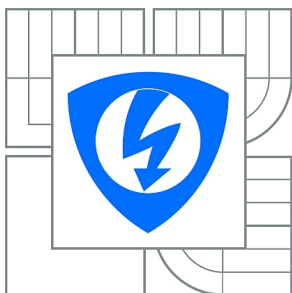


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ**

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

ZPRACOVÁNÍ SIGNÁLU SRDEČNÍCH OZEV

PROCESSING OF HEART SOUNDS SIGNALS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

SIMONA NĚMCOVÁ

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Dr. Ing. VLASTIMIL VONDRA

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: Simona Němcová

ID: 146197

Ročník: 3

Akademický rok: 2013/2014

NÁZEV TÉMATU:

Zpracování signálu srdečních ozev

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s významem srdečních ozev a způsobem jejich měření a záznamu signálu. 2) Provedte literární rešerši z oblasti zpracování signálu srdečních ozev, zejména se soustředte na detekci ozev S1 a S2. 3) Navrhněte program v prostředí Matlab pro detekci ozev S1 a S2. Program otestujte na vzorcích naměřených dat. 4) Na množině signálů od minimálně 10 různých subjektů ze stejné typové skupiny detekujte vzdálenost polohy S1 a S2 od R vlny pro každou R vlnu v datovém souboru. 5) Provedte popisné statistické vyhodnocení získaných dat a diskuzi výsledků.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] ENDERLE, J.D., BLANCHARD, S.M., BRONZINO, J.D. Introduction to Biomedical Engineering. Academic Press, San Diego, 2000.

[2] WEBSTER, J.G. Bioinstrumentation. John Wiley & Sons, Hoboken, 2004.

Termín zadání: 10.2.2014

Termín odevzdání: 30.5.2014

Vedoucí práce: Dr. Ing. Vlastimil Vondra

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

Tato bakalářská práce je zaměřena na zpracování signálu srdečních ozev. Popisuje princip vzniku srdečních ozev, způsoby jejich měření a především analýzu naměřeného fonokardiografického signálu. V praktické části práce je pomocí programového prostředí MATLAB navržen algoritmus pro detekci první a druhé srdeční ozvy, který je realizován hledáním maxima nebo těžiště u vyfiltrovaného fonokardiografického signálu.

KLÍČOVÁ SLOVA

Fonokardiografický signál, srdeční ozvy, doba výdeje levé komory, mikrofon, Fourierova transformace, časově frekvenční analýza, obálka signálu, vlnková transformace.

ABSTRACT

This bachelor thesis is focused on the heart sound signal. It describes the principles of hear sound formation, measurement methods and especially the analysis of the measured phonocardiography signal. In the practical part of this thesis, the algorithm for detecting the first and the second heart sounds is designed by using MATLAB software. Its principle is realized in finding maximum or center of gravity in the filtered phonocardiography signal.

KEYWORDS

Phonocardiography signal, heart sounds, left ventricular ejection time, microphone, Fourier transform, time-frequency analysis, signal envelopgram, wavelet transform.

NĚMCOVÁ, S. *Zpracování signálu srdečních ozev*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2014. 58 s. Vedoucí bakalářské práce Dr. Ing. Vlastimil Vondra.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem svou bakalářskou práci na téma Zpracování signálu srdečních ozev 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 autor uvedené 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 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.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucímu bakalářské práce Dr. Ing. Vlastimilu Vondrovi za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne.....

.....

(podpis autora)

OBSAH

Seznam obrázků	ix
Seznam tabulek.....	x
Úvod	12
1 Srdce a krevní oběh	13
1.1 Anatomie srdce	13
1.2 Chlopně.....	13
1.2.1 Chlopně poloměsíčné	13
1.2.2 Chlopně atrioventrikulární.....	13
1.3 Krevní oběh.....	14
1.3.1 Malý plicní oběh	14
1.3.2 Velký systémový oběh	15
1.4 Srdeční revoluce.....	16
1.4.1 Systola	16
1.4.2 Diastola.....	17
2 Zvukové projevy srdce	19
2.1 První srdeční ozva	19
2.2 Druhá srdeční ozva.....	19
2.3 Třetí srdeční ozva	20
2.4 Čtvrtá srdeční ozva.....	20
2.5 Přínos měření srdečních ozev	21
2.5.1 Šelesty.....	21
2.5.2 Přibližná doba výdeje levé komory.....	21
2.5.3 Srdeční výdej	21
3 Měření a záznam signálu	22
3.1 Fonokardiografie	22
3.2 Poslechová místa.....	23
3.3 Snímání signálu pomocí mikrofonů	24
3.3.1 Mikrofony elektrodynamické	24
3.3.2 Mikrofony piezoelektrické.....	25

3.3.3	Mikrofony elektrostatické.....	25
3.3.4	Mikrofony elektretové.....	26
3.4	Převod nasnímaného analogového signálu na signál diskrétní.....	26
4	Analýza signálu srdečních ozev	28
4.1	Frekvenční analýza signálu srdečních ozev.....	28
4.1.1	Fourierova transformace.....	28
4.2	Časově-frekvenční analýza.....	29
4.2.1	Krátkodobá Fourierova transformace STFT.....	29
4.2.2	Vlnková transformace	30
4.3	Nalezení obálky signálu ve frekvenční oblasti	31
5	Detekce ozev S1 a S2 v prostředí MATLAB.....	32
5.1	Filtrace EKG signálu	33
5.2	Detekce R vln v EKG signálu.....	33
5.3	Filtrace FKG signálu	34
5.3.1	IIR filtrace.....	34
5.3.2	Vlnková filtrace.....	35
5.4	Nalezení obálky signálu.....	36
5.5	Detekce první a druhé srdeční ozvy	37
5.5.1	Nalezení maxima.....	37
5.5.2	Nalezení těžiště	38
5.6	Výpočet parametrů	40
6	Grafické uživatelské rozhraní	41
6.1	Ovládání programu.....	41
7	Statistické vyhodnocení vypočítaných dat.....	45
7.1	Výsledky pro všechny subjekty u nakloněné roviny.....	46
7.2	Výsledky pro všechny subjekty u vodorovné polohy	47
7.3	Výsledky pro muže u nakloněné roviny	48
7.4	Výsledky pro muže u vodorovné polohy.....	49
7.5	Výsledky pro ženy u nakloněné roviny	50
7.6	Výsledky pro ženy u vodorovné polohy.....	51

8	Závěr	55
	Použitá literatura a zdroje	56
	Použité symboly a zkratky	58

Seznam obrázků

Obr. 1: Anatomické uspořádání srdečních dutin a chlopní [3].	14
Obr. 2: Znázornění směru proudění tepenné (červeně) a žilní (modře) krve [4].	15
Obr. 3: Znázornění otevření chlopní při srdeční revoluci [6].	16
Obr. 4: Fyziologický fonokardiografický signál ve vztahu k EKG [9].	19
Obr. 5: Klasický fonendoskop [14].	22
Obr. 6: Závislost srdečních ozev na EKG, tlaku a objemu komor [13].	23
Obr. 7: Místa pro poslech jednotlivých srdečních ozev [8].	24
Obr. 8: Uspořádání elektrodynamického mikrofonu s membránou [16].	25
Obr. 9: Piezoelektrický mikrofon [16].	25
Obr. 10: Blokový diagram záznamového zařízení.	27
Obr. 11: Frekvenční spektrum fyziologického signálu srdečních ozev [20].	28
Obr. 12: Ukázka spektrogramu FKG signálu [9].	29
Obr. 13: Příklady jednotlivých typů vlnek [21].	30
Obr. 14: Znázornění analyzovaného signálu (modře) a jeho obálky (červeně) [9].	31
Obr. 15: Schéma detekce ozev S1 a S2	32
Obr. 16: Filtrovaný EKG signál	33
Obr. 17: Detekované R vlny	34
Obr. 18: FKG signál na vstupu a po filtraci PP 30-80 Hz.	35
Obr. 19: FKG signál po filtraci pomocí vlnkové transformace.	36
Obr. 20: Srovnání vyfiltrovaného FKG signálu (modře) a jeho obálky (červeně).	37
Obr. 21: Detekované první srdeční ozvy	37
Obr. 22: Detekované druhé srdeční ozvy	38
Obr. 23: Detekce prvních srdečních ozev nalezením těžiště	39
Obr. 24: Detekce druhých srdečních ozev nalezením těžiště.	39
Obr. 25: Výsledný vzhled programu	41
Obr. 26: Zadání filtračních parametrů pro filtraci pomocí IIR filtru	42
Obr. 27: Okno pro nastavení parametrů pro vlnkovou filtraci	42
Obr. 28: Nastavení konkrétního časového úseku detekovaného signálu	43
Obr. 29: Výsledná detekce obou ozev a R vln u konkrétního úseku signálu	43
Obr. 30: Dopočítané parametry pro konkrétní úsek signálu	44
Obr. 31: Ukázka exportování dat do *.xls souboru	44
Obr. 32: Znázornění polohy pacienta při nakloněné rovině [23]	45
Obr. 33: Znázornění výsledků pro vzdálenosti prvních ozev od R vln	52
Obr. 34: Znázornění výsledků pro vzdálenosti druhých ozev od R vln	53
Obr. 35: Znázornění výsledků pro časový interval mezi první a druhou srdeční ozvou	54

Seznam tabulek

Tabulka 1: Použité mezní frekvence při filtraci EKG a FKG signálu pomocí IIR filtru...	35
Tabulka 2: Rozklad FKG signálu do jednotlivých frekvenčních pásem	36
Tabulka 3: Příklad vypočítaných parametrů	40
Tabulka 4: Průměrný věk, výška a hmotnost u měřených subjektů	45
Tabulka 5: Průměrné výsledky pro vzdálenosti prvních ozev od R vln u všech subjektů na nakloněné rovině	46
Tabulka 6: Průměrné výsledky pro vzdálenosti druhých ozev od R vlny u všech subjektů na nakloněné rovině	46
Tabulka 7: Průměrné výsledky pro tepovou frekvenci u všech subjektů na nakloněné rovině	46
Tabulka 8: Průměrné výsledky pro časový interval mezi první a druhou ozvou u všech subjektů na nakloněné rovině	46
Tabulka 9: Průměrné výsledky pro vzdálenosti prvních ozev od R vln u všech subjektů ve vodorovné poloze	47
Tabulka 10: Průměrné výsledky pro vzdálenosti druhých ozev od R vln u všech subjektů ve vodorovné poloze	47
Tabulka 11: Průměrné výsledky pro tepovou frekvenci u všech subjektů v klidu ve vodorovné poloze	47
Tabulka 12: Průměrné výsledky pro časový interval mezi první a druhou ozvou u všech subjektů v klidu ve vodorovné poloze	47
Tabulka 13: Průměrné výsledky pro vzdálenosti prvních ozev od R vln u mužů na nakloněné rovině	48
Tabulka 14: Průměrné výsledky pro vzdálenosti druhých ozev od R vlny u mužů na nakloněné rovině	48
Tabulka 15: Průměrné výsledky pro tepovou frekvenci u mužů na nakloněné rovině	48
Tabulka 16: Průměrné výsledky pro časový interval mezi první a druhou ozvou u mužů na nakloněné rovině	48
Tabulka 17: Průměrné výsledky pro vzdálenosti prvních ozev od R vln u mužů v klidu ve vodorovné poloze	49
Tabulka 18: Průměrné výsledky pro vzdálenosti druhých ozev od R vlny u mužů v klidu ve vodorovné poloze	49
Tabulka 19: Průměrné výsledky pro tepovou frekvenci u mužů v klidu ve vodorovné poloze	49
Tabulka 20: Průměrné výsledky pro časový interval mezi první a druhou ozvou u mužů v klidu ve vodorovné poloze	49
Tabulka 21: Průměrné výsledky pro vzdálenosti prvních ozev od R vln u žen na nakloněné rovině	50

Tabulka 22: Průměrné výsledky pro vzdálenosti druhých ozev od R vlny u žen na nakloněné rovině	50
Tabulka 23: Průměrné výsledky pro tepovou frekvenci u žen na nakloněné rovině.....	50
Tabulka 24: Průměrné výsledky pro časový interval mezi první a druhou ozvou u žen na nakloněné rovině	50
Tabulka 25: Průměrné výsledky pro vzdálenosti prvních ozev od R vln u žen v klidu ve vodorovné poloze	51
Tabulka 26: Průměrné výsledky pro vzdálenosti druhých ozev od R vlny u žen v klidu ve vodorovné poloze	51
Tabulka 27: Průměrné výsledky pro tepovou frekvenci u žen v klidu ve vodorovné poloze	51
Tabulka 28: Průměrné výsledky pro časový interval mezi první a druhou ozvou u žen v klidu ve vodorovné poloze	51

Úvod

Kardiovaskulární choroby patří v dnešní době mezi nejčastější příčinu úmrtí. Proto je důležité, aby byla tato onemocnění včas detekována. K tomu slouží více metod, např. elektrokardiografie, echokardiografie, ergometrie aj. Tato práce je zaměřena na další možný způsob diagnostiky srdečních chorob, kterým je fonokardiografie, zabývající se měřením srdečních ozev.

Pro zkoumání srdečních ozev je důležité mít představu o funkci srdce a o principu proudění krve v těle. Proto je v první části práce nejprve stručně popsána právě tato problematika, a sice anatomie a fyziologie srdečního svalu, krevní oběh a srdeční revoluce.

Další část práce se věnuje již samotným srdečním ozvám, jejich vzniku, charakteristickým znakům a významu, proč jsou pro měření tak důležité. Práce je dále zaměřena na snímání zvukového signálu a popisuje vybrané metody sloužící k analýze FKG signálu, jako je Fourierova transformace, časově frekvenční analýza nebo vlnková transformace.

V praktické části této práce byl pomocí programového prostředí MATLAB vytvořen program pro detekci první a druhé srdeční ozvy. Byly realizovány dvě metody detekce ozev, přičemž první metoda se zabývá nalezením těžiště u vyfiltrovaného signálu, druhý způsob představuje detekci ozev pomocí hledání těžiště u předpřipraveného signálu.

Program byl otestován na datech pocházejících z Ústavu přístrojové techniky Akademie věd ČR.

1 Srdce a krevní oběh

Oběhová soustava je důležitou orgánovou soustavou lidského těla. Tvoří ji srdce, ústřední oddíl celé soustavy, a cirkulační systém, který je tvořen tepnami, větvcími se až na síť kapilár, žilami a mizními cévami [1]. Hlavním transportním médiem v cévách je krev.

1.1 Anatomie srdce

Srdce je dutý svalový orgán, uložený asymetricky v mezihrudí. Je rozděleno přepážkami na pravou a levou polovinu. Každá z těchto polovin je dále rozdělena přepážkou na dvě dutiny, srdeční síň a srdeční komoru [1]. Stěny srdce jsou tvořeny třemi vrstvami. Na povrchu srdce nalezneme epikard, střední vrstvu tvoří srdeční svalovina myokard a vnitřní vrstva vystylající srdeční dutiny se nazývá endokard [2].

1.2 Chlopně

Srdeční chlopně slouží k zabránění zpětnému toku krve v srdci. Oddělují prostor velkých cév (aorty a plicní tepny) a prostor srdečních síní od dutin srdečních komor. Uzavírají se pasivně na základě zvýšení tlaku v příslušné dutině.

Při poruše jejich funkce je nutné, aby byl dosažen stejný výkon srdečního svalu jako u srdce zdravého. Je proto nutná kompenzace, která se projeví zvýšením srdeční práce. Tento stav může být způsoben například onemocněním nebo vrozenou vývojovou vadou srdce [2].

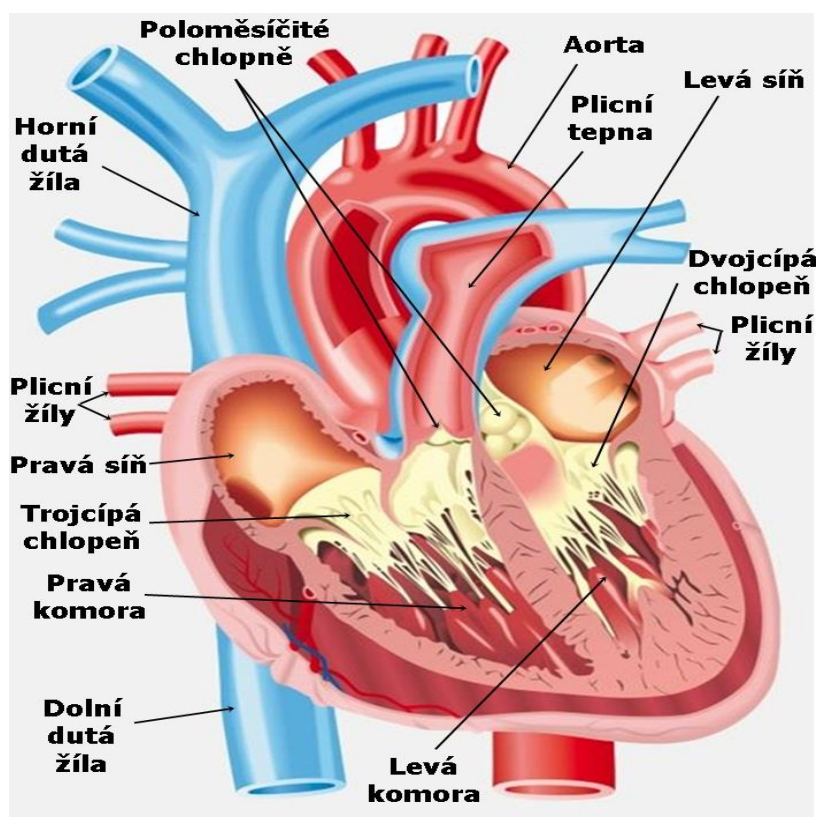
Chlopně dále dělíme na chlopně poloměsíčité (semilunární) a na chlopně atrioventrikulární [2]. Anatomické uspořádání srdečních dutin včetně chlopní je zobrazeno na Obr. 1.

1.2.1 Chlopně poloměsíčité

Poloměsíčité chlopně oddělují prostor velkých cév od dutin srdečních komor. Jsou složeny ze tří pohyblivých částí. Patří sem chlopeň aortální, která odděluje prostor aorty od levé srdeční komory, a dále chlopeň pulmonální, oddělující plicní tepnu od pravé srdeční komory [2].

1.2.2 Chlopně atrioventrikulární

Chlopně atrioventrikulární oddělují srdeční síň od komor. Oproti poloměsíčitým chlopním jsou navíc stabilizovány šlašinkami a papilárními svaly. Příkladem je chlopeň trikuspidální, která je složena ze tří segmentů a která odděluje pravou srdeční síň od komory, a chlopeň bikuspidální (mitrální), jenž je tvořena dvěma pohyblivými plochami a odděluje levou síň od levé srdeční komory [2].



Obr. 1: Anatomické uspořádání srdečních dutin a chlopní [3].

1.3 Krevní oběh

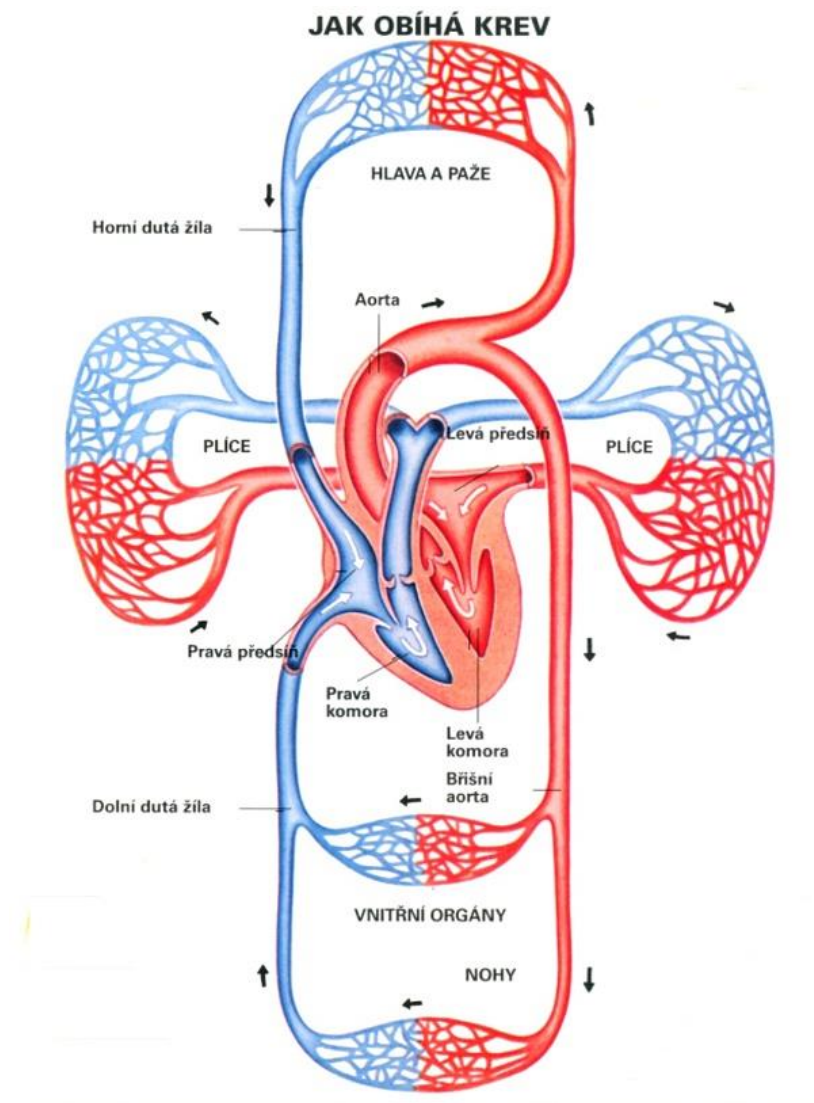
Hlavní funkcí krevního oběhu je transport kyslíku a živin do tkání. Nežádoucí látky vznikající při látkové přeměně jsou naopak pomocí krevního oběhu ze tkání odváděny. Dále krevní oběh pomáhá zachovávat homeostázu, udržovat acidobazickou rovnováhu a stálou koncentraci iontů. Podílí se také na regulaci tělesné teploty a umožňuje přenos informací pomocí hormonů.

Krevní oběh se dále dělí na dva okruhy, plicní a systémový, přičemž každý okruh je poháněn jednou srdeční komorou. Oba tyto oběhy přečerpávají za časovou jednotku stejný objem krve, proto musí být v systémovém oběhu asi pětikrát vyšší tlak, než jaké hodnoty dosahuje tlak v malém plicním oběhu [2]. Na Obr. 2 můžeme vidět, jak probíhá transport krve malým a velkým krevním oběhem.

1.3.1 Malý plicní oběh

Malý plicní oběh je poháněn pravou srdeční komorou a rozvádí krev ze srdce do plic, kde dochází k jejímu okysličení. Začíná v pravé síni, kam ústí horní a dolní dutá žíla. Tyto dvě žíly přivádějí do pravé síně odkysličenou krev přitékající z tkání celého těla. Z pravé síně krev poté proudí přes trikuspidální chlopeň do pravé komory. Když je komora zcela

naplněna, dojde ke kontrakci srdečního svalu a krev je z komory vypuzena přes pulmonální chlopeň do plicní tepny. Dále krev postupuje dalšími tepnami větvicemi se na menší tepénky, arterioly až po kapiláry plicních sklípků. V alveolech je mnohem vyšší tlak než v krvi, dojde proto k nasycení krve kyslíkem a současně je odevzdán oxid uhličitý. Krev obohacená kyslíkem proudí poté do venul a postupně se zvětšujících plicních žil, které ústí do levé síně, kam přivádí okysličenou krev [2].



Obr. 2: Znárodnění směru proudění tepenné (červeně) a žilní (modře) krve [4].

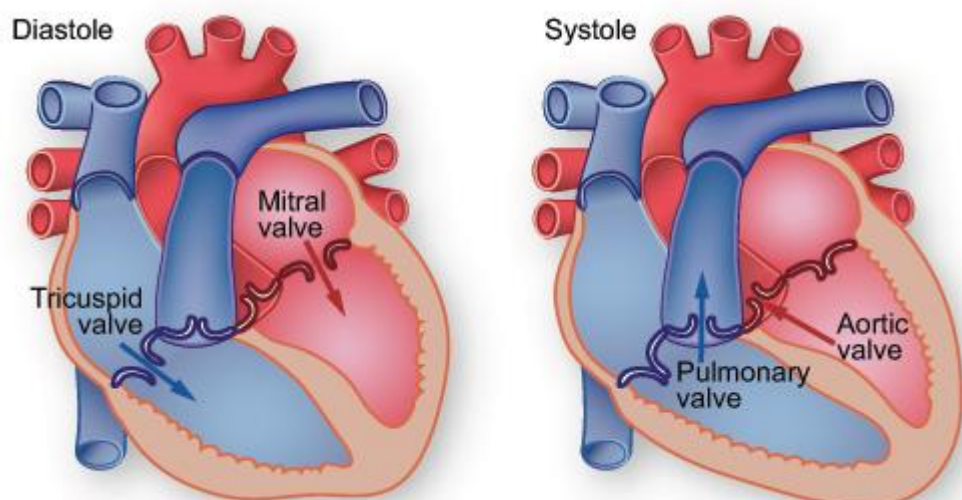
1.3.2 Velký systémový oběh

Velký systémový oběh je poháněn levou srdeční komorou a rozvádí krev do tkání celého těla. Mezi jeho hlavní funkce patří výměna plynů mezi krví a tkáněmi. Začíná v levé síni, kam přitéká plicní žilou okysličená krev z malého plicního oběhu. Poté krev proudí přes mitrální chlopeň do levé komory, odkud je vypuzena přes aortální chlopeň do aorty. Po průtoku aortou krev směřuje do všech tělních tepen, které zásobují veškeré orgány

kyslíkem a živinami. Krev se přitom obohacuje oxidem uhličitým a dalšími zplodinami metabolické přeměny. Z kapilár je odkysličená krev vedena do žil a poté se vrací horní a dolní dutou žilou do pravé síně [1]. Za normálních fyziologických podmínek trvá průtok krve celým systémem přibližně jednu minutu [5].

1.4 Srdeční revoluce

Pojem srdeční revoluce označuje jeden cyklus srdeční činnosti, během něhož se podle tlakových a objemových změn v srdečních komorách střídá kontrakce srdeční svaloviny – systola a její uvolnění – diastola (zobrazeno na Obr. 3) [5].



Obr. 3: Znázornění otevření chlopní při srdeční revoluci [6].

Diastole – diastola, tricuspid valve – trikuspidální chlopeň, mitral valve – mitrální chlopeň, systole – systola, pulmonary valve – pulmonální chlopeň, aortic valve – aortální chlopeň.

1.4.1 Systola

Systola je charakterizována stahem srdečních komor. Její celkové trvání je asi 250-300 ms, přičemž z původního objemu 130 ml (konečný diastolický objem), který obsahuje srdeční komora, se vypudí do oběhu asi 70-80 ml. Tento objem krve je označován jako systolický objem (SV) [2].

Samotná systola má dvě fáze. První z nich je **fáze izovolumické kontrakce**, kdy v komorách roste tlak, ale objem zůstává konstantní. Jakmile tlak v srdečních komorách převyší tlak v síních, uzavírají se chlopně atrioventrikulární. Poloměsíčitě chlopně jsou po celou tuto dobu uzavřeny. Tato fáze trvá 50-60 milisekund a zůstává konstantní při různých hodnotách tepové frekvence. Nastává asi 50 ms po začátku komplexu QRS na elektrokardiogramu a na fonokardiogramu odpovídá první srdeční ozvě [5].

Druhou část systoly představuje **ejekční (vypuzovací) fáze**. Za klidových podmínek trvá asi 200 ms a dochází při ní ke zmenšování objemu komor za poměrně stálého tlaku. Jakmile nitrokomorový tlak přesáhne tlak ve velkých tepnách, dochází k otevření poloměsíčitých chlopní a krev začíná proudit do tepen velkého a malého oběhu. Tento stav je označován jako fáze rychlého vyprazdňování, během níž dosahuje nitrokomorový tlak své nejvyšší hodnoty, která je označována jako systolický tlak komory. V levé komoře dosahuje hodnot 120-140 mm Hg, v pravé pouze 20-30 mm Hg. Poté začíná tlak vypuzování krve postupně slábnout, ustávají kontrakce některých částí svaloviny a tlak v komorách začíná klesat. Poloměsíčité chlopně jsou stále otevřené, atrioventrikulární chlopně jsou zavřené. Tato fáze se nazývá fáze pomalého vyprazdňování. Jakmile je tlak v komorách nižší než tlak ve velkých tepnách, poloměsíčité chlopně se uzavřou a systola končí [5]. Objem komor je na konci systoly zmenšen na své minimum. Během této fáze dochází i ke zvětšení objemu síní a tím i k jejich zrychlenému plnění [2].

1.4.2 Diastola

Diastola, neboli uvolnění srdeční svaloviny, se skládá rovněž ze dvou fází. První z nich je **izovolumická relaxace**, při níž klesá nitrokomorový tlak. Začíná uzavřením semilunárních chlopní v okamžiku, kdy klesající tlak v komorách dosáhne úrovně tlaku ve velkých tepnách. Trvá asi 50 ms, přičemž při různé tepové frekvenci je přibližně konstantní. Objem komor se přitom nemění [2], [5].

Při dalším poklesu tlaku v komorách na hodnotu nižší, než je tlak v síních, dojde k otevření atrioventrikulárních chlopní, přičemž vlivem setrvačnosti a malého rozdílu tlaků mezi síněmi a komorami začne krev proudit ze síní do komor. Nitrokomorový tlak přitom dosahuje své nejnižší hodnoty, tzv. diastolický tlak komory. Tím nastává **plnicí fáze** diastoly. Při klidové srdeční frekvenci trvá 400-500 ms [5], při rostoucí frekvenci se právě tato fáze nejvíce zkracuje. Podle zvětšujícího se objemu komory můžeme plnicí fázi rozdělit na tři podfáze [2], [5].

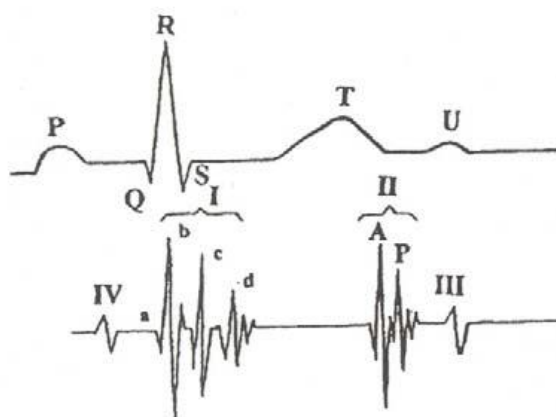
První z nich je fáze rychlého plnění, při které objem roste rychle ihned po otevření atrioventrikulárních chlopní. Tlak klesá nejen v komorách, ale i v síních. Tato fáze rychlého plnění trvá asi jednu třetinu celkové doby plnění [2], [5].

Po rychlém plnění následuje fáze pomalého plnění komor, tzv. diastáza. Krev se vrací žilami systémového i plicního oběhu, ze síní proudí rovnou do komor, což je doprovázeno pozvolným vzestupem tlaku v komorách, síních i velkých žilách. Přesunutý objem krve je menší než v předchozí fázi rychlého plnění [2], [5].

Na závěr diastoly se komory plní v důsledku aktivní kontrakce síní. Ta způsobí typický vzestup tlaku v komorách (konečný diastolický tlak komor), který je ukazatelem její diastolické funkce, neboť vypovídá o poddajnosti komorové stěny. Zvětšuje se při patologických změnách vedoucích ke zvětšené tuhosti komorové stěny [5]. Objem komor je tedy na konci diastoly největší a dosahuje hodnot 120-140 ml, tzv. konečný diastolický objem [2].

2 Zvukové projevy srdce

O činnosti srdce vypovídá mnoho fyzikálních faktorů, přičemž jedním z nich bývají akustické projevy. Tyto zvuky jsou způsobeny uzávěrem chlopní během srdeční revoluce, vibracemi srdeční stěny a průtokem krve srdcem. Zvukové kmity se poté přenášejí na hrudní stěnu, kde je můžeme slyšet a registrovat [7]. U zdravých lidí registrujeme zpravidla dvě ohraničené srdeční ozvy. Při patologickém stavu chlopní nebo u vrozených vývojových vad srdce můžeme během auskultace registrovat srdeční šelesty [2]. Na Obr. 4 můžeme vidět fyziologický záznam srdečních ozev.



Obr. 4: Fyziologický fonokardiografický signál ve vztahu k EKG [9].

2.1 První srdeční ozva

První srdeční ozva (systolická) je dána uzávěrem atrioventrikulárních chlopní, nejprve chlopně mitrální a následně chlopně trikuspidální [8], a vibrací napínající se srdeční stěny na začátku systoly komor. Oproti druhé srdeční ozvě je mnohem hlubší a delší. Na záznamu EKG tato ozva odpovídá komplexu QRS [9]. Vibrace stěn komor a atrioventrikulárních chlopní pak vytvářejí tři komponenty, ze kterých se tato ozva skládá. Na začátku ozvy je pomalá vlna o nízké amplitudě a frekvenci, která odpovídá kontrakci myokardu komor. Za ní se objevuje několik vln vyšší amplitudy i kmitočtu, odpovídající uzávěru atrioventrikulárních a otevření semilunárních chlopní. Závěrečné vlny mají opět nižší amplitudu a souvisejí se začátkem vypuzovací fáze, s roztažením aorty a plicnice při průtoku krve [10]. Hlavní složky první srdeční ozvy dosahují kmitočtu 25-45 Hz [11]. První srdeční ozva je dále v práci označována zkratkou S1.

2.2 Druhá srdeční ozva

Druhá srdeční ozva (diastolická), pro kterou je dále v práci použita zkratka S2, je způsobena uzávěrem poloměsíčitých chlopní a vibrací krevního sloupce a stěn velkých cév. U této ozvy je možný její fyziologický rozštěp [8], [10], kdy dochází nejdříve

k uzavěru aortální chlopně a až poté se uzavře chlopeň pulmonální. Tento rozštěp je patrný zejména u dětí a mladých osob při nádechu, neboť dochází k prohloubení nitrohrudního tlaku. Ten způsobí zvýšený návrat k pravému srdci a zvýšený tepový objem pravé komory, čímž je prodloužena její doba vypuzování (ejekční doba). Současně dochází ke snížení odporu v plicním řečišti, což vede ke zpoždění uzavěru pulmonální chlopně o více než 30 ms [10]. Při výdechu se obě komponenty přibližují a rozštěp druhé ozvy není tolik patrný [8]. Protože s věkem roste odpor plicního řečiště, nacházíme oddělení obou složek pouze u mladých lidí [10].

Oproti první srdeční ozvě je druhá ozva kratší a ostřejší. Její frekvenční rozsah je kolem 50 Hz [11] a na elektrokardiogramu odpovídá konci vlny T [9]. Druhá srdeční ozva se skládá rovněž ze tří částí. Nejvýznamnější je hlavní střední část, složená ze dvou komponent. První je aortální složka, která má vyšší amplitudu a kmitočet a vzniká při uzavření aortální chlopně. Druhou komponentu představuje složka pulmonální, vyznačující se nižší amplitudou. Velikost amplitudy je závislá na velikosti tlaku v příslušné komoře. Třetí část druhé ozvy bývá tvořena vibracemi při otevření atrioventrikulárních chlopní [12].

Doba mezi první a druhou srdeční ozvou odpovídá systole, doba mezi druhou a první srdeční ozvou odpovídá diastole. Při normální srdeční frekvenci a při bradykardii je interval mezi první a druhou srdeční ozvou kratší. Při tachykardii se zkracuje více diastola než systola, proto se délka obou intervalů vyrovnává [5].

2.3 Třetí srdeční ozva

Třetí srdeční ozva (protodiastolická) vzniká vibracemi komorového myokardu ve fázi rychlého plnění komor na začátku diastoly, krátce po otevření atrioventrikulárních chlopní. Fyziologicky je slyšitelná pouze u dětí a mladých lidí, u dospělých nad 30 let vypovídá o snížené poddajnosti dilatované levé komory [5]. Na fonokardiogramu se objevuje přibližně 0,10-0,12 sekund po skončení vlny U na EKG záznamu [10]. Je tvořena několika kmity o nízkém kmitočtu 10-40 Hz [9].

2.4 Čtvrtá srdeční ozva

Presystolická čtvrtá ozva vzniká při vibraci komorového myokardu při přelití krve ze síně do komory při systole síní. [8]. Stejně jako třetí ozva je při auskultačním vyšetření fyziologicky slyšitelná u dětí bezprostředně před stahem komory, u dospělých je patologická a vypovídá o snížené poddajnosti výrazně hypertrofické komory [5]. Je nízkého kmitočtu 10-40 Hz [9], objevuje se na konci vlny P na elektrokardiogramu [10].

2.5 Přínos měření srdečních ozev

Měření srdečních ozev vypovídá o aktuálním stavu srdečního svalu. Díky přídatným zvukům a šelestům nebo např. při sníženém objemu vypuzované krve, můžeme rozlišit různé patologické stavy. Ty mohou být způsobeny poruchou funkce chlopni (prolaps, nedomykavost), poškozením srdeční svaloviny (poddajnost, tuhost), nebo vrozenou vývojovou vadou srdečního svalu.

2.5.1 Šelesty

Jako srdeční šelest označujeme stav, kdy dochází ke vzniku zvukových fenoménů na základě vibrací chlopního aparátu nebo jiné srdeční struktury, přičemž laminární proudění krve je nahrazeno prouděním turbulentním [13]. Šelesty mohou mít velmi malou amplitudu a frekvenci 0,1-2000 Hz [11]. Podle rozlišení různých typů srdečních šelestů (ejekční, regurgitační a průtokové) a podle jejich časové lokalizace v průběhu srdeční revoluce (systolické a diastolické) můžeme diagnostikovat řadu poruch funkce srdce [13].

2.5.2 Přibližná doba výdeje levé komory

Časový interval mezi první a druhou srdeční ozvou přibližně udává LVET – doba výdeje levé komory (left ventricular ejection time). Jedná se o důležitý parametr charakterizující čerpací funkci levé komory, neboť určuje čas, za který je určitý objem krve vypuzen z levé komory do aorty, tj. interval mezi otevřením a uzavřením aortální chlopně.

2.5.3 Srdeční výdej

Dalším parametrem charakterizujícím funkci srdce je srdeční výdej (CO – cardiac output). Je dán vztahem [2]:

$$CO = SV * HR \quad (2.1)$$

kde *SV* odpovídá systolickému tepovému objemu (viz podkapitola 1.4.1) a *HR* je tepová frekvence organismu (heart rate).

V klidových podmínkách (při $HR = 70$ tepů/min a $SV = 80$ ml) dosahuje srdeční výdej hodnot okolo 5,5 litrů/min. Jeho diagnostická významnost spočívá v tom, že patří mezi hlavní parametry charakterizující čerpací funkci srdce, neboť udává množství krve, které srdce vypudí do krevního oběhu za jednu minutu.

Srdeční výdej může být fyziologicky zvýšen např. při tělesné nebo metabolické námaze, v těhotenství, při zvýšené teplotě těla nebo okolí, při rozrušení nebo úzkosti a v neposlední řadě může být ovlivněn i některými hormony, jako je adrenalin nebo hormony štítné žlázy [2].

3 Měření a záznam signálu

Nejjednodušší metodou poslechu srdečních ozev je auskultace pomocí fonendoskopu (znázorněn na Obr. 5), který je během vyšetření přiložen na povrch hrudi v odpovídající pozici nad srdcem [9, 13]. Tato metoda je sice rychlá, ale vyžaduje značnou praxi a zkušenosti vyšetřujícího. Proto se při významnější diagnostice používá fonokardiografický záznam, který slouží k objektivnímu grafickému zaznamenání srdečních ozev.

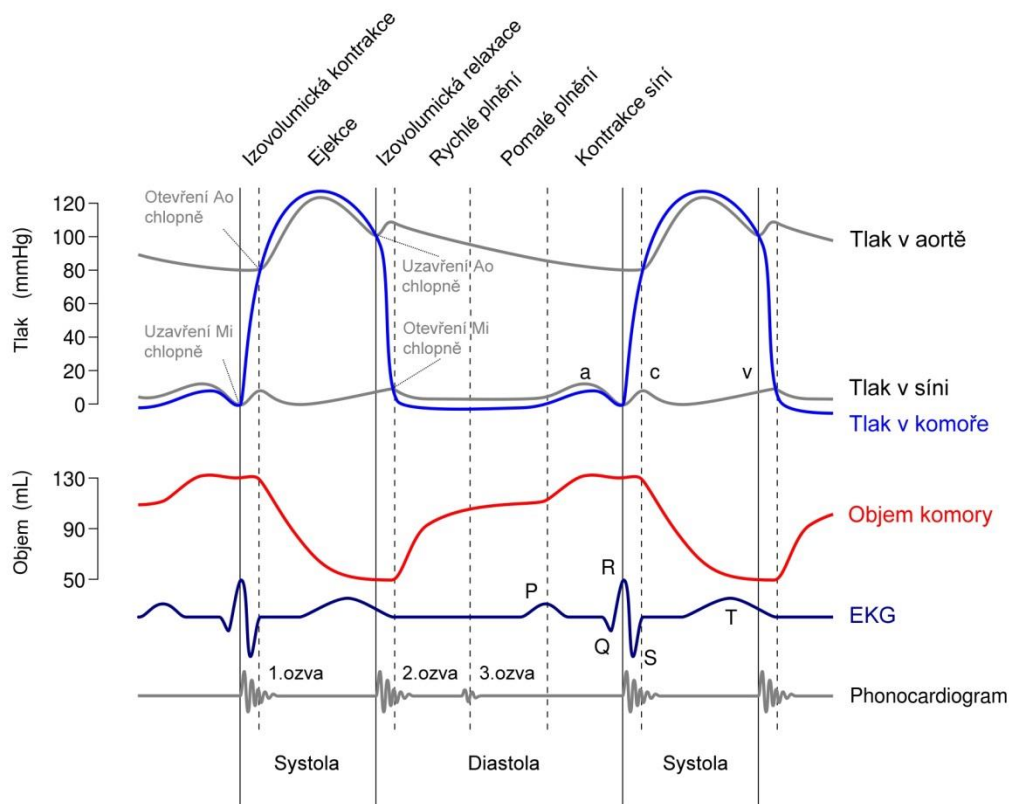


Obr. 5: Klasický fonendoskop [14].

3.1 Fonokardiografie

Diagnosticky významnější neinvazivní metodou záznamu a detekce srdečních ozev je záznam pomocí fonokardiografu (zkráceně FKG), při kterém jsou snímány srdeční ozvy pomocí speciálního mikrofonu a poté jsou zaznamenány do grafické podoby [2]. Jeho významnost spočívá v tom, že grafický signál můžeme analyzovat, jednotlivé srdeční ozvy přesně lokalizovat a lze zaznamenat i přídatné srdeční zvuky a šelesty, které nebyly při auskultaci postřehnutelné. Mikrofon obvykle přikládáme na různá místa povrchu těla, ale v některých případech jej můžeme také zavádět dovnitř těla. Snímání signálu přímo ze srdečních dutin je typické pro intrakardiální fonokardiografii. Při zavedení mikrofonu do jícnu se jedná o ezofageální fonokardiografii. V těhotenství je důležitou diagnostickou metodou fetální fonokardiografie u těhotných žen, neboť může prokázat některé arytmie a šelesty spojené s vrozenou vývojovou srdeční vadou plodu.

Abychom na záznamu mohli rozlišit jednotlivé srdeční ozvy, je důležité při snímání FKG snímat i signál EKG. Pomocí poloh R vln v EKG signálu poté můžeme rozlišit jednotlivé ozvy [12]. Vztah srdečních ozev k EKG signálu a k tlaku a objemu krve v komorách ukazuje Obr. 6.



Obr. 6: Závislost srdečních ozvů na EKG, tlaku a objemu komor [13].

3.2 Poslechová místa

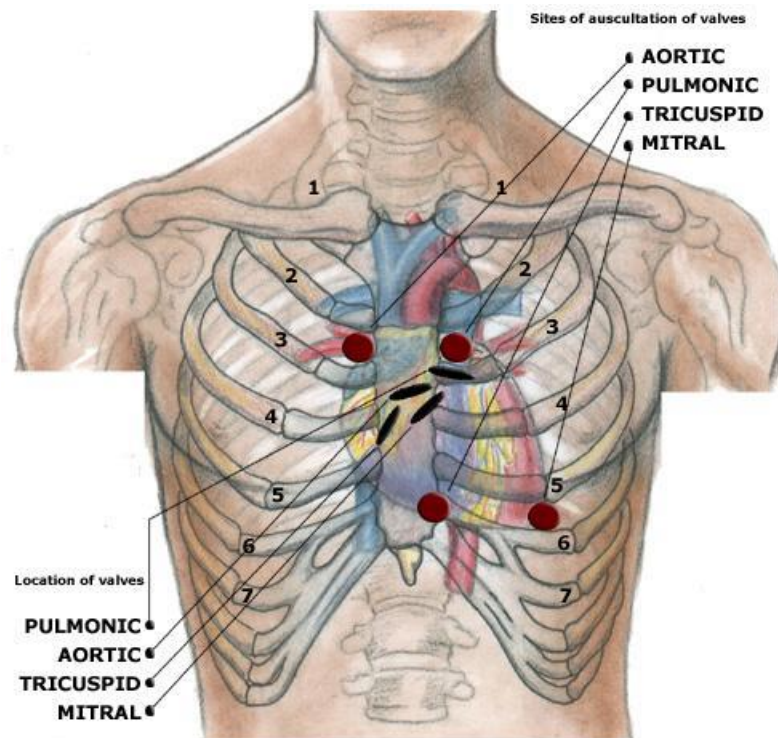
Každá chlopeň a srdeční dutina se nachází na jiném místě v hrudníku, poslechová místa pro jednotlivé ozvy se proto liší. Znázornění všech poslechových míst ukazuje Obr. 7.

Auskultační místo pro první ozvu bývá přímo nad srdečními komorami, tedy v pátém mezižebří medioklavikulárně vlevo (odpovídá mitrální chlopni) a ve čtvrtém mezižebří parasternálně vpravo (odpovídá trikuspidální chlopni) [10].

Vznik druhé ozvy souvisí s náhlým zpomalením proudu krve v aortě a plicnici, druhá ozva je tedy nejlépe slyšitelná ve směru těchto proudů, kam se vibrace odpovědné za vznik ozvy přenášejí. Auskultačním místem pro aortální chlopeň je proto druhé mezižebří parasternálně vpravo, pro pulmonální chlopeň druhé mezižebří parasternálně vlevo [10].

Třetí ozva bývá nejlépe slyšet nad mezokardem a nad srdečním hrotem, nejlépe po položení do vodorovné polohy nebo na levém boku. Po posazení a postavení slábne nebo zcela vymizí [12].

Čtvrtá ozva bývá poslouchána stejně jako třetí ozva v poloze na levém boku [13].



Obr. 7: Místa pro poslech jednotlivých srdečních ozev [8].

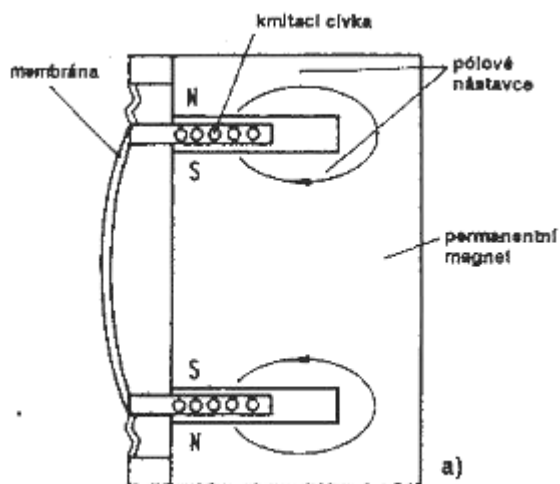
Location of valves – umístění chlopní, sites of auscultation of valves - místa pro auskultaci chlopní, pulmonic - pulmonální, aortic - aortální, tricuspid - trikuspidální, mitral – mitrální.

3.3 Snímání signálu pomocí mikrofونů

Ke snímání signálu srdečních ozev se používají mikrofony převádějící akustický signál na signál elektrický. Jejich princip spočívá v tom, že zvukový signál, který chceme snímat, se projevuje změnami akustického tlaku, čímž je rozechvíván mechanický systém, zpravidla membrána. Pohyb membrány je poté snímán vhodným elektromechanickým měničem [16]. Podle druhu elektromechanického měniče a jeho fyzikálního principu rozlišujeme mikrofony elektrodynamické, piezoelektrické, elektrostatické a elektretové [11].

3.3.1 Mikrofony elektrodynamické

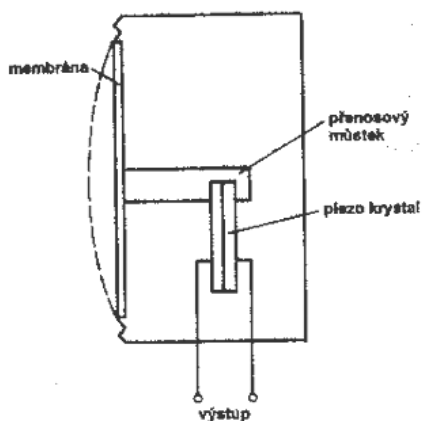
Elektrodynamické mikrofony (schéma znázorněno na Obr. 8) obsahují membránu, se kterou je spojena kmitající cívka, pohybující se v rytmu změn akustického tlaku v magnetickém poli permanentního magnetu. Tím se indukuje napětí, které je úměrné rychlosti změny akustického tlaku. Tento typ mikrofону se vyznačuje dostatečně širokým kmitočtovým pásmem, podobá se frekvenční charakteristice stetoskopu, příznačné je i malé zkreslení a nízký šum [11], [16].



Obr. 8: Uspořádání elektrodynamického mikrofonu s membránou [16].

3.3.2 Mikrofony piezoelektrické

Piezoelektrické mikrofony, často nazývané také jako krystalové, využívají piezoelektrického jevu. To znamená, že při mechanickém namáhání určitých látek, např. piezoelektrického krystalu, vzniká elektrický náboj, který je poté snímán elektrodami. Frekvence, které piezoelektrický mikrofon přenáší, jsou 1 Hz – 1 kHz [11], [16]. Schéma piezoelektrického mikrofonu je uvedeno na Obr. 9.



Obr. 9: Piezoelektrický mikrofon [16].

3.3.3 Mikrofony elektrostatické

Elektrostatické, neboli kondenzátorové mikrofony, jsou tvořeny dvěma od sebe izolovanými elektrodami. Jedna z elektrod je pevná, druhá je pružná ve formě metabolizované fólie nebo kovové membrány, čímž vytváří kondenzátor. Na tento

kondenzátor je přiloženo stejnosměrné polarizované napětí desítky voltů. Velikost kapacity takto vzniklého kondenzátoru můžeme vyjádřit vztahem [16]:

$$C = \varepsilon * \frac{S}{d} \quad (3.1)$$

kde ε je permitivita vzduchu, S plocha elektrod a d vzdálenost mezi nimi. Pro náboj na kondenzátoru poté platí [11]:

$$Q = C * U \quad (3.2)$$

kde U je polarizační napětí. Změny akustického tlaku rozechvívají membránu, přičemž dochází ke změně vzdálenosti obou elektrod a tím i ke změně kapacity kondenzátoru. Pokud do obvodu přidáme rezistor R , dojde ke zvýšení vnitřního odporu zdroje polarizačního napětí, čímž zajistíme, že se náboj po změně kapacity nebude schopen rychle vyrovnat, tzn. Q bude konstantní. Při změně kapacity se díky dosazení do rovnice 3.2 musí změnit polarizační napětí.

Pro elektrostatické mikrofony je charakteristická vysoká citlivost, malé zkreslení a vyrovnaná kmitočtová charakteristika 50 Hz – 10 kHz [11], [16].

3.3.4 Mikrofony elektretové

Tyto mikrofony jsou podobné předešlým kondenzátorovým mikrofonom. Liší se pouze tím, že nepotřebují napájecí napětí. Jedna z elektrod je opatřena vrstvou látky, která nese permanentní elektrický náboj. Označuje se pojmem elektret a příkladem tohoto materiálu může být například teflon, organické sklo nebo nylon [11], [16].

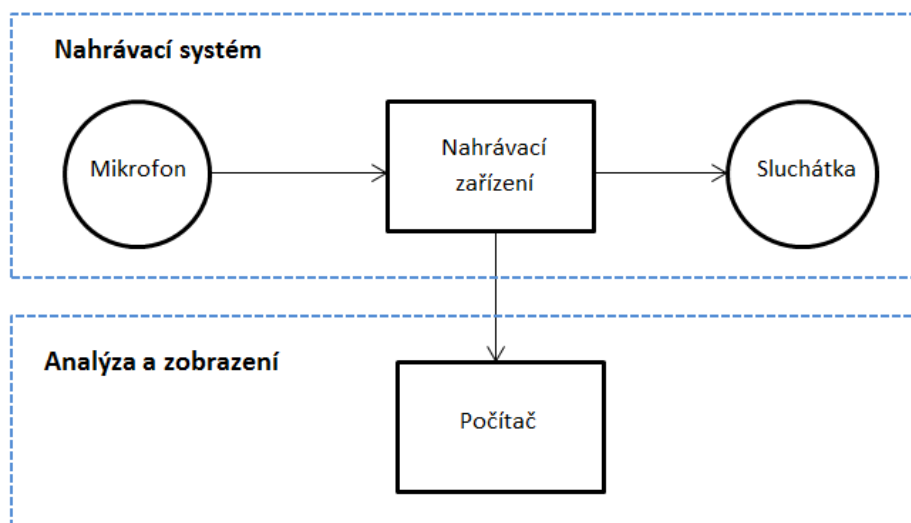
3.4 Převod nasnímaného analogového signálu na signál diskretní

Analogový signál snímaný mikrofonom je zesílen pomocí zesilovače, vyfiltrován antialiasingovým filtrem a převeden A/D převodníkem na signál diskretní, přičemž dochází ke vzorkování. To znamená, že jsou vybrány pouze určité funkční hodnoty signálu ve stanovených časových okamžicích. Při vzorkování musí mít signál v ideálním případě frekvenčně omezené spektrum, tedy $F(\omega) = 0$ vně intervalu $\langle -\omega_{max}, \omega_{max} \rangle$ a musí být zvolen dostatečně velký kmitočet, aby byl dodržen vzorkovací teorém [17]:

$$\omega_v > 2 * \omega_{max} \quad (3.3)$$

kde ω_v je vzorkovací kmitočet, který musí být větší než dvojnásobek maximálního kmitočtu v analogovém signálu ω_{max} , který má být vzorkován. Dodržení vzorkovacího teorému je zajištěno pomocí antialiasingového filtru. Zároveň dochází i ke kvantování, neboť každá hodnota je přiřazena k určité hladině. Tento diskretní signál může být dále zpracováván a analyzován v časové i frekvenční oblasti [18].

Schéma záznamového zařízení ukazuje Obr. 10. Zaznamenaný signál můžeme v průběhu měření poslouchat i ve sluchátkách.



Obr. 10: Blokový diagram záznamového zařízení.

4 Analýza signálu srdečních ozev

Tato kapitola je věnována metodám používaným k analýze naměřeného fonokardiografického signálu. Nejčastěji používaným postupem je analýza ve frekvenční oblasti, znázorňující kmitočtový obraz určitého signálu, nebo časově frekvenční analýza, udávající navíc časovou lokalizaci spektra signálu.

4.1 Frekvenční analýza signálu srdečních ozev

4.1.1 Fourierova transformace

Fourierova transformace (FT) patří mezi základní nástroje analýzy akustických signálů ve frekvenční oblasti. Je definována Fourierovým integrálem [18]:

$$X(f) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)e^{-j2\pi ft} dt \quad (4.1)$$

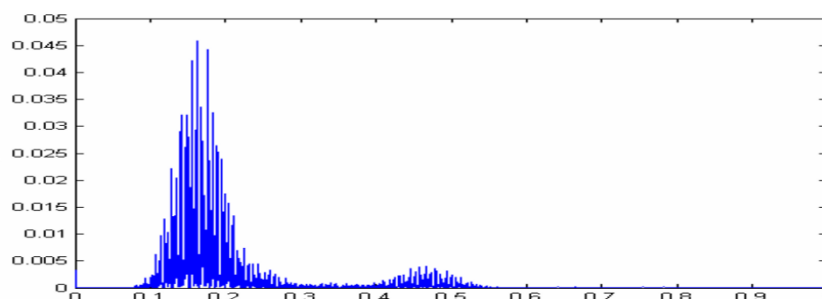
Tento integrál existuje, je-li funkce $x(t)$ absolutně integrovatelná, tudíž splňuje tuto podmínku:

$$\int_{-\infty}^{\infty} |x(t)| dt < \infty \quad (4.2)$$

Číslicové signály bývají v praxi reprezentovány v diskrétní podobě, je proto nutné použít diskrétní Fourierovu transformaci DFT, kterou vyjadřuje vztah [18]:

$$X[k] = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x[n]e^{-j\frac{2\pi kn}{N}} \quad (4.3)$$

Při obecné Fourierově transformaci je získán pouze kmitočtový obraz určitého časového úseku signálu, který ovšem neumožňuje časovou lokalizaci spektra (viz Obr. 11) [19]. Proto je v praxi lepší použít krátkodobou Fourierovu transformaci STFT, která změnu spektra signálu v závislosti na čase udává [18].



Obr. 11: Frekvenční spektrum fyziologického signálu srdečních ozev [20].

4.2 Časově-frekvenční analýza

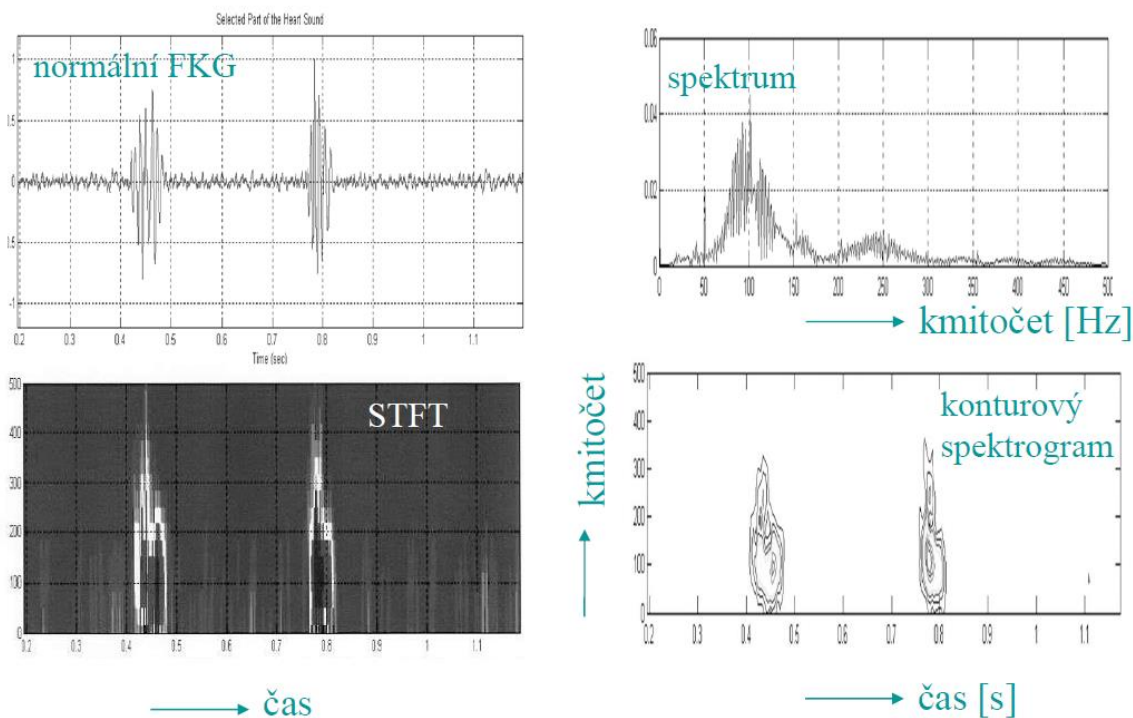
4.2.1 Krátkodobá Fourierova transformace STFT

Krátkodobá Fourierova transformace je obvykle aplikována na nestacionární signály, jejichž parametry se mění s časem. Příkladem těchto nestacionárních signálů mohou být různé řečové signály, hudba a také již zmíněný signál srdečních ozv. Spolu s vlnkovou transformací je STFT důležitou metodou analýzy těchto signálů [18], neboť kromě okamžitého tvaru spektra umožňuje také jeho časovou lokalizaci. Je definována jako Fourierova transformace částí signálu $x(t)$, které jsou vynásobeny oknem $w(t - \tau)$. Časové okno představuje obecně komplexně sdruženou funkci dvou reálných proměnných, je pohyblivé, potlačuje hodnoty signálu vně své délky a jeho poloha se mění s parametrem τ . STFT je lineární a je vyjádřena vztahem [19]:

$$X(\omega, \tau) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)w(t - \tau)e^{-j\omega t} dt \quad (4.4)$$

Pro grafické vyjádření se v praxi používá spektrogram, který je znázorněn na Obr. 12. Bývá vyjádřen intenzitou šedi nebo barevnou škálou a je definován jako kvadrát absolutní hodnoty STFT spektra [19]:

$$S_x(\omega, \tau) = |X(\omega, \tau)|^2 = \left| \int_{-\infty}^{\infty} x(t)w(t - \tau)e^{-j\omega t} dt \right|^2 \quad (4.5)$$



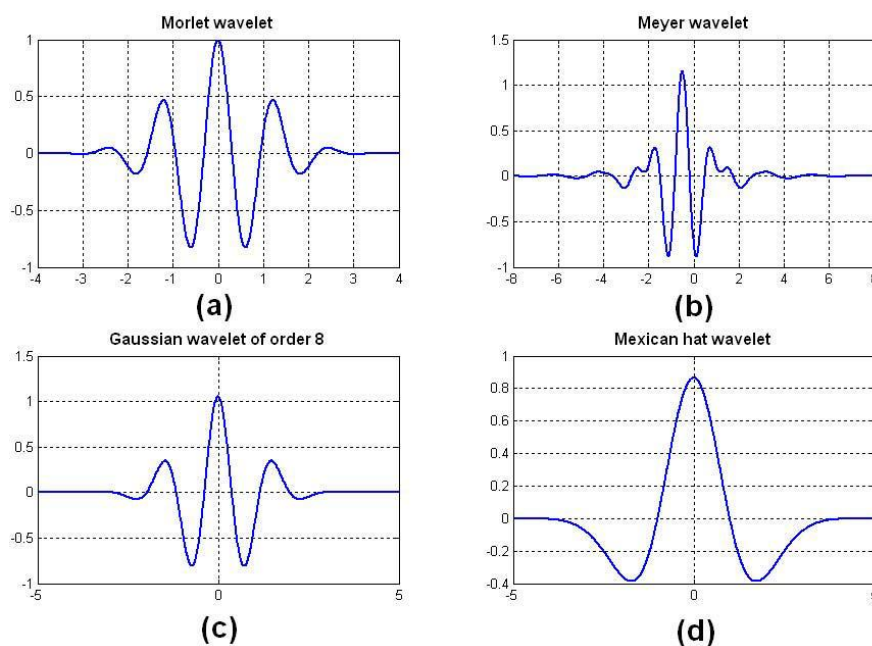
Obr. 12: Ukázka spektrogramu FKG signálu [9].

Hlavní nevýhodou STFT je použití okna, neboť jeho délka ovlivňuje časové a frekvenční rozlišení spektrogramu. Příliš široká okna zajišťují dostatečné frekvenční rozlišení, ovšem rozlišení v čase je malé. Naopak při použití úzkého okna dosáhneme dobrého časového rozlišení, avšak malého ve frekvenci. Proto je nutné zvolit kompromis, aby bylo dosaženo vhodného časového i frekvenčního rozlišení [22].

4.2.2 Vlnková transformace

Další metodou časově-frekvenční analýzy nestacionárních zvukových signálů je vlnková transformace. Její princip spočívá v tom, že rozkládá signál pomocí vlnkových okének (wavelets) [18]. Toto okno má charakter oscilace omezené v čase a nazývá se mateřská vlnka Ψ (bázová funkce). Přehled některých druhů vlnek ukazuje Obr. 13. Každá vlnka má nenulové hodnoty pouze na konečném intervalu, každá hodnota spektra je proto ovlivněna pouze odpovídajícím úsekem analyzovaného signálu. Vlnky po částech pokrývají celý rozsah analyzovaného signálu, takže zachovávají úplnou informaci a oproti FT (harmonické bázové funkce) není každá spektrální hodnota ovlivněna úplným průběhem signálu [17]. Optimální rozlišitelnosti v čase i ve frekvenci bývá dosaženo vhodným tvarem a šířkou okna [19]. Vlnková funkce má nulovou střední hodnotu, je normovaná a centrovaná v čase $t = 0$. Platí pro ni vztah [18]:

$$\int_{-\infty}^{\infty} \Psi(t) dt = 0 \quad (4.6)$$



Obr. 13: Příklady jednotlivých typů vlnek [21].

Pro kmitočtovou analýzu v závislosti na čase se používají posunuté vlnkové funkce, u kterých dochází ke změně měřítka:

$$\Psi_{\tau,s}(t) = \frac{1}{\sqrt{s}} \Psi\left(\frac{t-\tau}{s}\right) \quad (1.1)$$

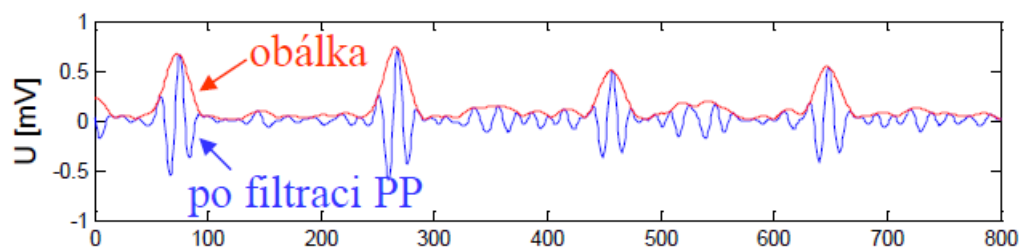
kde τ udává translaci, tzn. umístění vlnky na časové ose a s značí dilataci vlnky – její šířku [19]. Vlnkovou transformaci můžeme poté vyjádřit vztahem [18]:

$$WT_x(\tau, s) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \frac{1}{\sqrt{s}} \Psi^*\left(\frac{t-\tau}{s}\right) dt \quad (1.2)$$

Vlnková transformace se používá pro lineární filtraci a můžeme ji vyjádřit také jako konvoluci [18].

4.3 Nalezení obálky signálu ve frekvenční oblasti

U harmonických signálů, které mají vřetenovitý tvar, může sloužit k detekci významných vrcholů také obálka signálu [15]. Získáme ji tak, že nejdříve na signál aplikujeme diskretní Fourierovu transformaci. Poté dojde k vynulování poloviny spektra a k provedení výpočtu inverzní diskretní Fourierovy transformace. Tím je získán tzv. analytický signál. Modul analytického signálu poté tvoří obálku původního analyzovaného signálu [9], která je znázorněna na Obr. 14.

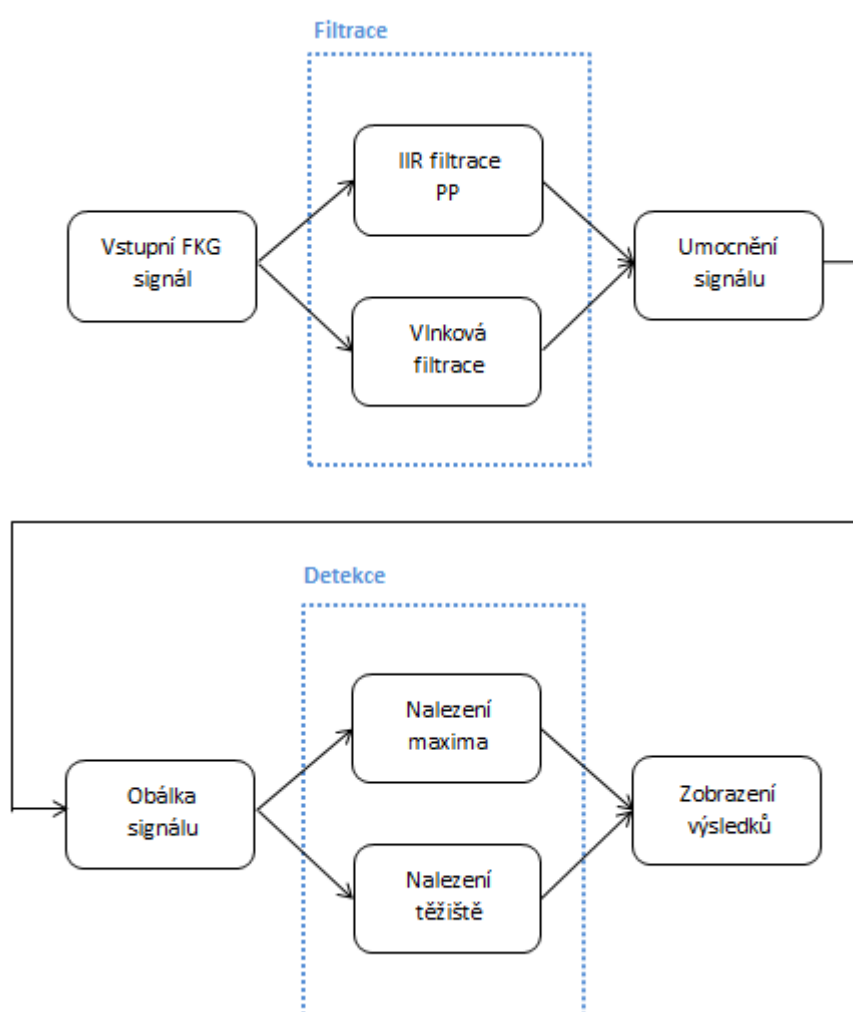


Obr. 14: Znáznornění analyzovaného signálu (modře) a jeho obálky (červeně) [9].

5 Detekce ozev S1 a S2 v prostředí MATLAB

Tato kapitola je věnována praktické části, ve které byl pomocí programového prostředí MATLAB navržen algoritmus pro detekci první a druhé srdeční ozvy. Jeho princip spočívá ve filtraci FKG signálu pomocí filtru s nekonečnou impulsní charakteristikou nebo filtrací s použitím vlnkové transformace. U vyfiltrovaného signálu byla nalezena jeho obálka a samotné ozvy byly detekovány na základě známých poloh R vln buď jako maximum, nebo jako těžiště určitého intervalu obálky signálu.

Blokové schéma postupu při detekci srdečních ozev znázorňuje Obr. 15, přičemž jednotlivé bloky budou podrobně rozebrány níže.

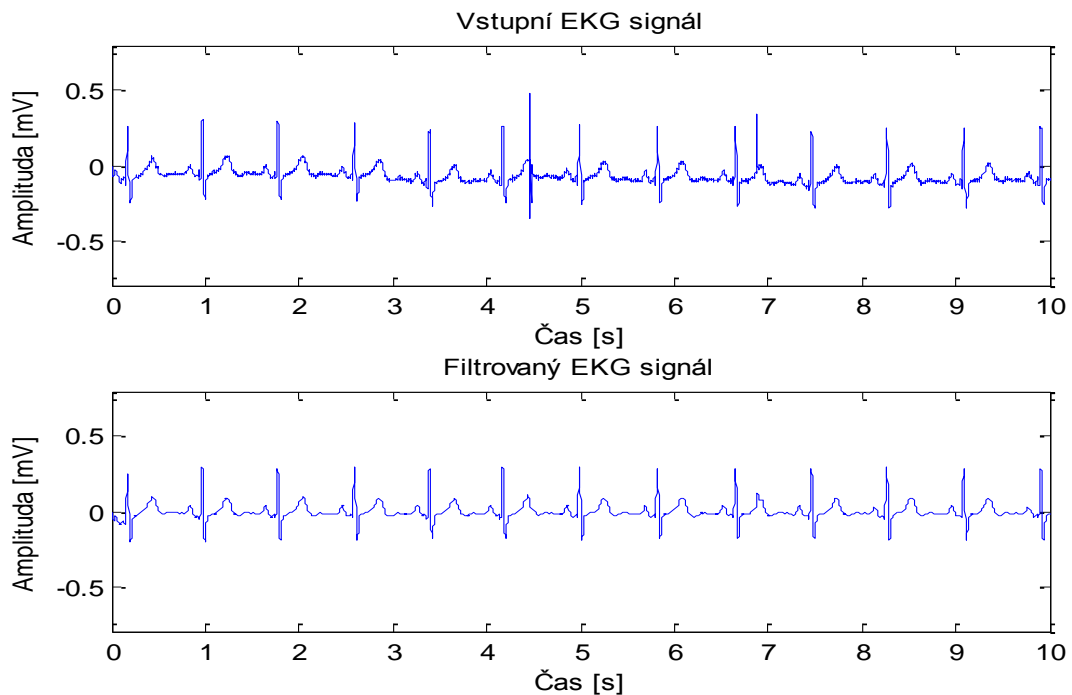


Obr. 15: Schéma detekce ozev S1 a S2

5.1 Filtrace EKG signálu

Jelikož nedílnou součástí práce je znalost poloh R vln, jež jsou důležité pro následnou detekci a rozpoznání jednotlivých ozev, je v práci nejprve popsán postup filtrace EKG signálu a následná detekce R vln.

EKG signál byl filtrován pomocí IIR filtru typu dolní propust s mezní frekvencí 30 Hz, čímž došlo k odstranění síťového rušení. Dále byl u signálu EKG odstraněn drift (kolísání nulové izolinie) pomocí horní propusti IIR filtru s mezní frekvencí 1 Hz. Ukázka filtrace je znázorněna na Obr. 16.



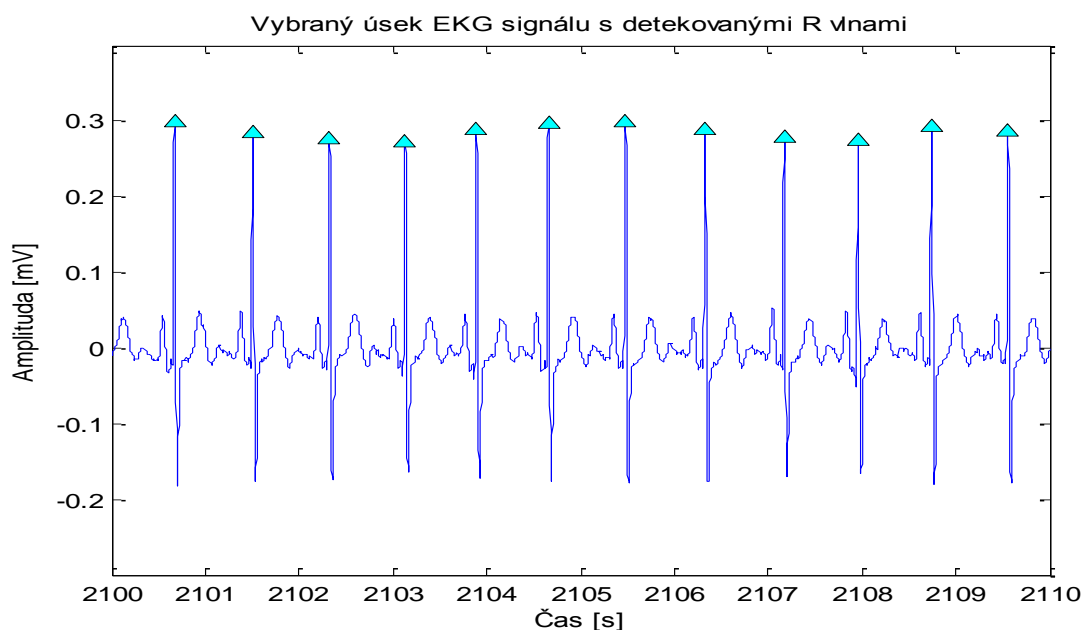
Obr. 16: Filtrovaný EKG signál

5.2 Detekce R vln v EKG signálu

Detekce R vln je nedílnou součástí detekce srdečních ozev, proto byl vytvořen algoritmus také pro jejich detekci. EKG signál je nejprve rozdělen na pět po sobě jdoucích úseků, přičemž u každého úseku byla nalezena maximální amplituda. Tyto maximální hodnoty jsou poté seřazeny podle velikosti a druhá nejvyšší hodnota vynásobená číslem 0,6 odpovídá velikosti prahu. Signál je postupně procházen podél časové osy, a jakmile je dosažena hodnota prahu, začíná se počítat interval, ve kterém se bude nacházet hledaná R vlna. Konec intervalu byl stanoven podle trvání QRS komplexu jako začátek intervalu plus 200 milisekund. V takto získaném intervalu je poté nalezeno maximum, jehož poloha udává polohu R vlny. Pohybující se okno je dále posunuto, a jakmile je opět

překročen práh, detekce se opakuje. Tím je získán vektor poloh R vln (dále označen jako polohyR), jež jsou důležité k následující detekci jednotlivých ozev.

Vyfiltrovaný EKG signál se znázorněnými detekovanými R vlnami je zobrazen na Obr. 16.



Obr. 17: Detekované R vlny

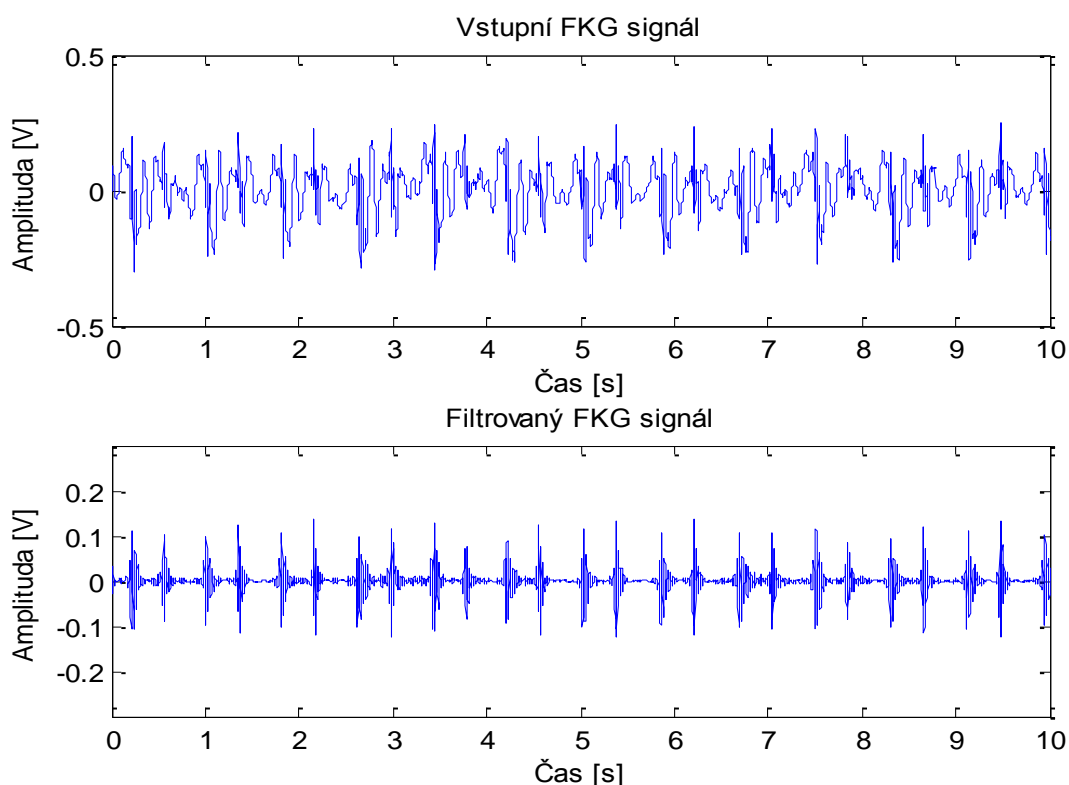
5.3 Filtrace FKG signálu

Naměřený fonokardiografický signál také nebývá zpravidla ideální, často je zašuměn, ať už pohyby či dýcháním vyšetřované osoby, nebo např. síťovým rušením. Proto je nutné ho nejdříve vyfiltrovat, aby byly eliminovány právě tyto nežádoucí složky. Byly použity dva typy filtrace, první pomocí filtru s nekonečnou impulsní charakteristikou, druhou možností je vlnková filtrace.

5.3.1 IIR filtrace

Pro zvýraznění první srdeční ozvy S1 byl použit filtr IIR s nekonečnou impulsní charakteristikou typu pásmová propust s frekvenčním pásmem 30–80 Hz, jež vychází z teoretických předpokladů [11] a současně bylo experimentálně ověřeno na testovaných datech. Pro výpočet koeficientů filtru byl vybrán příkaz `butter`, jež odpovídá návrhu Butterworthova filtru. Řád filtru byl zvolen třetí, neboť vyšší řády mohou být nestabilní. Samotná filtrace probíhala pomocí příkazu `filtfilt`, který filtruje vstupní data ve směru tam i zpět, čímž nezavádí fázové zkreslení.

Druhá ozva byla filtrována také pomocí pásmové propusti, ovšem s frekvenčním pásmem 40-120 Hz. Ukázkou filtrace ukazuje Obr. 18.



Obr. 18: FKG signál na vstupu a po filtraci PP 30-80 Hz.

Pro přehlednost udává Tabulka 1 veškeré zvolené mezní frekvence pro filtrace pomocí IIR filtru u signálu EKG i FKG.

Tabulka 1: Použité mezní frekvence při filtraci EKG a FKG signálu pomocí IIR filtru.

Signál	Řád filtru	Dolní mezní frekvence [Hz]	Horní mezní frekvence [Hz]
První srdeční ozva S1	3	30	80
Druhá srdeční ozva S2	3	40	120
EKG signál	3	1	30

5.3.2 Vlnková filtrace

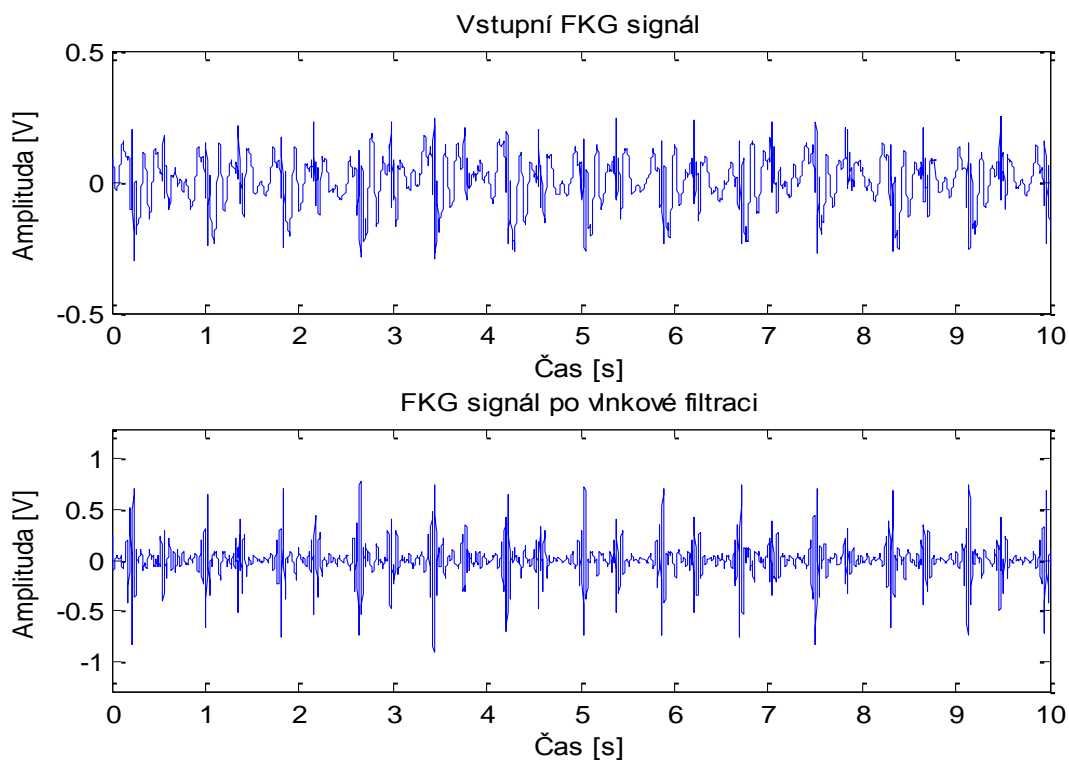
Druhou možností způsobu filtrace FKG signálu byla filtrace s použitím vlnkové transformace. Samotná filtrace proběhla pomocí příkazu `swt`, jež provádí diskrétní stacionární dekompozici signálu. Celkově byl signál rozdělen do šesti pásem (jež udává

Tabulka 2), přičemž byla použita vlnka Daubechies wavelets 4. Výsledný filtrovaný signál byl poté vytvořen součtem signálů frekvenčního pásma z druhé, třetí a čtvrté úrovně, což odpovídá frekvenci 15,625-125 Hz.

Tabulka 2: Rozklad FKG signálu do jednotlivých frekvenčních pásem

Úroveň	Frekvenční pásmo [Hz]
1	125 – 250
2	62,5 – 125
3	31,25 – 62,5
4	15,625 – 31,25
5	7,81 – 15,625
6	3,905 – 7,81

Výsledný fonokardiografický signál filtrovaný pomocí vlnkové transformace je zobrazen na Obr. 19.

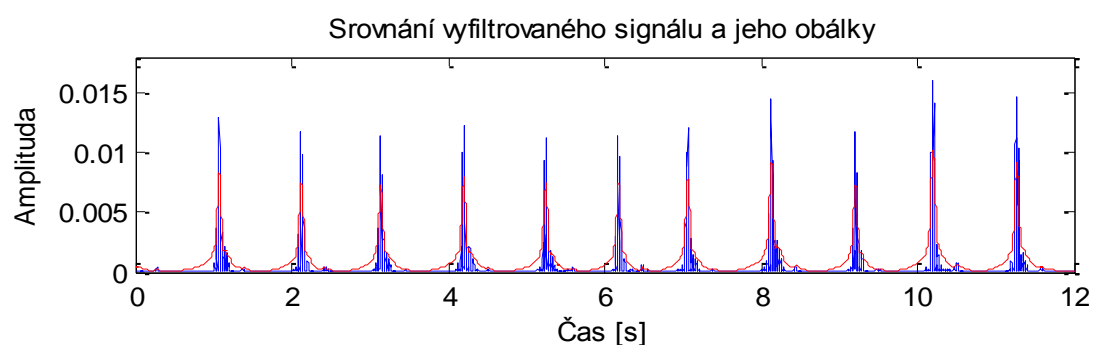


Obr. 19: FKG signál po filtraci pomocí vlnkové transformace

5.4 Nalezení obálky signálu

Před nalezením obálky byl filtrovaný signál nejdříve umocněn, čímž byl získán signál úměrný výkonu. Obálka FKG signálu byla poté nalezena pomocí matlabovské funkce

hilbert, která vrací tzv. analytický signál z reálných vstupních dat. Vzniklá obálka byla vyhlazena filtrací IIR filtrem typu dolní propust s mezní frekvencí 8 Hz. Výslednou obálku spolu s umocněným a vyfiltrovaným FKG signálem zobrazuje Obr. 20.

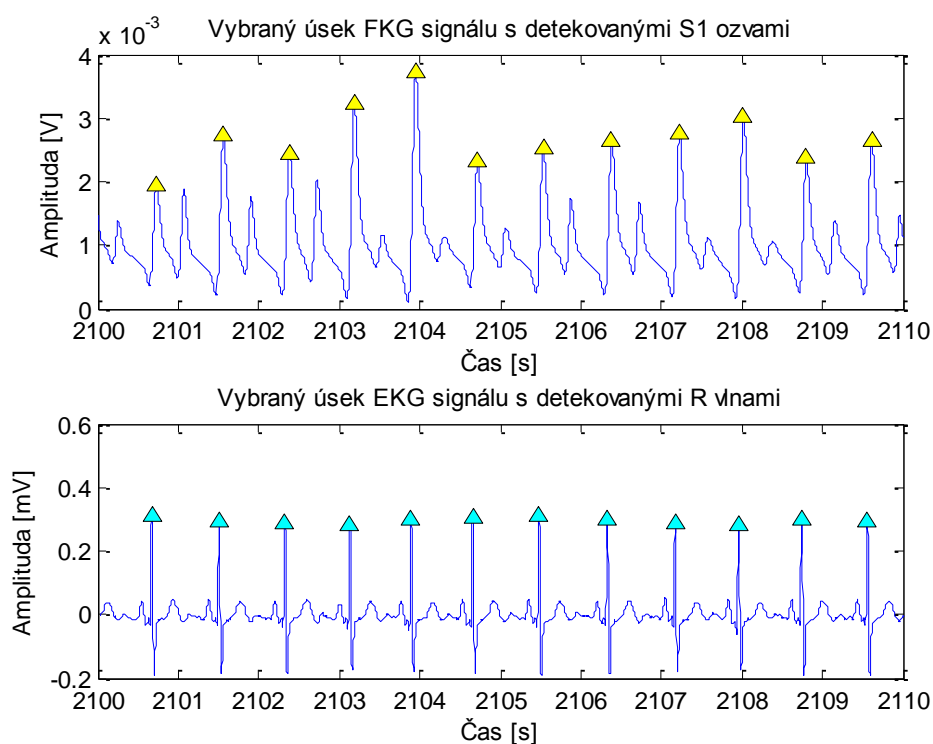


Obr. 20: Srovnání vyfiltrovaného FKG signálu (modře) a jeho obálky (červeně)

5.5 Detekce první a druhé srdeční ozvy

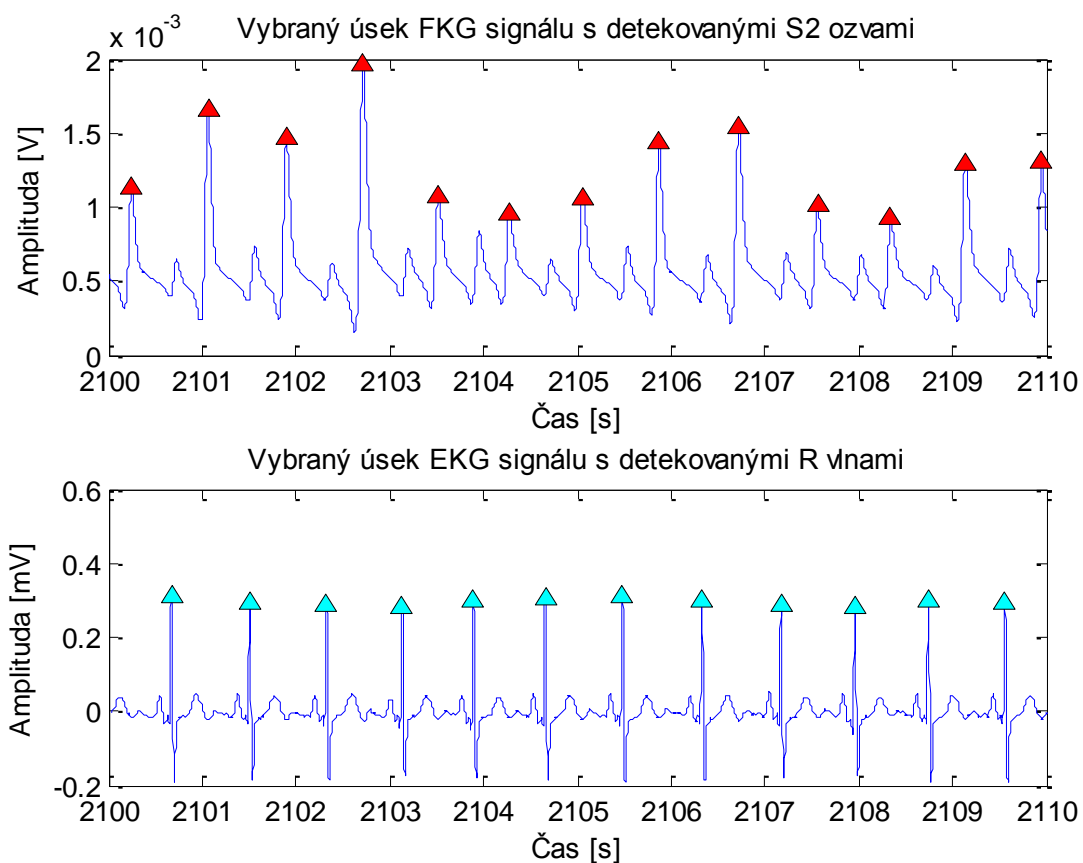
5.5.1 Nalezení maxima

První srdeční ozva S1 v FKG signálu fyziologicky odpovídá vlně R v EKG signálu. Byla proto hledána jako maximum obálky FKG signálu v intervalu od polohy R vlny až po plus 200 milisekund. Výslednou detekci ukazuje Obr. 21, přičemž je vidět, že S1 ozva skutečně přibližně odpovídá vlně R v EKG signálu.



Obr. 21: Detekované první srdeční ozvy

Druhá ozva S2 byla hledána jako maximum obálky filtrovaného FKG signálu v intervalu od polohy R vlny plus 0,25 sekund až po plus 0,45 sekund. Výsledek detekce S2 ozev v závislosti k EKG signálu je znázorněn na Obr. 22.



Obr. 22: Detekované druhé srdeční ozvy

5.5.2 Nalezení těžiště

Druhou metodou, jež byla k detekci použita, je nalezení těžiště srdečních ozev u obálky filtrovaného FKG signálu. Nejprve byl spočítán integrál (viz rovnice 5.1) na intervalu (a,b):

$$\int_a^b f(x)dx \quad (5.1)$$

kde $f(x)$ představuje funkci na daném intervalu (a,b), přičemž pro první srdeční ozvu S1 platí:

$$a = \text{polohyR}(n)$$

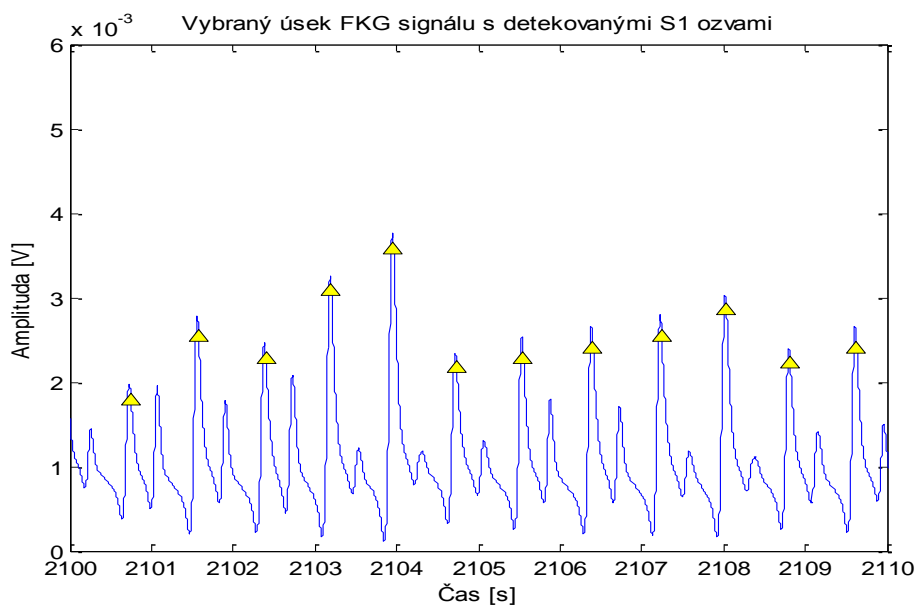
$$b = \text{polohyR}(n) + (\text{polohyR}(n+1) - \text{polohyR}(n)) * 0.2$$

a pro druhou srdeční ozvu platí:

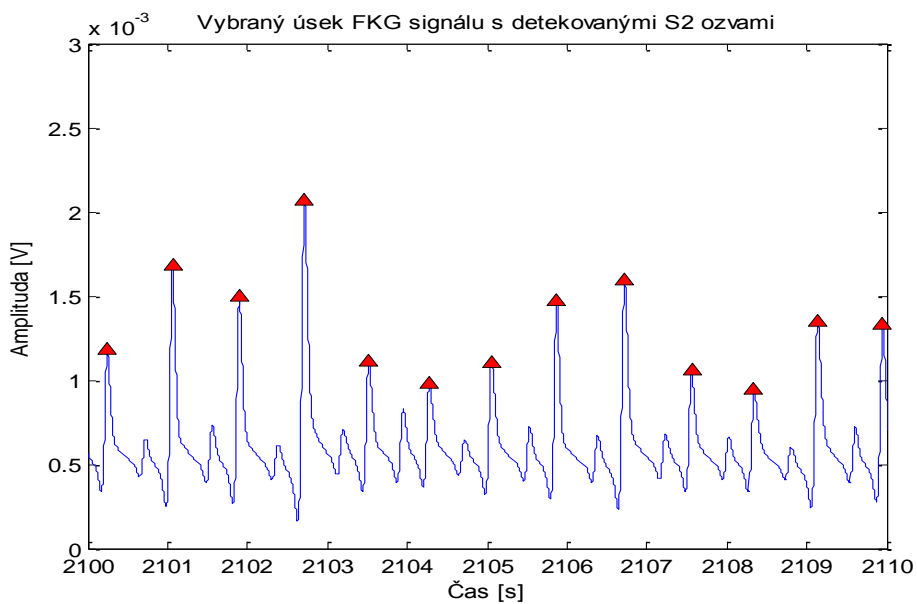
$$a = \text{polohyR}(n) + ((\text{polohyR}(n+1) - \text{polohyR}(n)) * 0.25)$$

$$b = \text{polohyR}(n) + ((\text{polohyR}(n+1) - \text{polohyR}(n)) * 0.45)$$

kde polohyR označují vektor hodnot, ve kterém jsou uloženy polohy jednotlivých R vln. Těžiště bylo poté nalezeno v místě, kde hodnota vypočítaného integrálu dosahovala své poloviny. Výsledná detekce prvních a druhých ozev je znázorněna na Obr. 23 a Obr. 24.



Obr. 23: Detekce prvních srdečních ozev nalezením těžiště



Obr. 24: Detekce druhých srdečních ozev nalezením těžiště

5.6 Výpočet parametrů

Dalším úkolem práce bylo zjistit vzdálenosti jednotlivých prvních a druhých srdečních ozev od R vln pro každou srdeční ozvu vybraného úseku signálu. Dále byla dopočítána tepová frekvence (HR) odečtením předchozí polohy R vlny od následující a v neposlední řadě byla zjištěna doba mezi první a druhou srdeční ozvou, jež pouze přibližně odpovídá době výdeje levé komory. Z naměřených hodnot byla určena maxima, minima, průměr, medián a směrodatná odchylka. Příklad zjištěných parametrů u jednoho měřeného subjektu udává Tabulka 3.

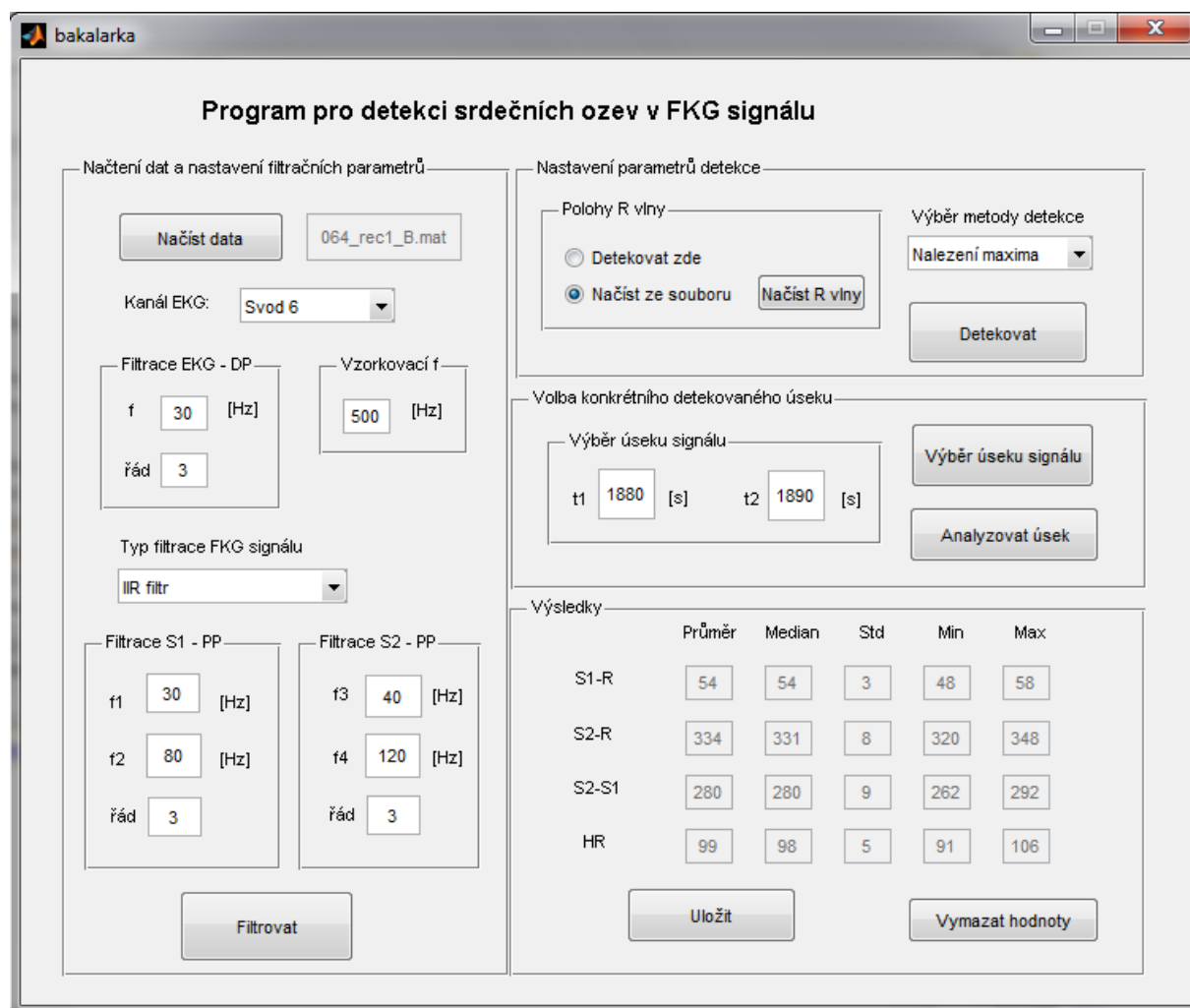
Tabulka 3: Příklad vypočítaných parametrů

		Průměr	Směr. odchylka	Medián	Min.	Max.
051_rec1_B.mat	S1-R [ms]	68	16	62	46	100
	S2-R [ms]	312	6	312	300	334
	HR [tep/min]	97	3	96	91	106
	S2-S1 [ms]	244	16	248	210	268

6 Grafické uživatelské rozhraní

Cílem této práce bylo vytvoření grafického uživatelského rozhraní (GUI), které usnadní práci a obsluhu uživateli při detekci srdečních ozev. Ukázka podoby výsledného GUI je zobrazena na Obr. 25.

GUI se skládá ze čtyř hlavních bloků. První slouží k načtení dat a filtraci signálů podle zvolených parametrů, druhým jsou detekovány srdeční ozvy a případně i R vlny. Třetí blok slouží k výběru konkrétního úseku signálu s detekovanými ozvami, u kterého jsou poté dopočítané parametry, jež byly zmíněny v podkapitole 5.6 a jež jsou vyobrazeny pomocí čtvrtého bloku.



Obr. 25: Výsledný vzhled programu

6.1 Ovládání programu

Prvním úkonem při spuštění programu je nahrání dat, která budou podrobena analýze. K tomu slouží tlačítko *Načíst data*, po jehož stisknutí se otevře okno obsahující veškeré signály, přičemž uživatel si zvolí jeden konkrétní signál. Po načtení dat je vybrán svod

EKG, primárně je přednastaven svod první. Poté je zadána vzorkovací frekvence a u filtrace EKG signálu je nutno zvolit mezní kmitočety a řád filtru. Dále si uživatel může vybrat metodu, kterou bude vstupní fonokardiografický signál filtrovat. Pokud je zvolena filtrace pomocí IIR filtru, je nutné, aby uživatel vyplnil mezní frekvence a řád filtru pro filtraci jednotlivých ozvěv, viz Obr. 26.

Typ filtrace FKG signálu

IIR filtr

Filtrace S1 - PP

f1 30 [Hz]

f2 80 [Hz]

řád 3

Filtrace S2 - PP

f3 40 [Hz]

f4 120 [Hz]

řád 3

Filtrovat

Obr. 26: Zadání filtračních parametrů pro filtraci pomocí IIR filtru

V případě, že jako způsob filtrace byla vybrána vlnková transformace, objeví se okno, jež je znázorněno na Obr. 27. Zde může uživatel vybrat typ vlnky, zvolit počet pásem (2 až 8), do kterých bude signál rozložen, a na závěr určit ta pásma, která budou použita pro rekonstrukci výsledného filtrovaného signálu. Mezní frekvence se v hlavním okně již nevyplňují.

Nastavení parametrů pro vlnkovou filtraci

Typ vlnky

db4

Rozklad do pásem (2-8)

6

OK

Počet pásem vybraných pro rekonstrukci signálu

1 5

2 6

3 7

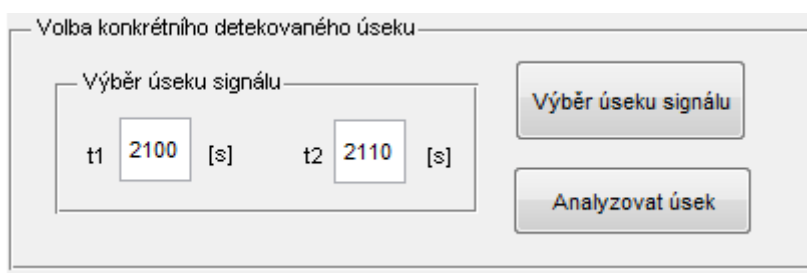
4 8

OK

Obr. 27: Okno pro nastavení parametrů pro vlnkovou filtraci

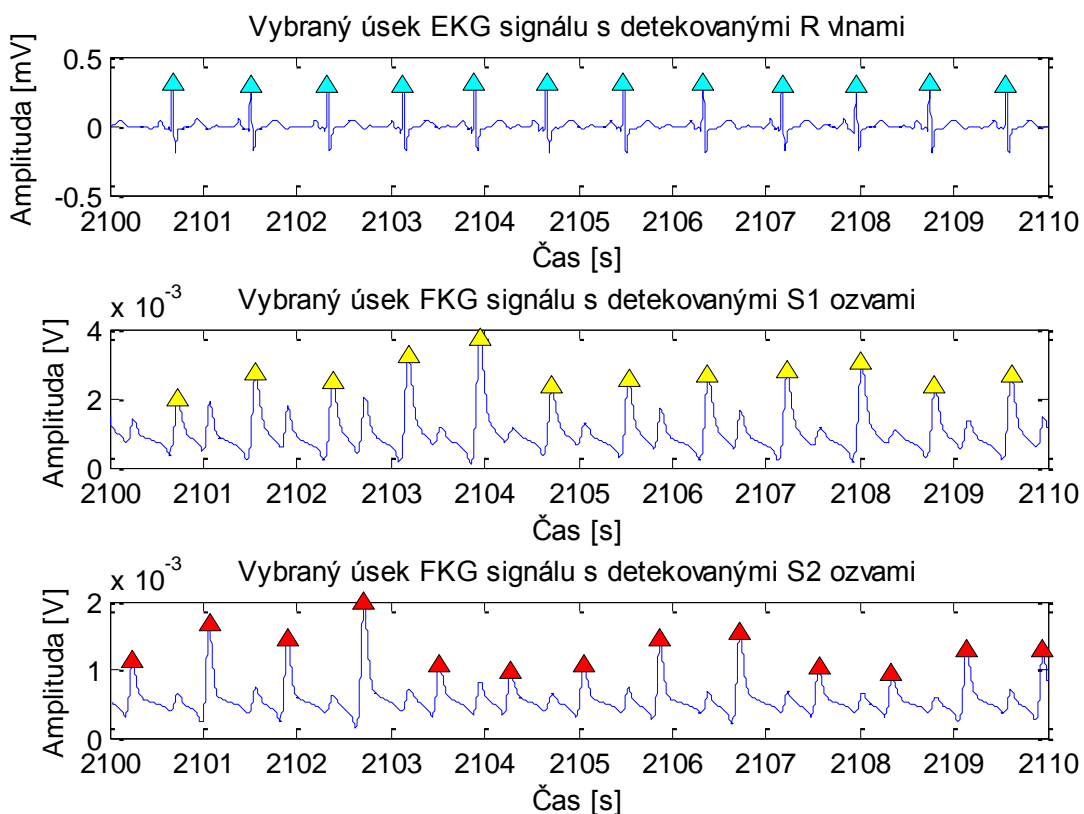
Po úspěšné filtraci, která je vykonána stiskem tlačítka *Filtrovat*, je vybrána metoda detekce – nalezení těžiště nebo maxima. Dále si uživatel může zvolit, jestli chce k detekci ozev použít již známé polohy R vln, nebo jestli chce R vlny detekovat algoritmem, který byl popsán v podkapitole 5.2.

Po stisknutí tlačítka *Detekovat* dochází k detekci prvních a druhých srdečních ozev u FKG signálu, případně i R vln v EKG signálu. Dalším krokem je výběr konkrétního úseku signálu zadáním vybraných časů a stisknutím tlačítka *Výběr úseku signálu* (znázorněno na Obr. 28).



Obr. 28: Nastavení konkrétního časového úseku detekovaného signálu

Výsledná detekce pro zvolený úsek je zobrazena na Obr. 29.



Obr. 29: Výsledná detekce obou ozev a R vln u konkrétního úseku signálu

Pro zvolený úsek jsou po stisknutí tlačítka *Analyzovat* dopočítány veškeré parametry zmíněné v podkapitole 5.6, jejichž vizualizace je zobrazena na Obr. 30.

Výsledky					
	Průměr	Median	Std	Min	Max
S1-R	57	56	3	52	60
S2-R	389	390	4	382	396
S2-S1	332	334	6	322	340
TF	74	73	3	71	79

Obr. 30: Dupočítané parametry pro konkrétní úsek signálu

Tlačítkem *Uložit* je možné všechny vypočítané hodnoty exportovat do *.xls souboru. Výsledek exportu je znázorněn na Obr. 31. Tlačítko *Vymazat hodnoty* smaže veškeré nastavené hodnoty a tím je program připraven pro nahrání nových dat pro další analýzu.

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K
1	signal	zacatek	konec	filtr	detekce		prumer1	std1	median1	min1	max1
2	051_rec1_B.mat	2080	2140	IIR	Maximum	S1-R	68	16	62	46	100
3	051_rec1_B.mat	2080	2140	IIR	Nalezení těžiště	S1-R	69	6	68	54	84
4	051_rec1_B.mat	2080	2140	Vlnková filtrace	Nalezení těžiště	S1-R	60	5	58	46	72

Obr. 31: Ukázka exportování dat do *.xls souboru

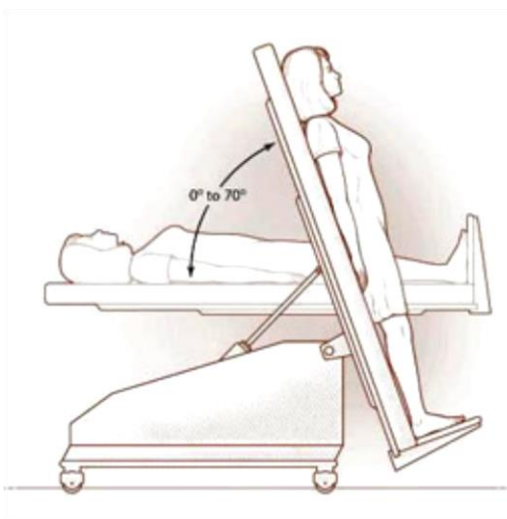
7 Statistické vyhodnocení vypočítaných dat

Program pro detekci srdečních ozev vytvořený pomocí grafického uživatelského prostředí byl otestován na signálech pocházejících od čtrnácti měřených osob, přičemž sedm z nich bylo mužů a sedm žen. Věkové průměry a průměrné váhy subjektů udává Tabulka 4.

Tabulka 4: Průměrný věk, výška a hmotnost u měřených subjektů

	Průměrný věk	Průměrná výška [m]	Průměrná hmotnost [kg]
Celkem	24,9	1,77	70,86
Muži	25,3	1,87	84,73
Ženy	24,6	1,67	57,00

Celkem byly testovány čtyři metody, které vznikly kombinací dvou filtrací (IIR filtr a vlnková filtrace) a dvou metod detekce (maximum, těžiště). U každého subjektu proběhlo vypočítání hodnot ze dvou úseků naměřeného signálu. Prvním byla nakloněná rovina, kdy byl pacient na podložce nakloněn asi do 70 stupňů, viz Obr. 32. Druhým vyhodnoceným úsekem je průběh měření, při kterém byl pacient v klidu ve vodorovné poloze.



Obr. 32: Znázornění polohy pacienta při nakloněné rovině [23]

V následujících tabulkách jsou pro nakloněnou rovinu a vodorovnou polohu pacienta uvedeny průměrné vypočítané hodnoty pro vzdálenosti prvních ozev od R vlny (S1-R), vzdálenosti druhých ozev od R vlny (S2-R), dále pak časové intervaly mezi první a druhou srdeční ozvou (S2-S1) a tepová frekvence (HR). Byly vypočítány hodnoty jak pro veškeré testované subjekty dohromady, tak i pro muže a ženy zvlášť.

7.1 Výsledky pro všechny subjekty u nakloněné roviny

Tabulka 5: Průměrné výsledky pro vzdálenosti prvních ozev od R vln u všech subjektů na nakloněné rovině

Filtrace	Detekce	Průměr S1-R [ms]	Medián S1-R [ms]	Směr. odchylka S1-R [ms]	Minimum S1-R [ms]	Maximum S1-R [ms]
IIR	Maximum	65	64	10	48	91
IIR	Těžiště	68	67	7	57	101
Vlnková	Těžiště	67	66	6	57	86
Vlnková	Maximum	59	57	13	37	86

Tabulka 6: Průměrné výsledky pro vzdálenosti druhých ozev od R vlny u všech subjektů na nakloněné rovině

Filtrace	Detekce	Průměr S2-R [ms]	Medián S2-R [ms]	Směr. odchylka S2-R [ms]	Minimum S2-R [ms]	Maximum S2-R [ms]
IIR	Maximum	329	326	16	309	384
IIR	Těžiště	331	330	27	284	430
Vlnková	Těžiště	325	323	28	279	428
Vlnková	Maximum	340	336	21	306	408

Jelikož výsledky tepové frekvence byly počítány z EKG signálu, který byl zpracováván vždy stejnou metodou popsanou v podkapitole 5.1 a 5.2, vyšly hodnoty u každé použité metody filtrace a detekce FKG signálu stejně a tudíž na použité metodě nezávisí.

Tabulka 7: Průměrné výsledky pro tepovou frekvenci u všech subjektů na nakloněné rovině

Průměr HR [tep/min]	Medián HR [tep/min]	Směr. odchylka HR [tep/min]	Minimum HR [tep/min]	Maximum HR [tep/min]
89	90	7	70	100

Tabulka 8: Průměrné výsledky pro časový interval mezi první a druhou ozvou u všech subjektů na nakloněné rovině

Filtrace	Detekce	Průměr S2-S1 [ms]	Medián S2-S1 [ms]	Směr. odchylka S2-S1 [ms]	Minimum S2-S1 [ms]	Maximum S2-S1 [ms]
IIR	Maximum	264	262	21	228	324
IIR	Těžiště	263	262	26	213	344
Vlnková	Těžiště	259	257	26	214	353
Vlnková	Maximum	281	280	27	297	376

7.2 Výsledky pro všechny subjekty u vodorovné polohy

Tabulka 9: Průměrné výsledky pro vzdálenosti prvních ozev od R vln u všech subjektů ve vodorovné poloze

Filtrace	Detekce	Průměr S1-R [ms]	Medián S1-R [ms]	Směr. odchylka S1-R [ms]	Minimum S1-R [ms]	Maximum S1-R [ms]
IIR	Maximum	55	55	7	43	70
IIR	Těžiště	69	69	5	60	84
Vlnková	Těžiště	77	76	4	68	89
Vlnková	Maximum	55	54	7	42	74

Tabulka 10: Průměrné výsledky pro vzdálenosti druhých ozev od R vln u všech subjektů ve vodorovné poloze

Filtrace	Detekce	Průměr S2-R [ms]	Medián S2-R [ms]	Směr. odchylka S2-R [ms]	Minimum S2-R [ms]	Maximum S2-R [ms]
IIR	Maximum	376	377	8	359	398
IIR	Těžiště	404	402	19	363	454
Vlnková	Těžiště	413	412	13	380	449
Vlnková	Maximum	390	391	11	366	429

Tabulka 11: Průměrné výsledky pro tepovou frekvenci u všech subjektů v klidu ve vodorovné poloze

Průměr HR [tep/min]	Medián HR [tep/min]	Směr. odchylka HR [tep/min]	Minimum HR [tep/min]	Maximum HR [tep/min]
64	64	3	58	73

Tabulka 12: Průměrné výsledky pro časový interval mezi první a druhou ozvou u všech subjektů v klidu ve vodorovné poloze

Filtrace	Detekce	Průměr S2-S1 [ms]	Medián S2-S1 [ms]	Směr. odchylka S2-S1 [ms]	Minimum S2-S1 [ms]	Maximum S2-S1 [ms]
IIR	Maximum	322	323	11	293	347
IIR	Těžiště	334	333	20	286	386
Vlnková	Těžiště	336	335	13	304	370
Vlnková	Maximum	335	337	14	297	376

7.3 Výsledky pro muže u nakloněné roviny

Tabulka 13: Průměrné výsledky pro vzdálenosti prvních ozev od R vln u mužů na nakloněné rovině

Filtrace	Detekce	Průměr S1-R [ms]	Medián S1-R [ms]	Směr. odchylka S1-R [ms]	Minimum S1-R [ms]	Maximum S1-R [ms]
IIR	Maximum	64	63	10	46	91
IIR	Těžiště	68	67	6	57	84
Vlnková	Těžiště	66	65	5	56	79
Vlnková	Maximum	58	57	13	37	86

Tabulka 14: Průměrné výsledky pro vzdálenosti druhých ozev od R vlny u mužů na nakloněné rovině

Filtrace	Detekce	Průměr S2-R [ms]	Medián S2-R [ms]	Směr. odchylka S2-R [ms]	Minimum S2-R [ms]	Maximum S2-R [ms]
IIR	Maximum	329	325	17	307	394
IIR	Těžiště	325	329	17	274	354
Vlnková	Těžiště	327	327	17	283	366
Vlnková	Maximum	335	331	20	301	408

Tabulka 15: Průměrné výsledky pro tepovou frekvenci u mužů na nakloněné rovině

Průměr HR [tep/min]	Medián HR [tep/min]	Směr. odchylka HR [tep/min]	Minimum HR [tep/min]	Maximum HR [tep/min]
88	88	5	75	97

Tabulka 16: Průměrné výsledky pro časový interval mezi první a druhou ozvou u mužů na nakloněné rovině

Filtrace	Detekce	Průměr S2-S1 [ms]	Medián S2-S1 [ms]	Směr. odchylka S2-S1 [ms]	Minimum S2-S1 [ms]	Maximum S2-S1 [ms]
IIR	Maximum	265	264	21	226	332
IIR	Těžiště	258	260	18	200	289
Vlnková	Těžiště	260	261	17	219	299
Vlnková	Maximum	277	276	24	227	355

7.4 Výsledky pro muže u vodorovné polohy

Tabulka 17: Průměrné výsledky pro vzdálenosti prvních ozev od R vln u mužů v klidu ve vodorovné poloze

Filtrace	Detekce	Průměr S1-R [ms]	Medián S1-R [ms]	Směr. odchylka S1-R [ms]	Minimum S1-R [ms]	Maximum S1-R [ms]
IIR	Maximum	56	56	6	44	66
IIR	Těžiště	72	72	5	63	82
Vlnková	Těžiště	80	80	4	71	90
Vlnková	Maximum	55	55	8	37	71

Tabulka 18: Průměrné výsledky pro vzdálenosti druhých ozev od R vlny u mužů v klidu ve vodorovné poloze

Filtrace	Detekce	Průměr S2-R [ms]	Medián S2-R [ms]	Směr. odchylka S2-R [ms]	Minimum S2-R [ms]	Maximum S2-R [ms]
IIR	Maximum	382	383	8	364	399
IIR	Těžiště	427	423	24	375	491
Vlnková	Těžiště	430	430	15	393	475
Vlnková	Maximum	397	397	10	378	434

Tabulka 19: Průměrné výsledky pro tepovou frekvenci u mužů v klidu ve vodorovné poloze

Průměr HR [tep/min]	Medián HR [tep/min]	Směr. odchylka HR [tep/min]	Minimum HR [tep/min]	Maximum HR [tep/min]
59	59	3	53	68

Tabulka 20: Průměrné výsledky pro časový interval mezi první a druhou ozvou u mužů v klidu ve vodorovné poloze

Filtrace	Detekce	Průměr S2-S1 [ms]	Medián S2-S1 [ms]	Směr. odchylka S2-S1 [ms]	Minimum S2-S1 [ms]	Maximum S2-S1 [ms]
IIR	Maximum	327	328	11	303	348
IIR	Těžiště	355	352	25	301	420
Vlnková	Těžiště	351	350	15	317	392
Vlnková	Maximum	341	342	14	313	381

7.5 Výsledky pro ženy u nakloněné roviny

Tabulka 21: Průměrné výsledky pro vzdálenosti prvních ozev od R vln u žen na nakloněné rovině

Filtrace	Detekce	Průměr S1-R [ms]	Medián S1-R [ms]	Směr. odchylka S1-R [ms]	Minimum S1-R [ms]	Maximum S1-R [ms]
IIR	Maximum	66	65	10	49	91
IIR	Těžiště	69	67	9	57	118
Vlnková	Těžiště	67	66	7	58	93
Vlnková	Maximum	60	57	14	38	85

Tabulka 22: Průměrné výsledky pro vzdálenosti druhých ozev od R vlny u žen na nakloněné rovině

Filtrace	Detekce	Průměr S2-R [ms]	Medián S2-R [ms]	Směr. odchylka S2-R [ms]	Minimum S2-R [ms]	Maximum S2-R [ms]
IIR	Maximum	329	326	16	311	373
IIR	Těžiště	336	332	36	294	506
Vlnková	Těžiště	324	319	38	274	491
Vlnková	Maximum	346	341	22	311	408

Tabulka 23: Průměrné výsledky pro tepovou frekvenci u žen na nakloněné rovině

Průměr HR [tep/min]	Medián HR [tep/min]	Směr. odchylka HR [tep/min]	Minimum HR [tep/min]	Maximum HR [tep/min]
90	92	8	66	103

Tabulka 24: Průměrné výsledky pro časový interval mezi první a druhou ozvou u žen na nakloněné rovině

Filtrace	Detekce	Průměr S2-S1 [ms]	Medián S2-S1 [ms]	Směr. odchylka S2-S1 [ms]	Minimum S2-S1 [ms]	Maximum S2-S1 [ms]
IIR	Maximum	263	260	20	229	317
IIR	Těžiště	267	264	33	225	400
Vlnková	Těžiště	258	253	35	209	406
Vlnková	Maximum	285	283	30	233	355

7.6 Výsledky pro ženy u vodorovné polohy

Tabulka 25: Průměrné výsledky pro vzdálenosti prvních ozev od R vln u žen v klidu ve vodorovné poloze

Filtrace	Detekce	Průměr S1-R [ms]	Medián S1-R [ms]	Směr. odchylka S1-R [ms]	Minimum S1-R [ms]	Maximum S1-R [ms]
IIR	Maximum	54	53	8	42	75
IIR	Těžiště	66	66	5	58	87
Vlnková	Těžiště	74	73	4	66	88
Vlnková	Maximum	54	53	6	46	78

Tabulka 26: Průměrné výsledky pro vzdálenosti druhých ozev od R vlny u žen v klidu ve vodorovné poloze

Filtrace	Detekce	Průměr S2-R [ms]	Medián S2-R [ms]	Směr. odchylka S2-R [ms]	Minimum S2-R [ms]	Maximum S2-R [ms]
IIR	Maximum	370	370	8	353	397
IIR	Těžiště	380	380	14	350	416
Vlnková	Těžiště	395	395	12	366	423
Vlnková	Maximum	384	385	11	353	424

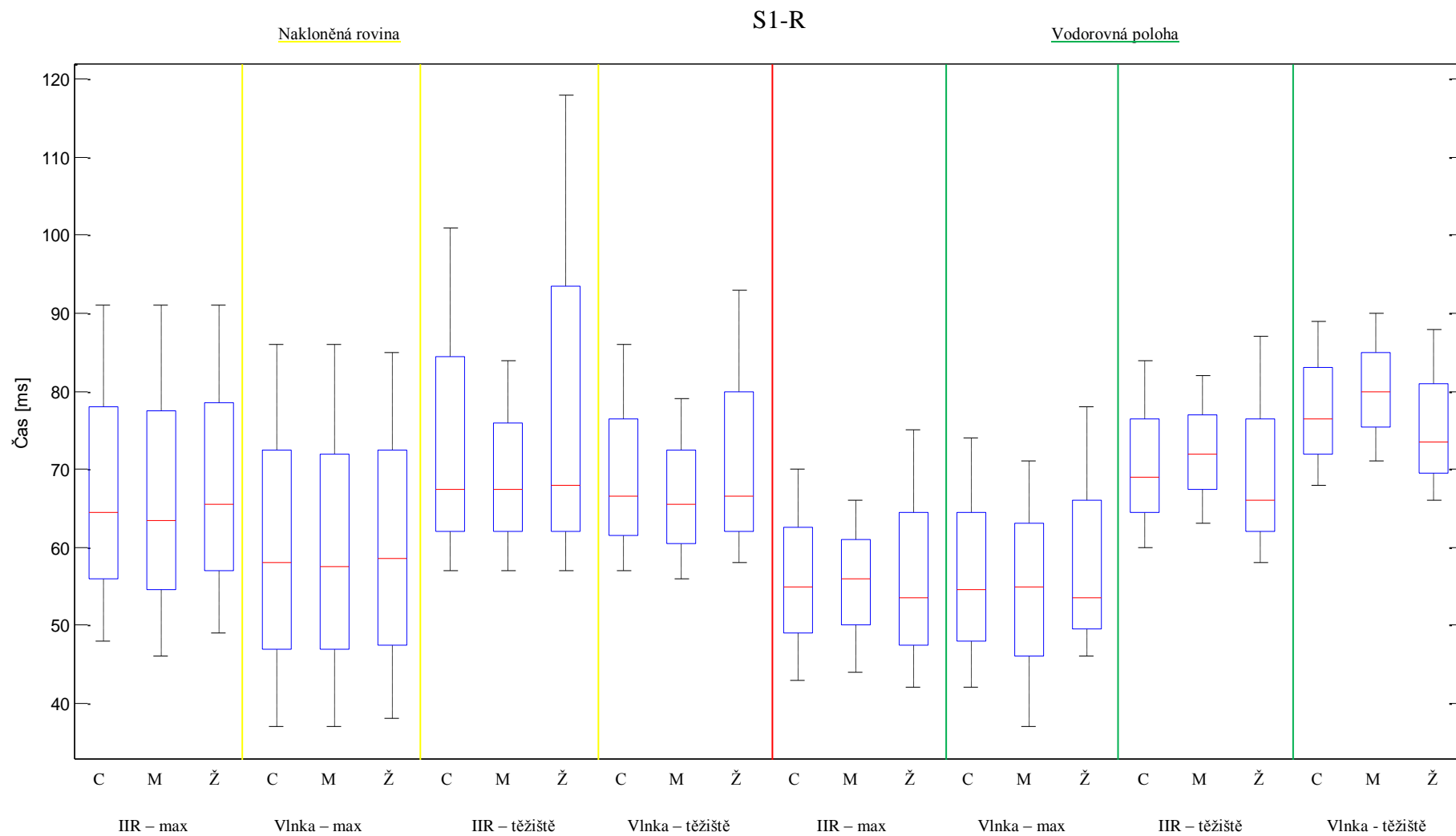
Tabulka 27: Průměrné výsledky pro tepovou frekvenci u žen v klidu ve vodorovné poloze

Průměr HR [tep/min]	Medián HR [tep/min]	Směr. odchylka HR [tep/min]	Minimum HR [tep/min]	Maximum HR [tep/min]
70	69	4	62	78

Tabulka 28: Průměrné výsledky pro časový interval mezi první a druhou ozvou u žen v klidu ve vodorovné poloze

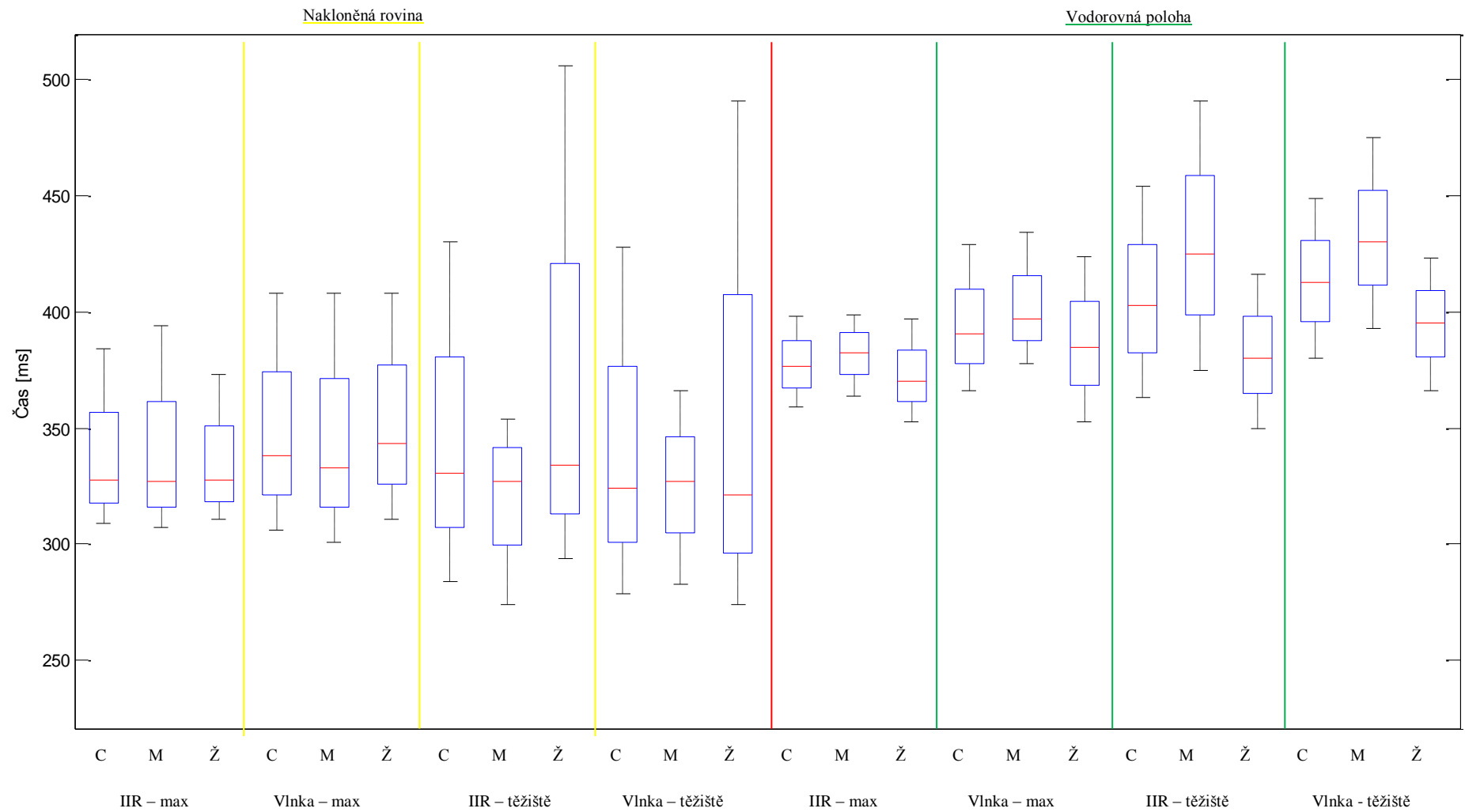
Filtrace	Detekce	Průměr S2-S1 [ms]	Medián S2-S1 [ms]	Směr. odchylka S2-S1 [ms]	Minimum S2-S1 [ms]	Maximum S2-S1 [ms]
IIR	Maximum	316	317	12	283	346
IIR	Těžiště	313	314	16	271	351
Vlnková	Těžiště	321	321	11	290	348
Vlnková	Maximum	329	332	14	280	371

Na Obr. 33, Obr. 34 a Obr. 35 jsou znázorněny výsledky v grafické podobě, nejprve pro nakloněnou rovinu a vedle poté pro vodorovnou polohu, aby byly dobře patrné rozdíly při jejich porovnávání. Pro všechny metody jsou zobrazeny výsledky pro veškeré vyhodnocované subjekty dohromady – v grafech znázorněno písmenem C, a dále pak zvlášť pro muže – písmeno M a zvlášť pro ženy – písmeno Ž.

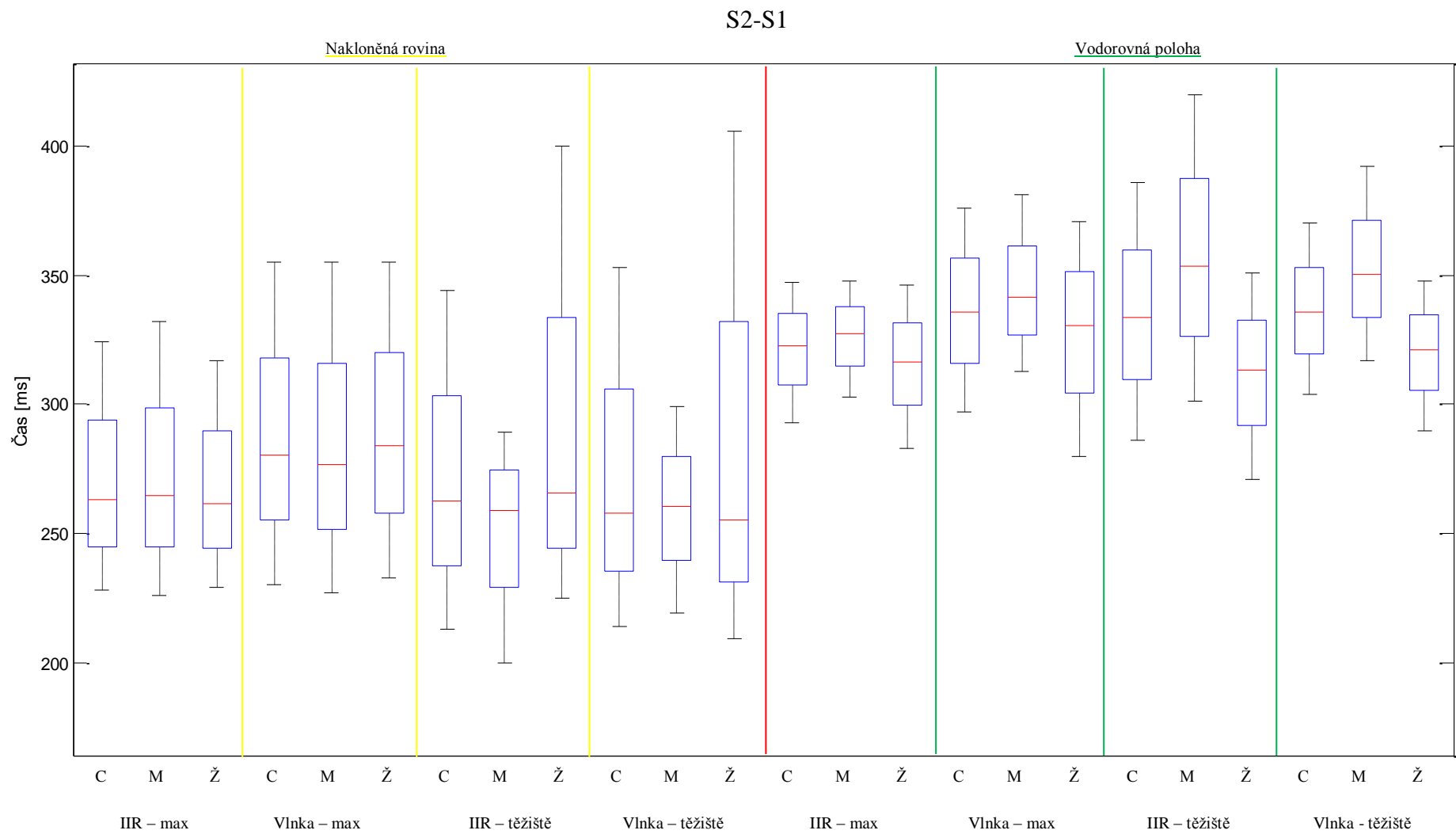


Obr. 33: Znáornění výsledků pro vzdálenosti prvních ozev od R vln

S2-R



Obr. 34: Znáornění výsledků pro vzdálenosti druhých ozev od R vln



Obr. 35: Znáznornění výsledků pro časový interval mezi první a druhou srdeční ozvou

8 Závěr

Cílem bakalářské práce bylo prostudovat problematiku vzniku a měření srdečních ozev a dále se zaměřit na analýzu fonokardiografického signálu s detekcí první a druhé srdeční ozvy.

V teoretické části práce byly postupně rozebrány charakteristiky jednotlivých ozev, jejich vznik, význam a způsob měření. Další kapitoly byly věnovány nejpoužívanějším metodám sloužícím k analýze naměřeného fonokardiografického signálu.

V praktické části práce byl pomocí programovacího prostředí MATLAB vytvořen program pro detekci první a druhé srdeční ozvy. Jeho princip spočívá v nalezení maxima nebo těžiště u obálky FKG signálu, jenž byl filtrován použitím filtru s nekonečnou impulsní charakteristikou nebo pomocí vlnkové transformace. U obou detekovaných ozev byly dopočítány jejich jednotlivé vzdálenosti od R vlny pro každou R vlnu v konkrétním úseku signálu.

Program byl otestován na množině dat pocházejících z Ústavu přístrojové techniky AV ČR, přičemž celkem bylo vyhodnoceno čtrnáct subjektů čtyřmi metodami – pomocí IIR filtrace a detekcí nalezením těžiště, dále použitím vlnkové filtrace a nalezením těžiště, IIR filtrace s detekcí hledáním maxima a v neposlední řadě pomocí vlnkové filtrace a nalezením maxima. Veškeré výsledky jsou uvedeny v tabulkách a znázorněny jsou také v grafické podobě.

Z vytvořených grafů je patrné, že výsledky všech metod se od sebe navzájem liší. Obecně však můžeme říci, že při porovnání výsledků u nakloněné roviny s výsledky u vodorovné polohy vychází vzdálenosti prvních srdečních ozev S1 od R vln přibližně stejné. Naopak vzdálenosti druhých srdečních ozev S2 od R vln dosahují při vodorovné poloze vyšších hodnot než u nakloněné roviny. V důsledku toho vychází u vodorovné polohy větší i časový interval mezi první a druhou srdeční ozvou.

Výsledky u žen a mužů dosahují podobných hodnot, avšak soubor testovaných dat je příliš malý, tudíž výsledné hodnoty nejsou zcela relevantní. Nicméně tento soubor vzorků přispěl k otestování funkčnosti programu, který je nyní připraven pro zpracování velkého množství dat.

Použitá literatura a zdroje

- [1] HOLIBKOVÁ, Alžběta a Stanislav LAICHMAN. *Přehled anatomie člověka*. 4. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2006, 140 s. ISBN 80-244-1480-5.
- [2] ROKYTA, Richard. *Fyziologie: pro bakalářská studia v medicíně, ošetrovatelství, přírodovědných, pedagogických a tělovýchovných oborech*. 2. přeprac. vyd. Praha: ISV nakladatelství, 2008, 426 s. ISBN 80-866-4247-X.
- [3] ŠTEFÁNEK, Jirí. *Anatomie srdce* [online]. 2011 [cit. 2013-12-31]. Dostupné z: <http://www.tymprozdravi.cz>
- [4] HUDEK, František. *Oběhová soustava* [online]. 2012 [cit. 31.12.2013]. Dostupné z: <http://vyuka.zsjarose.cz/>
- [5] ASCHERMANN, Michael. *Kardiologie*. 1. vyd. Praha: Galén, 2004, 753 s. ISBN 80-7262-290-0.
- [6] Texas Heart Institute. Heart Information Center: *The Heartbeat*. [online]. 2013 [cit. 2013-12-31]. Dostupné z: <http://www.texasheart.org>
- [7] POKORNÝ, Jaroslav. *Přehled fyziologie člověka*. 3., přeprac. vyd. Praha: Karolinum, 2002, 255 s. ISBN 80-246-0229-6.
- [8] KÖLBEL, František. *Praktická kardiologie*. Vyd. 1. Praha: Karolinum, 2011, 305 s. ISBN 978-802-4619-620.
- [9] KOZUMPLÍK, J. *Zpracování biologických signálů: Fonokardiogram* [přednáška]. Brno: FEKT VUT v Brně, 2013.
- [10] TROJAN, Stanislav. *Lékařská fyziologie*. 4. vyd. přepr. a dopl. Redaktor Jaroslav Pokorný. Praha: Grada Publishing, 2003, 771 s. ISBN 80-247-0512-5.
- [11] KOLÁŘ, Radim. *Lékařská diagnostická technika: Fonokardiografie* [přednáška]. Brno: FEKT VUT v Brně, 2013.
- [12] VÍTEK, Bohumil. *Fonokardiografie u dětí: učební texty pro studenty pediatrické větve*. 1. vyd. Brno: Universita J.E. Purkyně, 1971, 54 s.
- [13] HLOCH, Ondřej a Jitka ZELENKOVÁ. *Interní propedeutika: Vyšetření srdce*. [online]. [cit. 2013-12-31]. Dostupné z: <http://www.propedeutika.cz>
- [14] 3M™ Littmann® Classic II S.E. [online]. 2010 [cit. 2014-01-02]. Dostupné z: http://solutions.3mcesko.cz/wps/portal/3M/cs_CZ/Littmann-Gallery/stethoscope/classic-II/se/
- [15] LIANG, H.; LUKKARINEN, S.; HARTIMO, I. Heart sound segmentation algorithm based on heart sound envelopogram. In: *Computers in Cardiology 1997*. IEEE, 1997. p. 105-108.

- [16] WIRSUM, Siegfried. *Abeceda nf techniky*. 1. čes. vyd. Praha: BEN - technická literatura, 1998, 191 s. ISBN 80-86056-26-0.
- [17] JAN, Jiří. *Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálů*. 2. upr. a rozš. vyd. Brno: VUTIUM, 2002, 427 s. ISBN 80-214-1558-4.
- [18] KADLEC, František. *Zpracování akustických signálů*. Vyd. 1. Praha: Vydavatelství ČVUT, 2005, 189 s. ISBN 80-010-2588-8.
- [19] SEDLÁČEK, Miloš a Radislav ŠMÍD. *MATLAB v měření*. 3. přeprac. vyd. V Praze: České vysoké učení technické, 2012, 232 s. ISBN 978-80-01-05121-4.
- [20] BRUSCO, Matias; NAZERAN, Homer. Digital phonocardiography: a PDA-based approach. In: *Engineering in Medicine and Biology Society, 2004. IEMBS'04. 26th Annual International Conference of the IEEE*. IEEE, 2004. p. 2299-2302.
- [21] ABBAS, Abbas K. Rasha BASSAM. *Phonocardiography signal processing. Synthesis Lectures on Biomedical Engineering*. San Rafael, Calif.: Morgan, 2009. ISBN 978-159-8299-762.
- [22] KOZUMPLÍK, Jiří, Radim KOLÁŘ a Jiří JAN. *Číslicové zpracování signálů v prostředí Matlab*. Vyd. 1. Brno: Vysoké učení technické, 2001, 72 s. ISBN 80-214-1964-4.
- [23] SA Heart: *Tilt Table Test*. [online]. 2013 [cit. 2014-05-24]. Dostupné z: <http://www.saheart.com.au>

Použité symboly a zkratky

FKG – fonokardiogram

EKG – elektrokardiogram

S1 – první srdeční ozva

S2 – druhá srdeční ozva

CO – srdeční výdej

SV – tepový objem

HR – tepová frekvence

LVET – doba výdeje levé komory

FT – Fourierova transformace

DFT – diskrétní Fourierova transformace

IIR – filtr s nekonečnou impulsní charakteristikou

GUI – grafické uživatelské rozhraní

S1-R – vzdálenost první srdeční ozvy od R vlny

S2-R – vzdálenost druhé srdeční ozvy od R vlny

S2-S1 – časový interval mezi první a druhou srdeční ozvou