu vidíme klasifikaci srdečních ozvů. Zde si detektor poradil a na základě podmínek falešný vrchol neklasifikoval ani jako první ani jako druhou srdeční ozvu.

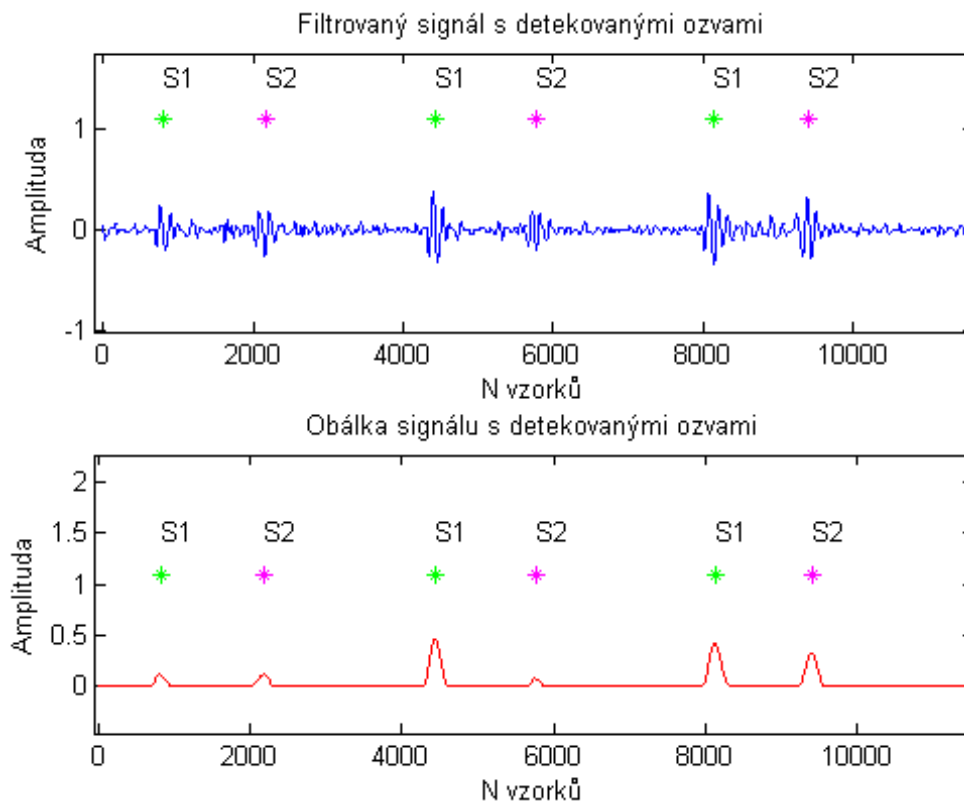


Obr. 8.2: Ukázka detekce a klasifikace (signál P056)



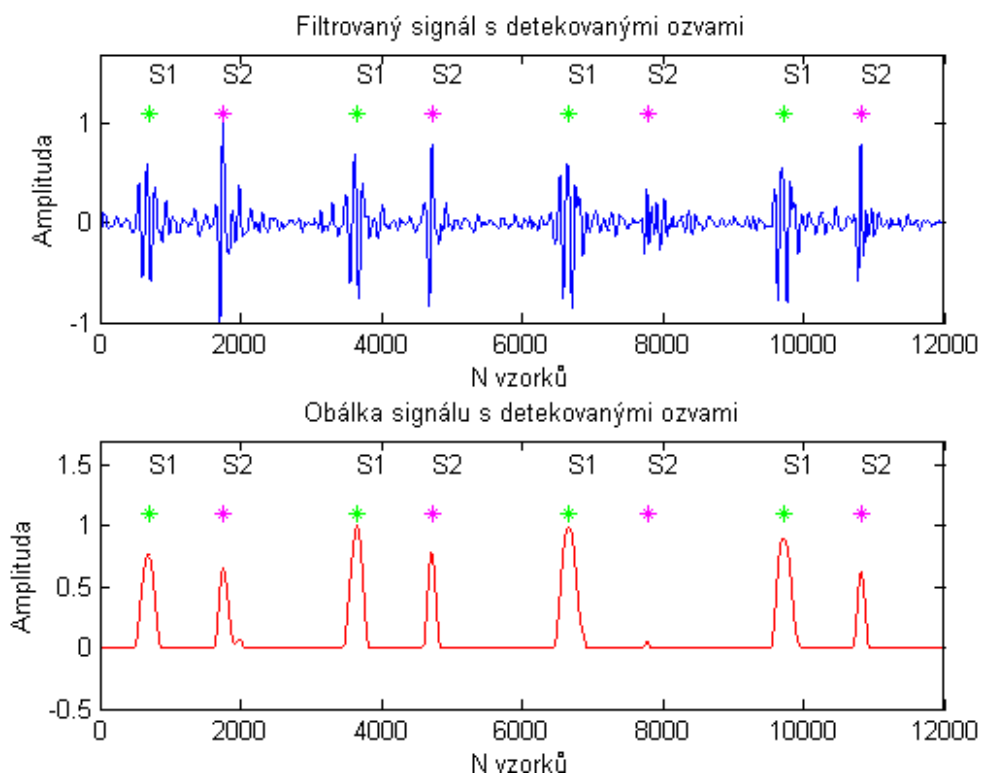
Obr. 8.3: Ukázka detekce s chybnou eliminací falešné ozvy a následnou správnou klasifikací (signál P016)

Na následujícím obrázku obr.8.4 je ukázka detekce signálu s velmi malými extrémními prvky i druhé ozvy. Detekce i klasifikace proběhla v pořádku, ale zřejmě by bylo vhodnější zde použít obálku extrahovanou pomocí druhého řádu mocniny Shannonovy energie.



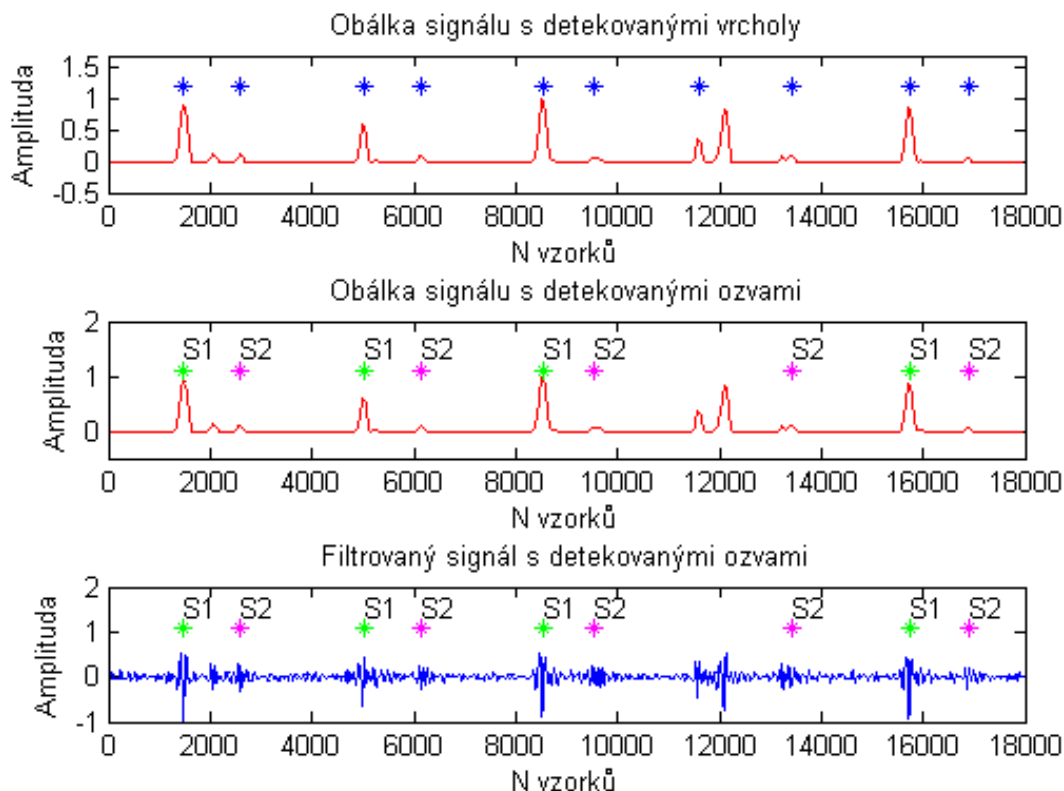
Obr. 8.4: Ukázka detekce a klasifikace (signál P064)

Obr. 8.5 představuje příklad detekce a klasifikace ozev, kdy byla detekována a následně správně klasifikována druhá ozva, jejíž obálka téměř chybí. Malý vrchol obálky byl nalezen díky algoritmu zpětného prohledání signálu se sníženým prahem.



Obr. 8.5: Ukázka detekce a klasifikace (signál P007)

Následující obrázek 8.6 ukazuje situaci, kdy detektor chybně detekoval vrchol, viz vrchní část obrázku. Poté při klasifikaci srdečních ozev tento vrchol nevyhovoval žádné z podmínek, proto nebyl označen. Následující ozva je však klasifikována správně jako druhá ozva.



Obr. 8.6: Ukázka detekce a klasifikace (signál P066)

8.4 Srovnání spolehlivosti metod

Většina autorů hodnotí účinnost navržené metody pro detekci srdečních ozev pomocí srdečních cyklů, tj. za správně detekovaný srdeční cyklus se považuje současně správné určení první a druhé srdeční ozvy. Pro následné porovnání dosažené účinnosti detektoru s jinými autory, bylo třeba hodnotit spolehlivost detektoru stejným způsobem. Testování bylo opět provedeno na 66 naměřených záznamech. Z celkového počtu 1388 srdečních cyklů bylo správně určeno 1368 cyklů. Přehled souhrnného zhodnocení srdečních cyklů je v tabulce 8.4. Podrobné hodnocení jednotlivých signálů je uvedeno v tabulce C.1.

Senzitivita detektoru pro detekci srdečních cyklů:

$$S^+ = \frac{TP}{TP + FN} \cdot 100 = \frac{1368}{1368 + 20} \cdot 100 = 98,60\%$$

Počet správně detekovaných srdečních cyklů (TP)	1368
Počet špatně detekovaných srdečních cyklů (FN)	20
Celkový počet srdečních cyklů (CP)	1388

Tab. 8.3: Zhodnocení detekce srdečních cyklů

V následující tabulce jsou uvedeny hodnoty senzitivity různých metod pro detekci první a druhé srdeční ozvy.

Porovnáme-li hodnoty uvedené v tabulce 8.4, vidíme, že hodnota účinnosti detekce je nejvyšší u metody využívající analýzu hlavních komponent. Jako druhá nejlepší se jeví metoda normalizovaného průměru Shannonovy energie, kde účinnost dosahuje 96,7 %. Naopak nejhůře dopadla metoda využívající matematickou morfologii, úspěšnost této metody je pouhých 86 %. Algoritmus pro detekci srdečních ozev navržený v této práci dosahuje účinnosti 98,6 %, což je lepší hodnota v porovnání s níže uvedenými metodami. Je však nutno podotknout, že zhodnocení je pouze přibližné a to především z důvodu, že dané metody nebyly testovány na stejných datech.

Metoda	S^+ [%]
Detekce využívající normalizovaný průměr Shannonovy energie (NASA) [18]	96,7
Detekce využívající analýzu hlavních komponent (PCA) [28]	97,7
CSCW [19]	96,2
Detekce využívající matematickou morfologii [27]	86
Detekce využívající pravděpodobnostní neuronovou síť [25]	94
Detekce využívající periodicitu [26]	95,13

Tab. 8.4: Hodnoty senzitivity pro různé metody detekce prvních a druhých ozev

9 ZÁVĚR

Hlavním cílem této bakalářské práce bylo navrhnout a realizovat detektor první a druhé srdeční ozvy z fonokardiografického signálu a ověřit jeho funkčnost na reálných datech.

V první části bakalářské práce byl proveden rozbor problematiky snímání srdečních ozev. Byla popsána metoda fonokardiografie a fonendoskop, který se ke používání používá k auskultaci akustických projevů srdeční činnosti. Pro pochopení vzniku srdečních ozev a šelestů bylo potřeba objasnit si anatomii srdce a následně i děje, které v srdci probíhají, proto této problematice byla věnována jedna celá kapitola.

Další část se věnuje elektronickému stetoskopu Littmann 3200. Popsány jsou jednotlivé funkce tohoto přístroje a pozornost byla věnována zejména pořízení záznamu a jeho přenosu do počítače k následnému zpracování v prostředí Matlab. Následně bylo pomocí stetoskopu pořízeno několik fonokardiografických záznamů, které byly načteny v programovém prostředí Matlab, kde byla provedena analýza v časové a spektrální oblasti. Výsledky této analýzy byly použity pro navržení předzpracování fonokardiografického signálu v prostředí Matlab.

Poslední kapitola teoretické části je věnována nejčastěji používaným metodám pro extrakci obálky fonokardiografického signálu. Metody byly následně implementovány v prostředí Matlab a na základě testování byla pro realizaci detektoru vybrána metoda normalizovaného průměru Shannonovy energie.

V praktické části bakalářské práce se věnuji vlastnímu návrhu detektoru pro detekci první a druhé srdeční ozvy. Nejdříve bylo navrženo blokové schéma, ze kterého následně vycházela realizace. Jednotlivé bloky schématu byly následně podrobně popsány. Samotná realizace detektoru první a druhé srdeční ozvy byla provedena v programovacím prostředí Matlab. Výstupem navrženého detektoru je signál s klasifikovanými srdečními ozvami, průměrná doba trvání jednotlivých srdečních ozev a dále také průměrná tepová frekvence. Výpočet průměrné tepové frekvence vychází z již detekovaných prvních ozev.

Následně pomocí elektrického fonendoskopu Littmann 3200 byla vytvořena databáze fonokardiografických záznamů. Tato databáze obsahuje celkem 66 signálů, které byly nasnímány u dobrovolníků různého věku.

V poslední části byl realizovaný detektor první a druhé srdeční ozvy testován na 66 fonokardiografických signálech z vytvořené databáze. Pro hodnocení účinnosti byla použita senzitivita, pozitivní prediktivní hodnota a celková chybovost. Statistické zhodnocení bylo provedeno samostatně pro detekci první a druhé ozvy. Senzitivita pro detekci prvních ozev je 99 %, pozitivní prediktivní hodnota je 99,35 % a celková chybovost pro detekci první ozvy je 1,64%. Při testování detekce druhé srdeční ozvy byla senzitivita 98,35 %, pozitivní prediktivní hodnota byla vypočítána

99,35 % a celková chybovost byla 1,71 %. Z těchto statistických parametrů je patrné, že detektor dosáhl lepší účinnosti při detekci první ozvy. To může být způsobeno tím, že první ozvy jsou v fonokardiografickém signálu obvykle výraznější než ozvy druhé.

V závěru práce bylo provedeno porovnání účinnosti navrženého detektoru první a druhé srdeční ozvy s metodami jiných autorů. Vzhledem k tomu, že většina autorů hodnotí účinnost navržené metody pro detekci srdečních ozev pomocí srdečních cyklů, tj. za správně detekovaný srdeční cyklus se považuje současně správné určení první a druhé srdeční ozvy, byla následně vypočítána i účinnost detektoru na základě hodnocení celého srdečního cyklu. Účinnost pro detektor navržený v této práci je 98,6 %. Tato hodnota se v porovnání s jinými autory jeví jako lepší, což může být samozřejmě zapříčiněno rozdílnou databází signálů, na které bylo testování provedeno.

LITERATURA

- [1] SOVA, Josef a Josef HŮLA *Úvod do elektrokardiografie, fonokardiografie a jiných grafických metod*. 2. vyd. Praha: Karlova Univerzita, 1973, 115 s.
- [2] ROZMAN, Jiří. *Elektronické přístroje v lékařství*. Vyd. 1. Praha: Academia, 2006, 406 s., xxiv s. barev. obr. příl. Česká matice technická (Academia). ISBN 80-200-1308-3
- [3] *Critical reviews in biomedical engineering: Digital Signal Processing of the Phonocardiogram: Review of the Most Recent Advancements* [online]. 1995 [cit. 2013-11-2]. ISSN 0278-940X. Dostupné z URL: <<http://www.dl.begellhouse.com/journals/4b27cbfc562e21b8,39cf6068595e5402,6ef2a6de6959abec.html>>
- [4] KLENER, Pavel. *Vnitřní lékařství*. 1. vyd. Praha: Galén, 2003, 325 s. ISBN 80-726-2252-8
- [5] HRUŠKOVÁ, J. Kardioblog: *Echo v kostce*. [online]. 5.8.2013 [cit. 2013-11-19]. Dostupné z URL: <<http://kardioblogie.blogspot.cz/2013/08/echo-2-echo-v-kostce-perikardialni.html>>.
- [6] ROKYTA, Richard. *Fyziologie: pro bakalářská studia v medicíně, přírodovědných a tělovýchovných oborech*. 1. vyd. Praha: ISV nakladatelství, 2000, 359 s. ISBN 80-858-6645-5.
- [7] NOVOTNÝ, Ivan a Michal HRUŠKA. *Biologie člověka*. 3., rozš. a upr. vyd. Praha: Fortuna, 2002, 239 s. ISBN 80-716-8819-3.
- [8] VERLÍK, Jaroslav. Srdce. *Biologie* [online]. Ostrava : OstravaEducenet, 2010 [cit. 2013-10-12]. Dostupné z URL: <http://ostrava-educanet.cz/biologie/index.php?option=com_content&view=article&id=14&Itemid=15>.
- [9] Činnost srdce. *Biologie člověka* [online]. Znojmo: Gymnázium a Střední odborná škola pedagogická, 2006 [cit.2013-10-28]. Dostupné z URL: <http://ms.gymspgs.cz:5050/bio/Sources/Textbook_Textbook.php?intSectionId=30000>.
- [10] WILHELM, Zdeněk. *Stručný přehled fyziologie člověka pro bakalářské studijní programy*. 4. vyd. Brno: Masarykova univerzita, 2010, 117 s. ISBN 978-80-210-5283-3.

- [11] HRADEC, Jaromír a Jiří SPÁČIL. *Vnitřní lékařství*. 1. vyd. Editor Pavel Klener. Praha: Karolinum, 2001, 359 s. Scripta. ISBN 80-246-0291-1.
- [12] KLABUNDE, Richard E. Cardiovascular physiology concepts: *Cardiac cycle*. [online]. 1.2.2011 [cit. 2013-11-26]. Dostupné z URL:<<http://www.cvphysiology.com/Heart%20Disease/HD002.htm>>.
- [13] HLOCH, Ondřej. *Interní propedeutika: Vyšetření srdce*. [online]. [cit. 2013-11-26]. Dostupné z URL:<http://www.propedeutika.cz/vys_srdce.html>.
- [14] LIANG, H., S. LUKKARINEN a I. HARTIMO. *Heart sound segmentation algorithm based on heart sound envelopegram*. *Computers in Cardiology 1997*. IEEE, 1997, s. 105-108. DOI: 10.1109/CIC.1997.647841. Dostupné z URL:<<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=647841>>.
- [15] NALOS, Lukáš. *Srdeční cyklus*. *Výukový portál Lékařské fakulty v Plzni* [online] 1.10.2009, [cit. 2013-11-26]. Dostupný z URL: <<http://mefanet.lfp.cuni.cz/clanky.php?aid=12>>. ISSN 1804-4409.
- [16] *Matematicko-fyzikální fakulta: Průvodce kurzy z fyziky* [online]. [cit. 2013-12-02]. Dostupné z URL:<http://physics.mff.cuni.cz/kfpp/skripta/kurz_fyziky_pro_DS/www/fyzika.html>.
- [17] *Návod na použití: Littmann Model 3200*. [online]. [cit. 2013-12-03]. Dostupné z URL:<http://solutions.3mcesko.cz/3MContentRetrievalAPI/BlobServlet?locale=cs_CZ&lmd=1270197398000&assetId=1258564974634&assetType=MMM_Image&blobAttribute=ImageFile>.
- [18] HUIYING, Liang, L. SAKARI a H. IIRO. *A heart sound segmentation algorithm using wavelet decomposition and reconstruction*. [online]. [cit. 2014-04-05]. Dostupné z URL:<<http://ieeexplore.ieee.org/xpl/articleDetails.jsp?arnumber=757028>>
- [19] CHOI, S a Z JIANG. *Comparison of envelope extraction algorithms for cardiac sound signal segmentation*. *Expert Systems with Applications* [online]. 2008, vol. 34, issue 2, s. 1056-1069 [cit. 2014-04-10]. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.eswa.2006.12.015>. Dostupné z URL: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0957417406003927>>
- [20] GILL, D., N. GAVRIELI a N. INTRATOR. *Detection and identification of heart sounds using homomorphic envelopegram and self-organizing probabilistic model*. *Computers in Cardiology*, 2005 [online]. [cit. 2014-04-20]. DOI:

- <http://dx.doi.org/10.1109/cic.2005.1588267>. Dostupné z URL: <<http://www.cinc.org/archives/2005/pdf/0957.pdf>>
- [21] WANG, Xinpei, Yuanyang LI, Churan SUN a Changchun LIU. *Detection of the First and Second Heart Sound Using Heart Sound Energy*. 2009 2nd International Conference on Biomedical Engineering and Informatics [online]. [cit. 2014-05-06]. DOI: <http://dx.doi.org/10.1109/bmei.2009.5305640>. Dostupné z URL: <<http://ieeexplore.ieee.org/xpl/articleDetails.jsp?arnumber=5305640>>
- [22] PLŠEK, Martin a Martin VONDRA. *Detekce základního tónu v zašumělých řečových nahrávkách*. *Elektrorevue* [online]. [cit. 2014-05-01]. Dostupné z URL: <<http://www.elektrorevue.cz/clanky/02025/index.html#pre>>
- [23] LALKHEN, A. G. a A. MCCLUSKEY. *Clinical tests: sensitivity and specificity*. *Continuing Education in Anaesthesia, Critical Care* [online]. 2008-12-01, vol. 8, issue 6, s. 221-223 [cit. 2014-05-05]. DOI: 10.1093/bjaceaccp/mkn041. Dostupné z URL: <<http://bjarev.oxfordjournals.org/cgi/doi/10.1093/bjaceaccp/mkn041>>
- [24] ATBI, A., S. M. DEBBAL, F. MEZIANI, A. MEZIANE, S.C. JORDAN a Olive SCOTT. *Separation of heart sounds and heart murmurs by Hilbert transform envelopogram: the generation of heart sounds and murmurs*. *Journal of Medical Engineering* [online]. 2013, vol. 37, issue 6, s. 15-21 [cit. 2014-05-15]. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/b978-0-7506-0537-3.50007>. Dostupné z URL: <http://iwbbio.ugr.es/papers/iwbbio_047.pdf>
- [25] XINGMING, Guo, Xiao SHOUZHONG, Pan JING, Yan YAN a Tan XIN. *Heart sound recognition algorithm based on Probabilistic neural network for evaluating cardiac contractility change trend*. 2007 IEEE/ICME International Conference on Complex Medical Engineering [online]. 2008, vol. 28, issue 2, s. 91-98 [cit. 2014-05-17]. DOI: <http://dx.doi.org/10.1109/iccme.2007.4381734>.
- [26] KUMAR, D, P CARVALHO, M ANTUNES, R P PAIVA, J HENRIQUES, F RUMSEY, Jan Tore ?VREDAL a Bjorn TOTLAND. *Noise detection during heart sound recording using periodicity signatures*. *Physiological Measurement* [online]. 2011, vol. 32, issue 5, s. 481-484 [cit. 2014-05-20]. DOI: <http://dx.doi.org/10.1007/978-1-4419-7311-5_109.>
- [27] X. S. Yao, X. M. Guo, and J. Chen, *Envelope extraction and recognition of heart sounds based on mathematical morphology*, *Beijing Biomedical Engineering*, Beijing, vol. 23, pp. 201–204, September 2004.

- [28] SANKAR, Sandeep a Lakshi PROSAD. *Approach to Segment Primary Components from Pathological Phonocardiogram*. Principal Component Analysis [online]. [cit. 2014-05-18]. Dostupné z URL:<[http://dspace.nitrkl.ac.in/dspace/bitstream/2080/2114/1/ICCSP+formatted+paper\(1\).pdf](http://dspace.nitrkl.ac.in/dspace/bitstream/2080/2114/1/ICCSP+formatted+paper(1).pdf)>
- [29] LEE, G.H., P.U. KI a Y.J. LEE. *Detection of the First and Second Heart Sound Using Three-order Shannon Energy Difference*. Journal of Korea Multimedia Societ [online]. [cit. 2014-05-20]. Dostupné z URL:<http://www.koreascience.or.kr/search/articlepdf_ocean.jsp?url=http://ocean.kisti.re.kr/downfile/volume/kmtd/MTMDCW/2011/v14n7/MTMDCW_2011_v14n7_884.pdf>

SEZNAM SYMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK

PCG fonokardiogram

EKG elektrokardiografie

PS pravá síň

PK pravá komora

LS levá síň

LK levá komora

I. první ozva

II. druhá ozva

III. třetí ozva

IV. čtvrtá ozva

TF tepová frekvence

Re Reynoldsovo číslo

r cévní rádius

v střední proudová rychlost

ρ hustota

η dynamická viskozita

wav formát zvukového souboru

f_{vz} vzorkovací frekvence

FFT Fast Fourier transform - rychlá Fourierova transformace

N počet vzorků

STFT Short-Time Fourier transform - krátkodobá Fourierova transformace

FIR Finite impulse response - filtr s konečnou impulsní charakteristikou

S^+ Senzitivita

PPH Pozitivní předpovědní hodnota

- CH Celková chybovost
- TP Počet správně detekovaných ozev
- FP Počet falešně detekovaných ozev
- FN Počet nedetekovaných ozev

SEZNAM PŘÍLOH

A Přehled detekce prvních ozev	78
B Přehled detekce druhých ozev	80
C Přehled detekce srdečních cyklů	82

A PŘEHLED DETEKCE PRVNÍCH OZEV

Signal	Celkem	TP	FP	FN	Signal	Celkem	TP	FP	FN
P001	20	20	0	0	P026	20	20	0	0
P002	20	20	0	0	P027	22	22	0	0
P003	20	20	0	0	P028	22	22	0	0
P004	23	21	1	2	P029	23	23	0	0
P005	21	21	0	0	P030	21	21	0	0
P006	21	20	0	1	P031	24	24	0	0
P007	20	20	0	0	P032	22	22	0	0
P008	20	20	0	0	P033	22	22	0	0
P009	21	21	0	0	P034	24	24	0	0
P010	21	21	0	0	P035	22	21	0	1
P011	24	24	0	0	P036	23	23	0	0
P012	21	21	0	0	P037	21	21	0	0
P013	20	20	0	0	P038	16	16	0	0
P014	21	21	0	0	P039	16	16	0	0
P015	22	22	0	0	P040	24	24	0	0
P016	20	20	0	0	P041	24	24	0	0
P017	21	21	0	0	P042	21	21	0	0
P018	23	23	0	0	P043	16	10	6	6
P019	25	25	0	0	P044	20	20	0	0
P020	20	20	0	0	P045	20	20	0	0
P021	30	30	0	0	P046	22	22	0	0
P022	21	21	0	0	P047	28	28	0	0
P023	25	25	0	0	P048	22	22	0	0
P024	25	25	0	0	P049	21	21	0	0
P025	25	25	0	0	P050	20	20	0	0

Tab. A.1: Přehled správně detekovaných, nedetekovaných nebo falešně detekovaných prvních ozev - 1.část

Signal	Celkem	TP	FP	FN	Signal	Celkem	TP	FP	FN
P051	23	23	0	0	P059	22	22	0	0
P052	20	20	0	0	P060	21	21	0	0
P053	22	22	0	0	P061	21	21	0	0
P054	22	22	0	0	P062	20	19	0	1
P055	17	17	0	0	P063	23	22	1	1
P056	17	17	0	0	P064	16	16	0	0
P057	22	22	0	0	P065	19	19	0	0
P058	21	21	0	0	P066	16	14	1	2

Tab. A.2: Přehled správně detekovaných, nedetekovaných nebo falešně detekovaných prvních ozev - 2.část

B PŘEHLED DETEKCE DRUHÝCH OZEV

Signal	Celkem	TP	FP	FN	Signal	Celkem	TP	FP	TN
P001	21	21	0	0	P026	21	21	0	0
P002	21	21	0	0	P027	21	21	0	0
P003	20	20	0	0	P028	21	21	0	0
P004	22	20	2	2	P029	23	23	0	0
P005	22	22	0	0	P030	21	21	0	0
P006	21	21	0	0	P031	24	24	0	0
P007	20	20	0	0	P032	23	23	0	0
P008	21	21	0	0	P033	22	22	0	0
P009	21	21	0	0	P034	24	23	0	1
P010	21	21	0	0	P035	23	23	0	0
P011	23	23	0	0	P036	23	23	0	0
P012	21	21	0	0	P037	21	21	0	0
P013	21	21	0	0	P038	17	17	0	0
P014	21	21	0	0	P039	16	16	0	0
P015	21	21	0	0	P040	25	25	0	0
P016	20	20	0	0	P041	23	23	0	0
P017	22	22	0	0	P042	21	21	0	0
P018	23	23	0	0	P043	15	11	4	5
P019	25	25	0	0	P044	20	20	0	0
P020	20	20	0	0	P045	20	20	0	0
P021	29	29	0	0	P046	22	22	0	0
P022	20	20	0	0	P047	27	27	0	0
P023	25	25	0	0	P048	22	22	0	0
P024	24	24	0	0	P049	21	21	0	0
P025	25	25	0	0	P050	20	20	0	0

Tab. B.1: Přehled správně detekovaných, nedetekovaných nebo falešně detekovaných druhých ozev - 1.část

Signal	Celkem	TP	FP	FN	Signal	Celkem	TP	FP	FN
P051	22	22	0	0	P059	21	21	0	0
P052	20	20	0	0	P060	21	21	0	0
P053	22	22	0	0	P061	21	21	0	0
P054	22	22	0	0	P062	18	18	1	1
P055	17	17	0	0	P063	23	21	1	2
P056	16	16	0	0	P064	16	16	0	0
P057	22	22	0	0	P065	19	19	0	0
P058	21	21	0	0	P066	17	17	0	0

Tab. B.2: Přehled správně detekovaných, nedetekovaných nebo falešně detekovaných druhých ozev - 2.část

C PŘEHLED DETEKCE SRDEČNÍCH CYKLŮ

Signal	Celkem	TP	FN	Signal	Celkem	TP	FN
P001	20	20	0	P026	20	20	0
P002	20	20	0	P027	21	21	0
P003	20	20	0	P028	21	21	0
P004	22	20	2	P029	23	23	0
P005	21	21	0	P030	21	21	0
P006	21	20	1	P031	24	24	0
P007	20	20	0	P032	22	22	0
P008	20	20	0	P033	22	22	0
P009	21	21	0	P034	24	23	1
P010	21	21	0	P035	22	21	1
P011	23	23	0	P036	23	23	0
P012	21	21	0	P037	21	21	0
P013	20	20	0	P038	16	16	0
P014	21	21	0	P039	16	16	0
P015	21	21	0	P040	24	24	0
P016	20	20	0	P041	23	23	0
P017	21	21	0	P042	21	21	0
P018	23	23	0	P043	15	11	4
P019	25	25	0	P044	20	20	0
P020	20	20	0	P045	16	11	5
P021	29	29	0	P046	22	22	0
P022	20	20	0	P047	27	27	0
P023	25	25	0	P048	22	22	0
P024	24	24	0	P049	21	21	0
P025	24	24	0	P050	20	20	0

Tab. C.1: Přehled správně detekovaných, nedetekovaných nebo falešně detekovaných cyklů - 1.část

Signal	Celkem	TP	FN	Signal	Celkem	TP	FN
P051	22	22	0	P059	21	21	0
P052	20	20	0	P060	21	21	0
P053	22	22	0	P061	21	21	0
P054	22	22	0	P062	29	18	1
P055	17	17	0	P063	23	21	2
P056	16	16	0	P064	16	16	0
P057	22	22	0	P065	19	19	0
P058	21	21	0	P066	16	14	2

Tab. C.2: Přehled správně detekovaných, nedetekovaných nebo falešně detekovaných cyklů - 2.část