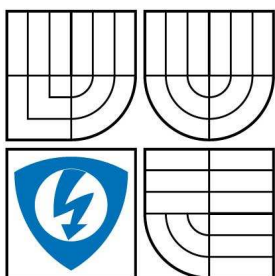


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

ANALÝZA DLOUHODOBÝCH ELEKTROKARDIOGRAFICKÝCH ZÁZNAMŮ

ANALYSIS OF LONG-TERM ELECTROCARDIOGRAMS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

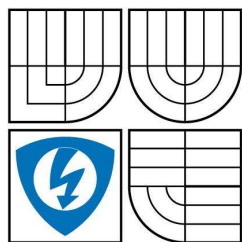
JIŘÍ VOJTÍŠEK

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. JANA KOLÁŘOVÁ, Ph.D.

BRNO 2009



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor
Automatizační a měřicí technika

Student: Jiří Vojtíšek

ID: 78436

Ročník: 3

Akademický rok: 2008/2009

NÁZEV TÉMATU:

Analýza dlouhodobých elektrokardiografických záznamů

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Prostudujte problematiku měření elektrokardiografických záznamů a seznámte se s metodami analýzy dlouhotrvajících záznamů. Zaměřte se na výpočet srdeční frekvence a její variability. V programovém prostředí Matlab vytvořte program pro zpracování a prezentaci dat. Dlouhodobé záznamy vyhodnotte.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] Guidelines: Heart rate variability: Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. European Heart Journal 1996;17, 354-381.
[2] Trojan S a kol. Lékařský fyziologie, Grada, 2004

Termín zadání: 9.2.2009

Termín odevzdání: 1.6.2009

Vedoucí práce: Ing. Jana Kolářová, Ph.D.

prof. Ing. Pavel Jura, CSc.

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 § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

Abstrakt:

Tato práce se zabývá analýzou dlouhodobého záznamu EKG pomocí zobrazení variability srdečního rytmu. Práce také popisuje anatomii a elektrofyziologii srdce a vzniku průběh EKG křivky. K získání výkonového spektra, kterým se variabilita srdečního rytmu popisuje, je vytvořen algoritmus zpracování EKG záznamu. Tento algoritmus byl použit ve vytvořené grafické aplikaci Spider Pig Analysis, která analyzuje dlouhodobý záznam EKG se zaměřením na zobrazení výkonového spektra. Funkčnost programu byla ověřena na experimentu, který porovnával HRV záznamu EKG vleže a vestoje.

Klíčová slova:

Srdce, Analýza EKG, detektor R-vln, variabilita srdečního rytmu, výkonové spektrum, Spider Pig Analysis

Abstract:

This work deals with long-term analysis of electrocardiogram using heart rate variability representation. Project explains heart anatomy and electrophysiology, creation and shape of ECG curve. Heart rate variability is described by power spectral density, which we obtain from created algorithm. This algorithm was used in graphic user interface application Spider Pig Analysis, which analyze long-term ECG focused on showing Power Spectral Density graph. Practicality of this program was verified in experiment. In the experiment HRV at rest and HRV at tilt were compared.

Keywords:

Heart, ECG analysis, detector of QRS, heart rate variability, power spectral density, Spider Pig Analysis

Bibliografická citace díla:

VOJTÍŠEK Jiří, Analýza dlouhodobých elektrokardiografických záznamů. Místo Vysoké Učení Technické v Brně. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav automatizace a měřicí techniky, 2008. Počet stran 49, Vedoucí semestrální práce: Ing. Jana Kolářová Ph.D.

Prohlášení autora o původnosti díla:

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce, s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury. Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 27. 5. 2009

.....

Poděkování:

Děkuji vedoucí semestrální práce Ing. Janě Kolářové, Ph.D. za vedení při plnění úkolů, za metodické rady a odbornou pomoc při realizaci této semestrální práce.

OBSAH

1	ÚVOD	7
2	SRDCE	8
2.1	POPIS SRDCE	8
2.1.1	<i>Morfologie srdce</i>	8
2.1.2	<i>Dutiny srdce</i>	9
2.2	ČINNOST SRDCE.....	10
2.3	ELEKTROFYZIOLOGIE SRDCE	11
2.3.1	<i>Řízení srdeční činnosti</i>	11
2.3.2	<i>Převodní systém srdce</i>	11
2.4	PARAMETRY KARDIOVASKULÁRNÍHO SYSTÉMU	13
2.4.1	<i>Tepová frekvence</i>	13
2.4.2	<i>Krevní tlak</i>	13
2.4.3	<i>Elektrická aktivita srdce</i>	13
3	ELEKTROKARDIOGRAM	14
3.1	SNÍMÁNÍ EKG.....	14
3.2	PRŮBĚH SIGNÁLU EKG	15
3.3	ÚSEKY EKG KŘIVKY.....	15
3.3.1	<i>Vlna P</i>	15
3.3.2	<i>QRS komplex</i>	15
3.3.3	<i>Vlna T</i>	16
4	VARIABILITA SRDEČNÍHO RYTMU	17
4.1	VARIABILITA SRDEČNÍHO RYTMU	17
4.2	METODY MĚŘENÍ VARIABILITY SRDEČNÍHO RYTMU	18
4.2.1	<i>Metody měření v časové oblasti</i>	18
4.2.2	<i>Metody měření ve frekvenční oblasti</i>	18
4.3	VÝKONOVÉ SPEKTRUM	19
4.3.1	<i>Spektrum krátkodobých záznamů</i>	19
4.3.2	<i>Spektrum dlouhodobých záznamů</i>	19
5	PRAKTICKÁ ČÁST	21
5.1	PŘÍPRAVA APLIKACE NA DATECH UBMI	21
5.2	EXPERIMENT	21
5.3	PROGRAM PRO ANALÝZU EXPERIMENTU	21
6	POSTUP ZÍSKÁNÍ VÝKONOVÉHO SPEKTRA Z EKG ZÁZNAMU	22
6.1	BLOKOVÉ SCHÉMA REALIZACE ZPRACOVÁNÍ SIGNÁLU.....	22
6.2	DETEKTOR R-VLN	23
6.2.1	<i>Otevření záznamu</i>	23
6.2.2	<i>Filtrace, FIR filtr</i>	23
6.2.3	<i>Umocnění</i>	25
6.2.4	<i>Prahování</i>	26
6.2.5	<i>Špičkový detektor</i>	27
	<i>Úspěšnost detektoru</i>	28

6.2.6	<i>Měření R-R intervalu</i>	29
6.3	ZOBRAZENÍ VÝKONOVÉHO SPEKTRA	30
6.3.1	<i>Rychlá Fourierova transformace</i>	30
6.3.2	<i>PSD</i>	31
6.4	VÝSLEDKY	32
6.4.1	<i>Interpretace výsledků testovacích záznamů</i>	32
6.4.2	<i>Použité záznamy</i>	33
6.4.1	<i>Shrnutí</i>	35
7	EXPERIMENT	36
7.1	NAVRŽENÍ EXPERIMENTU	36
7.2	SYSTÉM BIOPAC MP 150	36
7.3	MĚŘÍCÍ PROTOKOL EXPERIMENTU	37
7.4	VYHODNOCENÍ	37
8	SPIDER PIG ANALYSIS	38
8.1	NÁSTROJ MATLAB GUIDE	38
8.2	POPIS JEDNOTLIVÝCH ČÁSTÍ PROGRAMU	39
8.2.1	<i>Analýza</i>	39
8.2.2	<i>Zobrazování</i>	39
8.2.3	<i>Nápověda</i>	42
8.3	VÝHODY ANALÝZY V GRAFICKÉM UŽIVATELSKÉM PROSTŘEDÍ	42
8.4	VÝSLEDKY EXPERIMENTU	43
8.4.1	<i>Zastoupení složek PSD</i>	43
8.4.2	<i>Porovnání výsledku experimentu</i>	44
8.4.3	<i>Návrh komplexnějšího experimentu</i>	44
	ZÁVĚR	46
	SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ	47
	PŘÍLOHY	48

1 Úvod

Záznam variability srdečního rytmu (HRV – Heart Rate Variability) je hojně používaný nástroj pro vyšetření činnosti srdce. Udává přirozeně se vyskytující odchylky časových úseků mezi jednotlivými údery srdce, získanými z elektrokardiografického záznamu (EKG). HRV je indikátorem funkce autonomního nervového systému a fyziologických souvislostí v lidském těle. Snížená variabilita srdečního rytmu je spojená se zvýšeným rizikem výskytu srdečních chorob.

Cílem bakalářské práce je seznámit se s problematikou anatomie a elektrofyziologie srdce, jelikož elektrickou aktivitu srdce popisuje křivka EKG, kterou využíváme pro získání HRV. Tyto teoretické znalosti jsou rozebrány v kapitolách 2, 3 a 4.

Stěžejním úkolem je vytvoření takového postupu práce s EKG záznamem, abychom získali dostatečně přesný údaj o variabilitě srdeční frekvence. Dále bude v rámci experimentu změřen vlastní EKG signál a pro jeho analýzu bude vytvořeno grafické uživatelské rozhraní, které se zaměří na zobrazení výkonového spektra (PSD – Power Spectral Density), podle nějž lze zhodnotit variabilitu srdeční frekvence. Návrh těchto tří stěžejních bodů praktické části práce je uveden v kapitole 5. Postup analýzy EKG, provedení experimentu a popis grafického uživatelského rozhraní je následně zpracováno v kapitolách 6, 7 a 8. Zhodnocení práce a dosažené výsledky jsou shrnuty v závěru, v kapitole 9.

2 Srdce

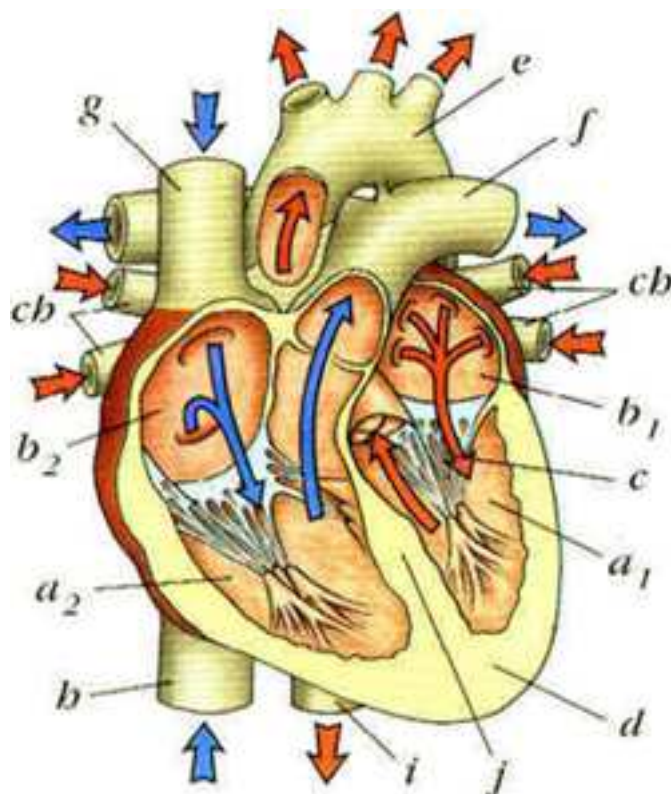
2.1 Popis srdce

Srdce je svalový orgán, který pravidelnými kontrakcemi svých dutin vytváří oběh krve a mízy v organismu. Srdce je uloženo v hrudníku mezi plícemi, hrudní kostí a bránicí. Je kryto několika vrstvami. Vnější vazivový obal pokrývající celé srdce se nazývá osrdečník (perikard). Uvnitř osrdečníku je tenká dvojitá membrána vyplněná tekutinou, která chrání srdce před třením a nárazy. Vrstva nejbližší srdci se nazývá endokard, který činí srdce krvetěsným.[3]

2.1.1 Morfologie srdce

Srdeční svalovina (myokard) je tvořen příčně pruhovaným svalstvem, které není ovlivňováno vůlí. Srdce má tvar kužele, jehož hrot směřuje dolů a doleva. Horní část se nazývá srdeční základna, místo, kam ústí cévy vstupující a vystupující do srdce. Srdce je rozděleno na čtyři samostatné dutiny oddělené přepážkami. Tyto dutiny se nazývají komory a síně. Stěny síní mají méně svaloviny než stěny komor, jelikož vykonávají menší činnost.

Obr. 2.1 ukazuje schematicky morfologii srdce a cév.



Obrázek 2.1: Schéma srdce a cév.

a1) levá komora, a2) pravá komora,

b1) levá síň, b2) pravá síň, c)

dvojcípá chlopeň (mitrální chlopeň,

d) hrot srdeční, e) aorta s odstupy

velkých tepen, f) tepna plicnice, g)

horní dutá žíla (v.cava superior, h)

dolní dutá žíla (v.cava inferior,

ch) plicní žíly, i) aorta sestupná (pokračování aorty, j) mezikomorová přepážka

2.1.2 Dutiny srdce

Krev procházející srdcem protéká dutinami, které jsou navzájem odděleny chlopněmi. Chlopně jsou přepážky, otevírající se ve směru toku krve. V opačném směru jsou neprůchodné – zabraňují tedy zpětnému toku krve. Otevření chlopní nárazem proudu krve při stahu komor nebo síní slyšíme jako srdeční ozvy.

Neokysličená krev přichází do srdce horní a dolní dutou žilou, které se před srdcem spojují v žilném splavu. Horní dutá žíla přivádí krev z horní části těla, dolní dutá žíla zase z dolní části.

Pravá předsíň

Z žilného splavu krev odtéká do pravé předsíně. Pravá předsíň tvoří pravou polovinu srdeční základny. Má relativně tenkou svalovou stěnu, odvádí menší část práce, než levá polovina a vybíhá na povrch srdce v jakýsi svalový vak, který se nazývá ouško (auricula).

Pravá předsíň je oddělena od pravé komory předsíňokomorovou přepážkou, ve které je otvor opatřený trojcípou chlopní (*valva atrioventricularis dextra, tricuspidalis*). [3]

Pravá komora

Pravá komora leží pod pravou předsíní, nedosahuje ale do srdečního hrotu. Má tenčí stěnu než levá komora, ale silnější než stěna síní. U člověka je stěna asi 0,5 cm tlustá. Uvnitř komory myokard vybíhá do prostoru a tvoří bradavkovité svaly, na které se upínají šlašinky, vazivové struny rozepjaté mezi stěnou komory a cípy trojcípé chlopně. Šlašinky zabraňují vyvrácení chlopně při stahu komory.

Pravá komora vyúsťuje do plicního kmene, otvor je uzavíratelný polměsíčitou (semilunární) chlopní (*valva trunci pulmonalis*). Tato chlopeň dostala své jméno podle podobnosti s půlměsícem. Tvoří jakési kapsy. Plicní chlopeň dovoluje krvi protékat z pravé komory do hlavní tepny plicního oběhu do plicnice, na její cestě do plic. Při kontrakci komor se dostává neokysličená krev přes plicní chlopeň do plicnice a do plic. Plicní kmen odvádí krev do plic. [3]

Levá předsíň

Z plic přitéká okysličená krev plicními žilami do levé předsíně. Levá předsíň tvoří levou polovinu srdeční základny. Stejně jako pravá předsíň má tenkou svalovou stěnu a vybíhá na povrch srdce jako ouško. V předsíňokomorové přepážce je otvor opatřený dvojčípou chlopní, která se také nazývá chlopeň mitrální (*valva atrioventricularis sinistra, bicuspidalis, mitralis*). [3]

Levá komora

Levá komora má ze všech srdečních dutin nejtlustší stěnu, u člověka je až 1,5 cm tlustá. Zasahuje až do srdečního hrotu. Uvnitř jsou bradavkovité svaly, na které se upínají šlašinky, a srdeční struny, které jsou součástí převodního systému srdečního.

Stahem levé komory je krev vypuzována do aorty, otvor je uzavíratelný aortální chlopní (*valva aortae*). Aortální chlopeň pracuje stejně a ve stejném rytmu jako chlopeň plicní. Při kontrakci komor se dostává okysličená krev přes aortální chlopeň do hlavního tělního oběhu.

Typický zvuk srdeční činnosti lub-dub způsobuje střídání fází systoly a diastoly. Systola je fáze, kdy krev tryská ze srdečních komor do tepen. Relaxační fáze, kdy srdce odpočívá a plní se krví, se nazývá diastola. Síňe začínají svůj stah odshora. Připomíná to ždímání. Síňe musí krev dopravit do komor pod nimi.[3]

2.2 Činnost srdce

Srdce při pumpování krve do těla prochází střídavě dvěma fázemi, stlačením a uvolněním. Tyto fáze se nazývají systola a diastola.

Systola – řízené stažení srdeční svaloviny síní nebo komor, (*viz Obr. 2.2*)

Diastola – relaxace (uvolnění) srdečního svalu, (*viz Obr. 2.3*)

Při diastole síní (za současné systoly komor) přitéká do pravé síně oběma dutými žilami krev z velkého tělního oběhu, zatímco do levé síně přitéká krev z plicních žil. Následuje systola obou síní (současně s diastolou obou komor), při které je krev ze síní vypuzena do komor. Aby nedocházelo ke zpětnému toku krve z komor do síní, je mezi pravou síní a komorou trojcípá chlopeň a mezi levou síní a komorou chlopeň dvojcípá. Tyto chlopně se při následné systole komor uzavřou a krev z komor je tak vypuzena do plicního kmene a do aorty. Zpětnému toku krve do komor brání poloměsíčitě chlopně uzavírající jak plicní kmen, tak aortu.

Rozlišujeme dvě fáze systoly:

izovolumická kontrakce - roste tlak, objem se nemění

ejekční fáze - objem se zmenšuje, tlak se nemění

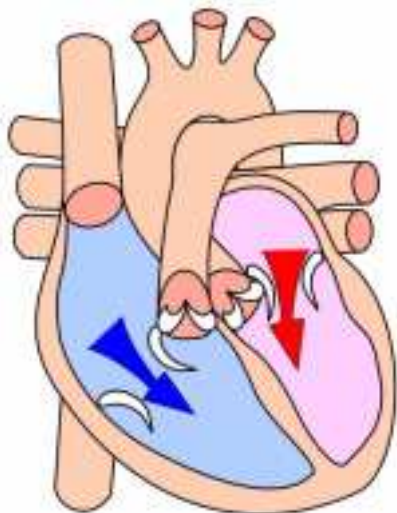
Stejně tak rozlišujeme dvě fáze diastoly:

izovolumická relaxace - tlak klesá, objem se nemění

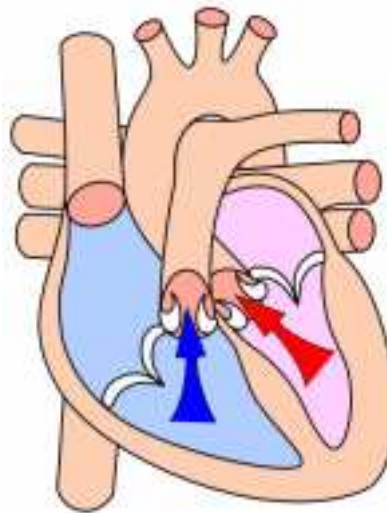
plnicí fáze - objem komor roste, tlak se nemění

Každou systolou je tak ze srdce vypuzeno průměrně asi 70 ml krve. Množství krve, které jedna komora přečerpá za minutu, se nazývá minutový srdeční výdej.

U člověka v klidu je srdeční frekvence 70-80 stahů za minutu. Klidový minutový srdeční výdej je tedy 5-6 l/min. V případě potřeby se ale dokáže zvýšit více než pětkrát, a to hlavně zrychlením srdeční frekvence.[3]



Obr. 2.2: Diastola



Obr. 2.3: Systola

2.3 Elektrofyziologie srdce

2.3.1 Řízení srdeční činnosti

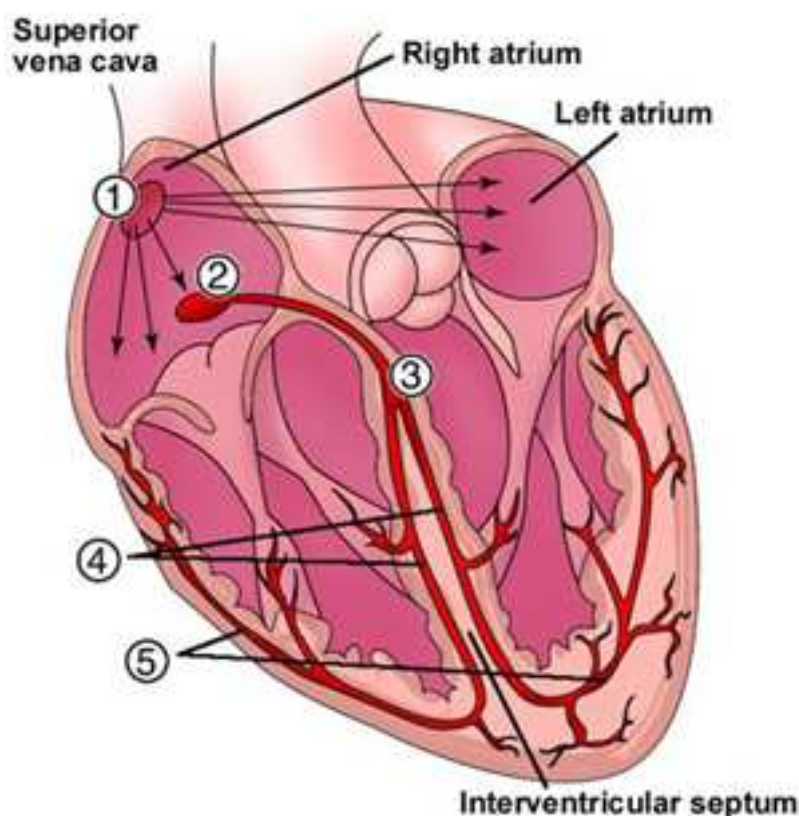
Srdce je samostatný orgán, který ve vlastní svalovině vytváří podněty pro kontrakci myokardu. Hlavním zdrojem vzruchů je sinoatriální uzel (SA uzel) shluk buněk převodního systému srdečního ve stěně pravé předsíně blízko žilního splavu.

2.3.2 Převodní systém srdce

Na membránách buněk převodního systému se neustále spontánně mění membránový potenciál. Po dosažení spouštěcí úrovně (spontánní diastolická repolarizace) vzniká akční potenciál, který se šíří do pracovního myokardu a způsobí jeho kontrakci. Po skončení akčního potenciálu je na membránách opět začne tvořit nový akční potenciál. Buňky samotné jsou tedy zdroj vzruchů. Akční potenciály vznikají pravidelně a jsou příčinou **rytmické práce srdce**. [3]

Spontánní depolarizace je nejrychlejší v SA uzlu, ten generuje vzruchy pro všechny části převodního systému. Rytmus srdeční frekvence stanovuje na 70 tepů za minutu. Jeho činnost je ovládána autonomním kardioregulačním centrem v mozgovém kmeni. Centrum řízení srdeční činnosti je umístěno v prodloužené míše.

Další část převodního systému srdce je atrioventrikulární uzel (AV uzel), který většinou jen převádí vzruch z SA uzlu, jen výjimečně generuje vzruch pro celé srdce. Následuje Hissův svazek, který se rozdělí na dvě Tawarova raménka. Každé raménko míří k určité části myokardu komor, kde se dělí na Purkyňova vlákna, která šíří vzruch do stěny komor. Převodní systém srdce je znázorněn na **obr.: 2.4**.



Obr. 2.4: Převodní systém srdeční. 1 – SA uzel, 2 – AV uzel, 3 – Hissův svazek, 4 – Tawarova raménka, 5 – Purkyňova vlákna

V SA uzlu a AV uzlu je rychlost šíření vzruchu 0,02-0,1 m/s, ve zbytku převodního systému se vzruch šíří rychlostí až 4 m/s. Mezi buňkami pracovního myokardu je šíření vzruchu pomalejší, do 1 m/s. [3]

U zdravého srdce je směr šíření vzruchů v určitém okamžiku vždy stejný. Výsledné vektory vzruchu můžeme snímat pomocí EKG.[3]

2.4 Parametry kardiovaskulárního systému

2.4.1 Tepová frekvence

Tepová (srdeční) frekvence udává počet úderů (tepů, stahů) srdce za 1 minutu. Nejlépe vypovídá o zatížení organismu. Můžeme měřit několik tepových frekvencí – klidová, aktuální a maximální.

2.4.2 Krevní tlak

Tlak krve na stěnu cévy, kterou protéká, se nazývá krevní tlak. Tento tlak je odlišný v různých částech kardiovaskulárního systému. S rostoucí vzdáleností od srdce a s klesajícím průměrem cév klesá. V praxi se krevním tlakem označuje tlak ve velkých tepnách (arteriální krevní tlak). Tlak se zde mění i v závislosti na čase. Nejvyšší hodnot dosahuje při systole – vypuzovací fázi srdeční akce a nejnižších v diastole – fázi plnění srdečních komor.

2.4.3 Elektrická aktivita srdce

Elektrickou aktivitu srdce můžeme zaznamenat elektrokardiografem. Výsledný elektrokardiogram nám zobrazuje časové změny elektrického potenciálu způsobené srdeční aktivitou.

3 Elektrokardiogram

3.1 Snímání EKG

Historicky zavedl elektrokardiografii jako klinickou metodu r. 1906 holandský lékař E. W. Einthoven. EKG signál u člověka zaznamenal strunovým galvanometrem mezi horními končetinami, a to pro snadnost připojení elektrod na zápěstí. Měřený signál pak odpovídá rozdílu potenciálů mezi oběma elektrodami, jedná se proto o bipolární zapojení. Označíme-li pravou ruku písmenem R (right, standardně označena červenou barvou) a levou L (left, žlutá), pak signál L-R označujeme jako I. Einthovenův svod. Později byla další elektroda připevněna poblíž kotníku levé nohy F (foot, zelená) a tím pádem možnost měřit rozdíl potenciálů F-R (II. Einthovenův svod) a F-L (III. Einthovenův svod).

Pro lepší rozlišení byly později doplněny Einthovenovy svody o další směry: Spojením končetinových elektrod přes stejně velké odpory byl vytvořený virtuální střed (tzv. Wilsonova svorka), do kterého byly zapojeny referenční vstupy tří dalších diferenciálních zesilovačů. Vektory nových souřadných os, které tak vznikly, si můžeme představit jako šipky, vedoucí ze středu (z těžiště) rovnostranného Einthovenova trojúhelníku směrem k jeho vrcholům, reprezentujícím elektrody R, L, F; nově vzniklé svody pak byly pojmenovány aVR, aVL a aVF.

Průběhem doby vznikla potřeba vyšetřovat pohyb elektrického srdečního vektoru v prostoru, tj. bylo nutno umístit elektrody v rovině pokud možno kolmé na tuto rovinu. Toho se dosáhlo pomocí šesti elektrod V1 až V6, umístěných přímo na hrudníku vyšetřované osoby tak, že elektrody V1 a V2 leží ve čtvrtém mezižebří vpravo a vlevo od sternu, dále vlevo elektroda V3 a dále stále ekvidistantně umístěvané elektrody V4, V5 a V6 leží v pátém mezižebří: V4 v čáře probíhající středem levého klíčku, V5 v čáře probíhající přední řasou podpažní jamky a konečně V6 v čáře pod středem podpažní jamky.[3]

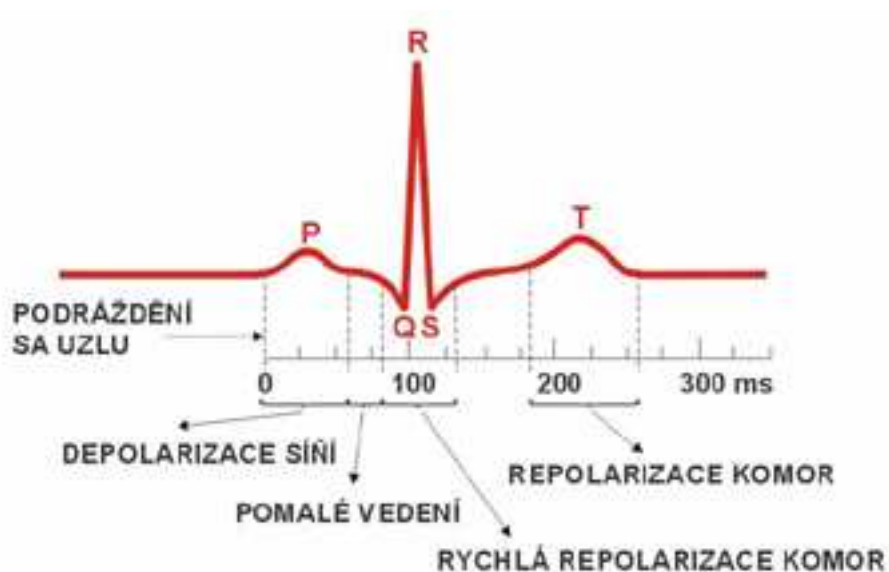
Dnes se používá pro získání přesnějšího EKG záznamu 12 svodů, které se dělí do tří skupin:

- Einthovenovi bipolární svody (I, II, III)
- Unipolární Goldbergovy svody (aVL, aVR, aVF)
- Unipolární hrudní svody (V1 – V6)

3.2 Průběh signálu EKG

Impuls pro kontrakci myokardu vzniká v tzv. sinoatriálním (SA) uzlu v oblasti pravé před síně, odkud se šíří dál. Tento primární signál je natolik slabý, že jej při běžném záznamu EKG prakticky nezaznamenáme. První vlna EKG záznamu, kterou můžeme na EKG záznamu vidět, je vlna P, která svědčí o depolarizaci před síně, tedy o jejich počínající kontrakci. Repolarizaci před síně už na EKG také nejsme schopni rozpoznat, neboť příslušný biosignál je zastíněn daleko vyšším signálem, pocházejícím od depolarizace komor; tento signál je charakterizován komplexem vln QRS. Následující vlna T svědčí o následné repolarizaci komor.[3]

Průběh signálu EKG je znázorněn na *Obr. 3.1*.



Obr. 3.1 : Schematické znázornění průběhu EKG křivky s přibližnými dobami trvání jednotlivých stavů.

3.3 Úseky EKG křivky

3.3.1 Vlna P

Je projevem depolarizace síně. Je to obvykle pozitivní kulovitá vlna, jejíž výška je maximálně 2,5 mm (0,25 mV) a netrvá déle než 0,10 s. Normálně může být, a poměrně často je, ve svodu III a V1 negativní (ve svodu aVR je vždy negativní). Ve svodu V1 je často vlna P bifázická (+-). Nejlépe se identifikuje ve svodech II a V1.[4]

3.3.2 QRS komplex

Podkladem WRS komplexu je depolarizace komor. Depolarizace je postupná, nejprve se depolarizuje septum z větve levého Tawarova raménka, pak jsou současně aktivovány

subendokardiální vrstvy obou komor a odtud se šíří podráždění napříč pracovním myokardem k epikardu. QRS komplex sestává ze 3 kmitů – Q, R a S.

Pozitivní kmit (nad izoelektrickou linií) se označuje R. Negativní kmity (pod izoelektrickou linií) jsou dva. Negativní kmit před R vlnou se nazývá Q a negativní kmit za R vlnou označujeme S. Normální trvání QRS komplexu je 0,06 – 0,1 s. Normální výška kmitu závisí na svodech. Například v končetinových svodech je do 10 mm (1 mV), v hrudních svodech (V5, V6) je do 25 mm (2,5 mV) , popřípadě u mladistvých do 35 mm (3,5 mV). [4]

Komplex QRS má pro tuto semestrální práci největší význam, jelikož pro zjištění srdeční frekvence detekujeme R vlnu a z časového intervalu dvou následujících R vln (R-R interval) určíme proměnlivost srdeční frekvence (HRV).

3.3.3 Vlna T

Vlna T je projevem depolarizace komor. Normálně je vlna T lehce asymetrická (s pozvolným vzestupným a příkrým sestupným ramenem, ve všech svodech je pozitivní (kromě aVR, kde je vždy negativní). Negativní může být T normálně jen ve svodu III a V1. Vlna T trvá normálně 0,2 s a její výška je 2-8mm (0,2 – 0,8 mV).

4 Variabilita srdečního rytmu

V osmdesátých a devadesátých letech dvacátého století jsme byli svědky významných souvislostí mezi činností autonomního nervového soustavy a kardiiovaskulární úmrtností, včetně náhlého srdečního úmrtí.

Experimentální důkazy spojení mezi náchylností k smrtícím arytmiím a znaky zvýšené aktivity sympatiku nebo snížené aktivity parasympatiku podpořili vývoj kvantitativních metod popisu aktivity autonomní nervové soustavy. Jako velice slibná metoda se jeví měření variability srdečního rytmu - HRV.[1] [5]

Autonomní nervová soustava

Autonomní nervová soustava (ANS) nebo také vegetativní soustava je součástí periferního nervového systému, jehož úlohou je udržovat optimální vnitřní podmínky organismu. ANS udržuje srdeční a dýchací frekvenci, vykonává proces trávení, pocení, močení, tvoří sliny, ovládá průměr zornice, má důležitou úlohu v pohlavním vzrušení. Ačkoliv nejvíce jeho činností je nevědomých, některé, jako proces dýchání, pracují v součinnosti s vědomými procesy. Jeho hlavními součástmi jsou sensorický systém, motorický systém (sestavující z parasympatického a sympatického systému) a enterický nervový systém.

Sympatikus a parasympatikus jsou systémy, které (obvykle v protichůdném vztahu) regulují životní funkce jednotlivých orgánů za účelem dosažení homeostázy neboli stabilního vnitřního prostředí v organismu. U kardiiovaskulární soustavy sympatikus mimo jiné zvyšuje srdeční výdej a parasympatikus jej snižuje.[3]

4.1 Variabilita srdečního rytmu

Jak už bylo naznačeno dříve, variabilita srdečního rytmu (HRV) je slibná metoda k popisu aktivity autonomní nervové soustavy. Zdánlivě lehké provedení této metody zpopularizovalo její užití. Mnoho dnešních moderních přístrojů provádí automatizované měření HRV. Kardiologům tím poskytují nástroj jak pro výzkum, tak i pro klinické studie.

Interpretace výsledků mnoha rozdílných měření HRV měla velký potenciál pro nesprávné úsudky a také pro nepřiměřené a neodůvodněné extrapolace. Tento problém vedl Evropskou a Americkou kardiologickou společnost k vytvoření standardů měření, fyziologické interpretace a klinického užití HRV. [1]

Tato semestrální práce se těmito standardy řídí a vychází z nich.

4.2 Metody měření variability srdečního rytmu

Variace tepové frekvence mohou být vyhodnocovány několika metodami. Hlavní rozdělení je na metody měření v časové oblasti a metody ve frekvenční oblasti.

4.2.1 Metody měření v časové oblasti

Metody měření v časové oblasti jsou možná nejjednodušší na provedení. Ve spojitém EKG záznamu, je zjištěn každý QRS komplex a intervaly mezi všemi následujícími QRS komplexy se nazývají NN (normal-to-normal). Základní proměnné, které mohou být vypočteny, jsou průměrný NN interval, průměrná tepová frekvence, rozdíl mezi nejdelším a nejkratším NN intervalem, rozdíl mezi denní a noční tepovou frekvencí atd. [1]

Metody měření v časové oblasti mají ještě dvě podskupiny, statistické měření a geometrické měření. V těchto metodách je standardizováno další množství proměnných, které ovšem nejsou potřebné k dosažení cíle této práce.

4.2.2 Metody měření ve frekvenční oblasti

Metody měření ve frekvenční oblasti se zaměřují na výpočet hustoty výkonového spektra HRV (PSD – Power Spectral Density). Tato analýza poskytuje základní informace o rozložení výkonu HRV jako funkce frekvence.

Metody výpočtu mohou být obecně klasifikovány jako parametrické a ne-parametrické. Ve většině případů poskytují srovnatelné výsledky.

Ne-parametrické metody

Výhodou ne-parametrických metod je jednoduchost použitého algoritmu (ve většině případů Rychlá Furierova Transformace – FFT) a vysoká rychlost zpracování.

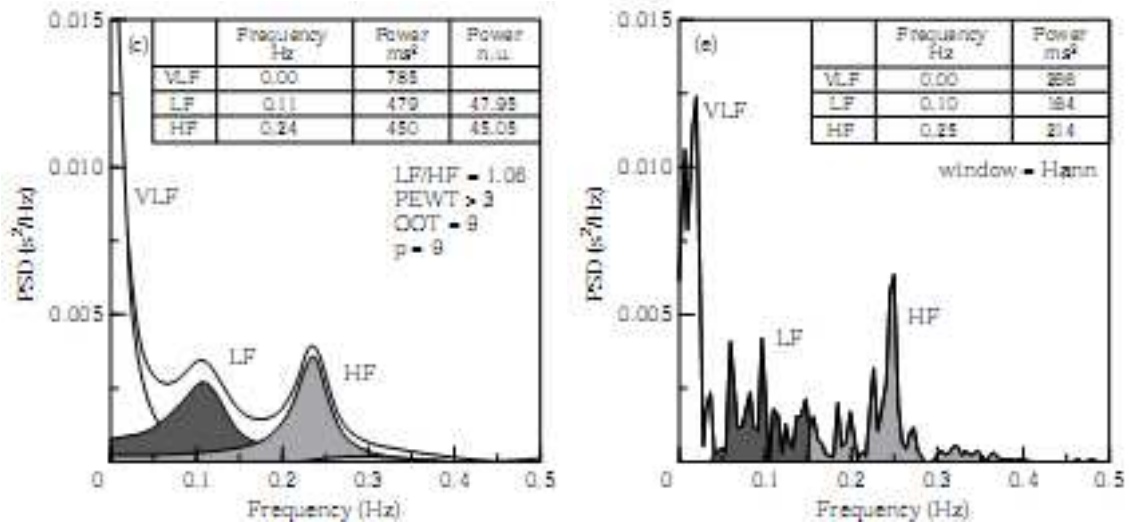
V této semestrální práci je použita právě tato metoda a to zejména pro relativní jednoduchost algoritmu a její interpretační jednoznačnost.

Parametrické metody

Výhodou parametrických metod je hladší průběh spektrálních složek, jednoduché zpracování spektra výpočtem nízkofrekvenčních a vysokofrekvenčních výkonových složek a přesný odhad PSD na malém množství vzorků, na kterém se předpokládá, že je signál stacionární.

Nevýhodou parametrických metod je potřeba ověřovat vhodnost použitého modelu a jeho složitost (řád modelu).

Průběhy výsledného PSD parametrických a ne-parametrických metod je možné porovnat na **Obr. 4.1**.



Obr. 4.1: Srovnání průběhů PSD použitím parametrických metod (vlevo) a ne-parametrických (vpravo).[1]

4.3 Výkonové spektrum

4.3.1 Spektrum krátkodobých záznamů

U krátkodobých záznamů (od 2 do 5 min) rozlišujeme tři hlavní spektrální výkonové složky: velmi nízké frekvence VLF (very low frequency), nízké frekvence LF (low frequency) a vysoké frekvence HF (high frequency).

Měření výkonových složek VLF, LF a HF se provádí umocněním absolutní hodnoty (po FFT) a má jednotku ms².

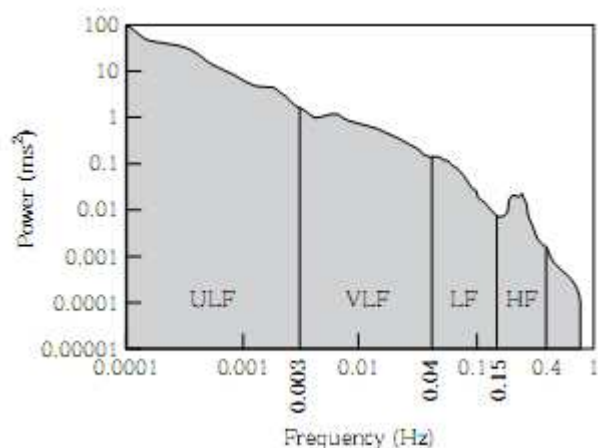
Složky LF a HF mohou také být měřeny v normalizovaných jednotkách n.u. (normalized unit), které reprezentují relativní hodnotu každé výkonové složky k celkovému výkonu minus složka VLF. Reprezentace LF a HF v n.u. vyjadřuje vyvážené a vyrovnané chování obou větví autonomní nervové soustavy.[1]

4.3.2 Spektrum dlouhodobých záznamů

Spektrální analýza může být také použita na posloupnost RR intervalů z celistvé 24 hodinové doby. Výsledek pak zahrnuje navíc výkonovou složku ultra nízké frekvence ULF (ultra low frequency). PSD dlouhodobého záznamu je znázorněno na **Obr. 4.2**.

Strmost 24 hodinového spektra může být určena užitím logaritmického měřítka na obou osách (**Obr. 4.2**). [1]

V **Tab. 4.1** je shrnutí vybraných měření ve frekvenční oblasti.



Obr. 4.2: Ukázka odhadu hustoty výkonového spektra PSD získaného z 24 hodinového záznamu. Složky LF a HF odpovídají vrcholům spektra a složky VLF a ULF mohou být lineárně aproximovány.[1]

proměnná	jednotky	popis	frekvenční rozsah
analýza krátkého záznamu (5 min)			
5 min celk. výkon	ms ²	variace NN intervalu v časovém segmentu	přibližně ≤ 0,4 Hz
VLF	ms ²	výkon ve velmi nízkém frekv. rozsahu	≤ 0,04 Hz
LF	ms ²	výkon v nízkém frekv. rozsahu	0,04 - 0,15 Hz
LF norm.	n.u.	LF výkon v normalizovaných jednotkách LF/(celk. výkon - VLF) .100	
HF		výkon ve vysokém frekv. rozsahu	0,15 - 0,4 Hz
LHF norm.	n.u.	HF výkon v normalizovaných jednotkách HF/(celk. výkon - VLF) .100	
analýza dlouhého záznamu (24h)			
celk. výkon	ms ²	variace všech NN intervalů	přibližně ≤ 0,4 Hz
ULF	ms ²	výkon v ultra nízkém frekv. rozsahu	≤ 0,003 Hz
VLF	ms ²	výkon ve velmi nízkém frekv. rozsahu	0,003 - 0,04 Hz
LF	ms ²	výkon v nízkém frekv. rozsahu	0,04 - 0,15 Hz
HF	ms ²	výkon ve vysokém frekv. rozsahu	0,15 - 0,4 Hz

Tab. 4.1: Vybrané měření HRV ve frekvenční oblasti.[1]

5 Praktická část

Praktická část této bakalářské práce je rozdělena do tří částí. První částí je příprava aplikace na datech Ústavu biomedicínského inženýrství (UBMI), v druhé části bude navržen experiment a ve třetí části budou výsledky experimentu analyzovány vytvořeným programem Spider Pig Analysis.

5.1 Příprava aplikace na datech UBMI

Přípravou aplikace na datech UBMI myslíme vytvoření posloupnosti příkazů v programu Matlab ke zpracování EKG záznamu za účelem zisku výkonového spektra. Postup zpracování EKG záznamu je popsán v kapitole 6.

Pro vytváření algoritmu byly použity tři různé EKG záznamy králičího srdce poskytnuté UBMI. Seznam použitých EKG záznamů je v **Tab. 5.1**.

Název	Popis	Vzorkovací frekvence	Délka	Průměrná tepová frekvence
ekg_20060410	EKG králičího srdce	2 kHz	100s	182 tepů/min
zdroj1a	EKG králičího srdce	2 kHz	50s	173 tepů/min
zdroj1b	EKG králičího srdce	2 kHz	50s	174 tepů/min

Tab. 5.1: Seznam použitých EKG záznamů pro vytvoření algoritmu.

5.2 Experiment

V rámci experimentu byly naměřeny vlastní dlouhodobé, dvanáctiminutové záznamy EKG lidského srdce v systému Biopac MP 150. Tento systém je popsán v kapitole 7, kde je také rozebrán návrh a měřicí protokol experimentu.

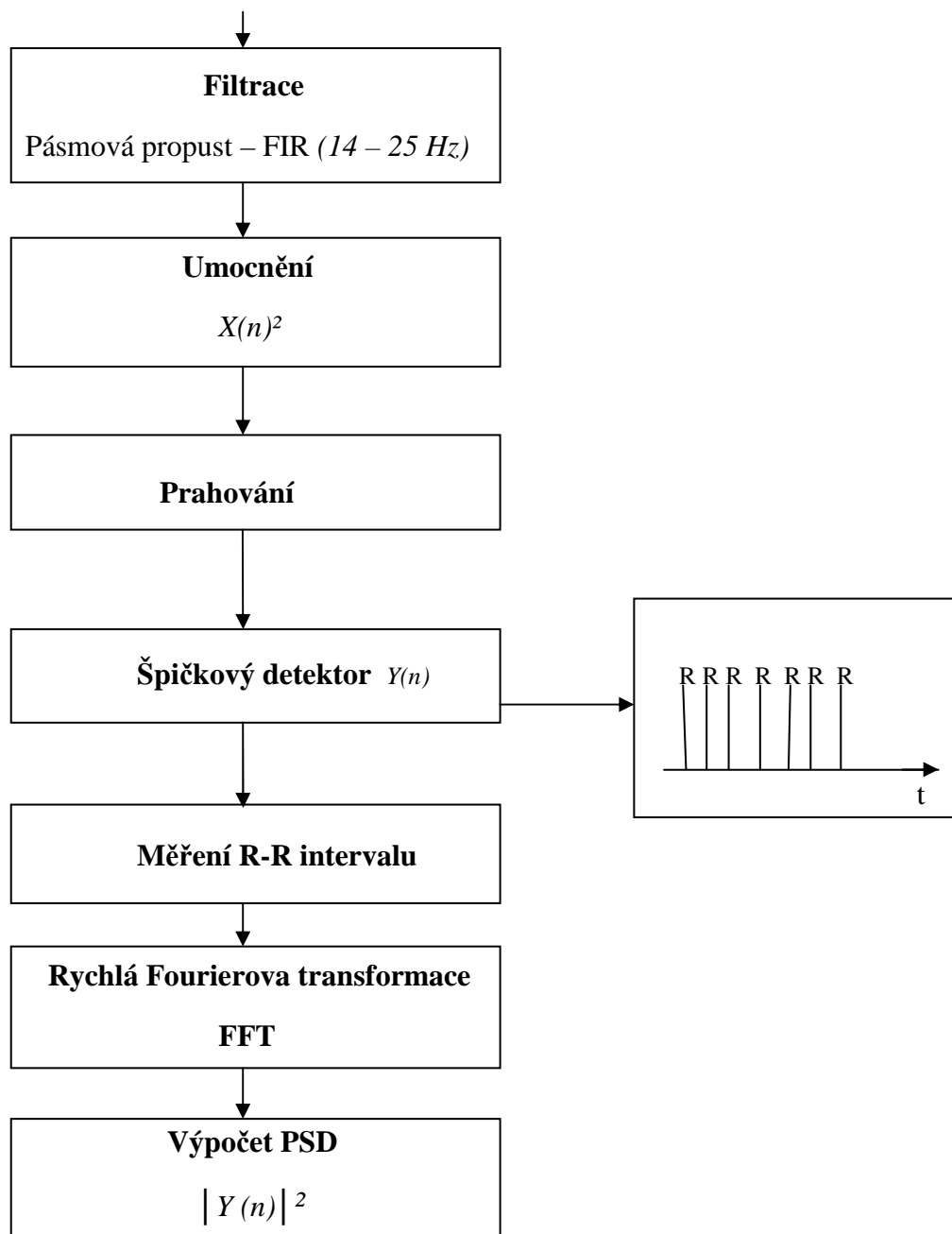
5.3 Program pro analýzu experimentu

Program, který byl vytvořen za účelem analýzy experimentu, se nazývá Spider Pig Analysis. Program Spider Pig Analysis využívá algoritmus pro zpracování EKG záznamu za účelem zisku výkonového spektra popsáný v kapitole 6. Grafické uživatelské rozhraní programu se zaměřuje na výběr parametrů pro analýzu EKG záznamu a přehledné zobrazení grafických výstupů. Jeho popis, činnost a jím analyzované výsledky experimentu jsou popsány v kapitole 8.

6 Postup získání výkonového spektra z EKG záznamu

Ke zpracování signálu byl použit program Matlab, verze 7.0.1.24704 (R14). Je zapsán ve skriptu a bylo použito standardních knihoven funkcí pro zpracování signálů.

6.1 Blokové schéma realizace zpracování signálu



Obr. 6.1: Blokové schéma realizace zpracování signálu EKG. Výstupem je zobrazení výkonového spektra PSD.

6.2 Detektor R-vln

Detektorem R-vln nazýváme systém, který ze signálu EKG detekuje polohu QRS komplexů, konkrétně R-vlnu. Nejvyšší hodnota R-vlny (její špička) je vyhodnocena právě jako R-vlna. Výstupem detektoru tedy bude posloupnost jednotlivých R-vln.

Detektor R-vln je důležitý prvek v postupu získání PSD, jeho provedení ovlivňuje přesnost, kvalitu a hlavně rychlost dosažení výsledku. Detektor zahrnuje tyto kroky: otevření záznamu, filtrace pásmovou propustí, umocnění, prahování, špičkový detektor a měření R-R intervalu. Vysvětlení funkce jednotlivých bloků následuje.

6.2.1 Otevření záznamu

Abychom mohli signál zpracovávat, musíme mít o něm dostatečné informace. Nutná informace je jakou má signál vzorkovací frekvenci. Většina dnešních signálů je vzorkována frekvencí od 250 do 2000 Hz. Standardy měření HRV [1] udávají minimální vzorkovací frekvenci 100 Hz, aby byly údaje o EKG dostatečné. V našem případě jsme používali signály vzorkované 2000 vzorky za sekundu.

6.2.2 Filtrace, FIR filtr

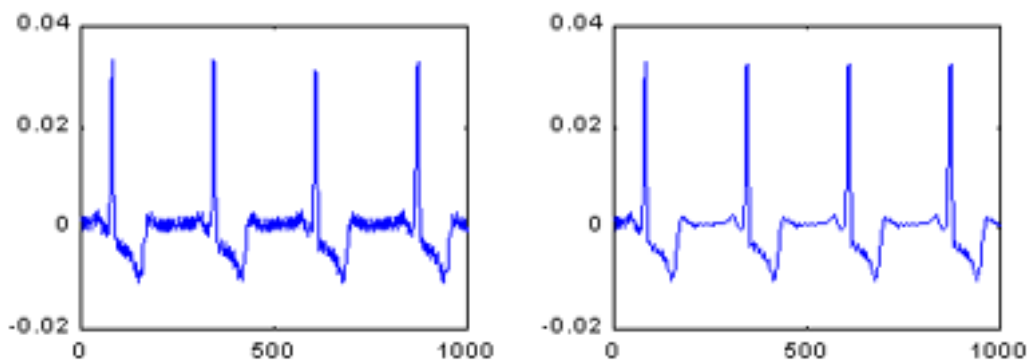
Filtrace signálu se používá k odstranění rušení signálu neboli odstranění nežádoucích složek signálu. EKG signál je nejčastěji rušen síťovým brumem (složka 50 Hz) a nízkofrekvenční pohybovým rušením (složka do 2 Hz). Nejvýznamnější spektrální složky R-vlny se vyskytují v pásmu 14 – 25 Hz. Je vidět, že frekvenční složky rušení se nemísí s užitečným signálem, proto jako filtr rušení můžeme použít FIR filtr. Na **Obr. 6.2** je znázorněn EKG signál rušený síťovým brumem a signál filtrovaný FIR filtrem – typem pásmová propust (14 – 25 Hz).

FIR filtr je číslicový filtr pro zpracování libovolných digitálních signálů (posloupnost vzorků po převodu z analogového signálu AD převodníkem). FIR znamená Finite Impulse Response – filtr s konečnou impulsovou odezvou (konečný počet nenulových výstupních hodnot po vybuzení filtru jednotkovým impulsem).[6]

Filtrace způsobuje v průběhu signálu zpoždění, které ovšem není nutno kompenzovat, jelikož v našem konkrétním případě detekce R-vln a měření intervalu mezi nimi nemá zpoždění žádný vliv. Posune-li se každá R-vlna o stejný úsek, rozdíl mezi nimi bude stejný, jako rozdíl v nezpožděném signálu. Zpoždění filtru typu FIR lichého řádu je dáno vzorcem (1).

$$\text{Zpoždění} = \frac{N - 1}{2} \text{vzorků} \quad (1)$$

kde N je délka impulsní charakteristika filtru.



Obr. 6.2: EKG signál rušený síťovým brumem (vlevo) a signál filtrovaný FIR filtrem – typem pásmová propust (14 – 25 Hz) - (vpravo).

Parametry filtru

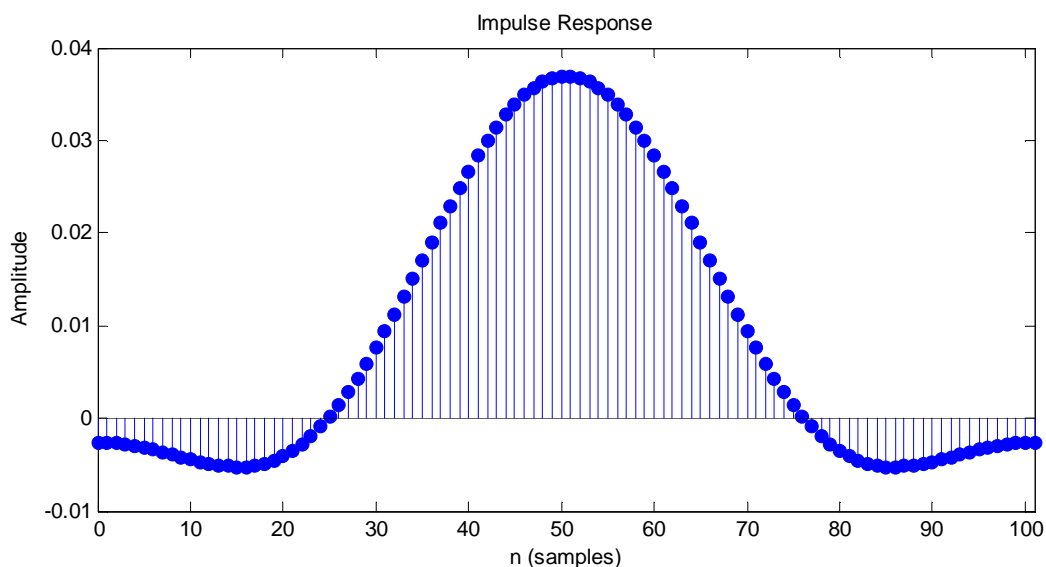
Pro filtraci signálu v programu Matlab, jsme použili filtr *FIR1*, který má následující parametry: typ filtru *O* (délka impulsní charakteristiky – **Obr. 6.3**) a hranice pásmové propusti *W*. Hranice pásmové propusti musíme přepočítat do intervalu (0,1) podle vzorců (2) a (3).

$$W_1 = \frac{f_d}{\frac{Fvz}{2}} \quad (2) \quad \text{a} \quad W_2 = \frac{f_h}{\frac{Fvz}{2}} \quad (3)$$

kde W_1 a W_2 jsou dolní a horní hranice pásmové propusti filtru v intervalu (0,1)

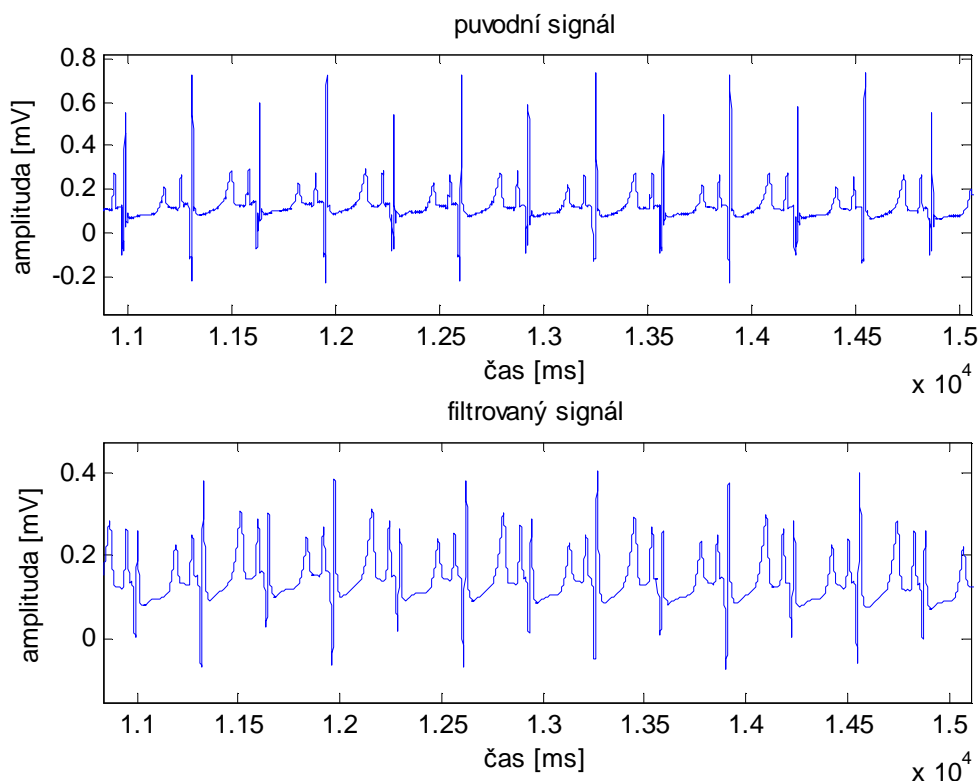
f_d a f_h jsou dolní a horní hranice pásmové propusti (14 – 25 Hz)

Fvz je vzorkovací frekvence signálu



Obr. 6.3: Impulsní charakteristika filtru *FIR1*. Délka impulsní charakteristiky $O=101$.

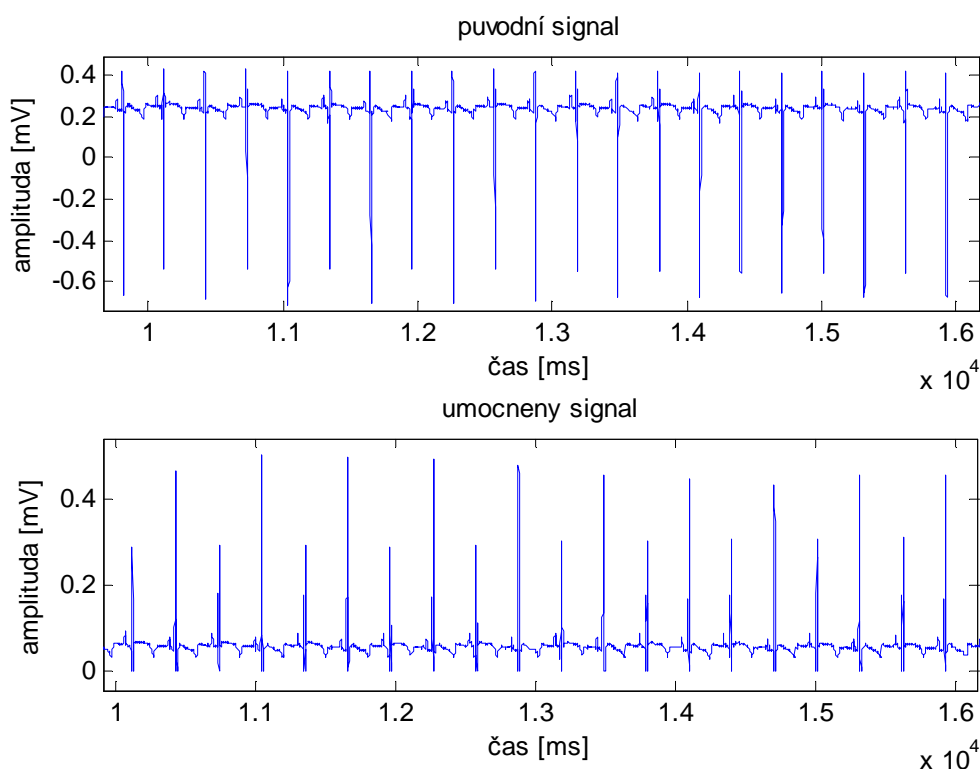
Pro dosažení kvalitních výsledků detektoru R-vln není nutné všechny signály filtrovat. Občas může filtrace přinést i nežádoucí změnu signálu. V našem případě je to vidět na **Obr. 6.4** kde můžeme porovnat původní nefiltrovaný signál a filtrovaný signál (fir1, O=51). Ve filtrovaném signálu došlo k snížení velikosti R-vln a tím k zvýraznění dalších vln, zejména P a T vlny, jejichž velikost je srovnatelná s velikostí některých R-vln. Tím se v tomto případě stává filtrace nežádoucí. Dospějeme-li do tohoto bodu, je lepší pokračovat ve zpracování signálu bez filtrace. Dosáhneme tím lepších a přesnějších výsledků.



Obr. 6.4: Porovnání filtrovaného a nefiltrovaného signálu, kdy je filtrace nežádoucí. Jedná se o testovací signál zdroj1.mat ($Fvz = 2000$ Hz).

6.2.3 Umocnění

Umocnění signálu se provádí za účelem dosažení kladných hodnot signálu. Umocněním se také zvýrazní R-vlny. Na **Obr. 6.5** je znázorněno umocnění EKG signálu, který je většinu času záporný.



Obr. 6.5: Porovnání původního a umocněného signálu ze souboru *ekg_20060410.mat*, který není filtrovaný.

6.2.4 Prahování

Prahování je důležitý krok, jelikož určuje samotný výskyt R-vlny v předzpracovaném signálu. Ztratí-li se po prahování informace o R-vlně, nebude již možno tuto R-vlnu jakkoliv nalézt.

V postupu detekce R-vln je použita základní metoda prahování - porovnávání umocněného signálu s pevným prahem. Tato metoda lze použít, máme-li EKG signál s malým rušením, například klidové EKG. A také EKG signál musí mít, na měřeném úseku, relativně shodné velikosti R-vln aby nedošlo po nalezení maxima a zvolení prahu k odprahování většího počtu R-vln. Signály, zkoumané v tomto projektu těmto podmínkám vyhovují.

Určení velikosti prahu je zásadní krok. V tomto semestrálním projektu se osvědčilo použití nejjednoduššího určení prahu a to z maximální hodnoty umocněného signálu. Práh lze potom nastavit jako procentuelní část maxima. Na signály zpracované v tomto projektu byl použit práh 45% maximální hodnoty. Všechny hodnoty signálu, které jsou menší než práh, jsou nastaveny na nulu. Při této hodnotě bylo dosaženo kvalitních výsledků. Úspěšnost detektoru je vyhodnocena v následující kapitole 6.2.5 *Špičkový detektor*, protože až po detekci

špiček přesně identifikujeme R-vlny a můžeme tak rozhodnout o úspěšnosti jejich detekce. Nicméně o této úspěšnosti, jak už bylo zmíněno výše, se rozhoduje právě při prahování.

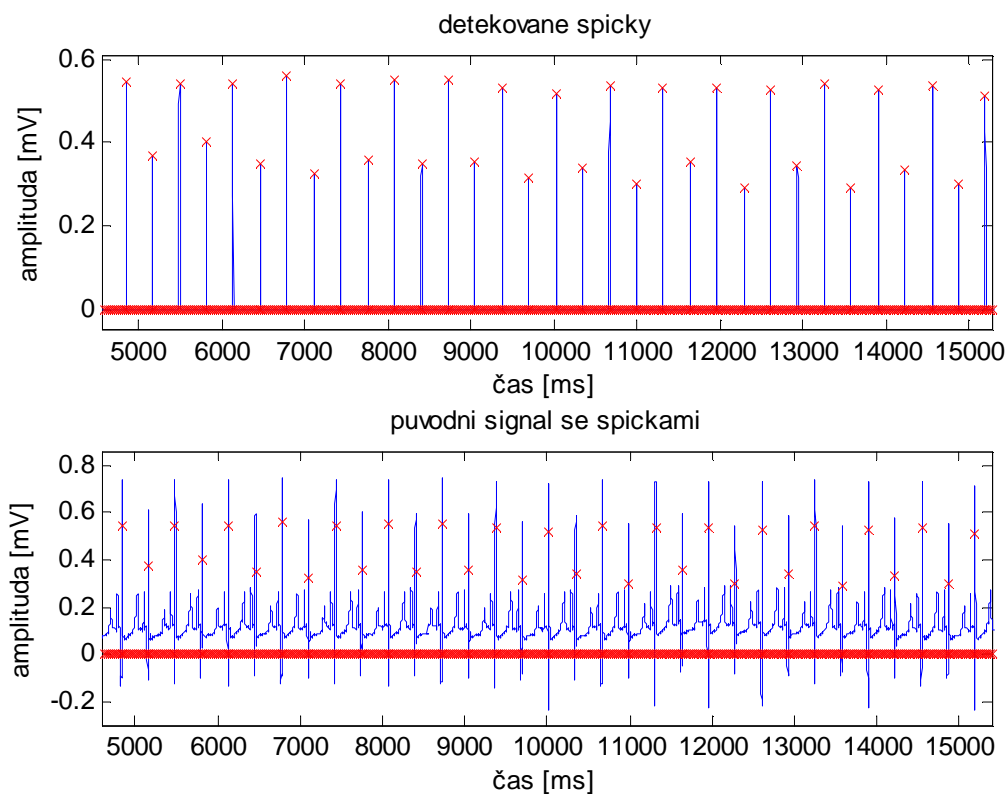
6.2.5 Špičkový detektor

Špičkový detektor představuje algoritmus hledání vrcholů R-vln. Tento algoritmus probíhá v cyklu a za pomoci podmínek hledá špičky R vln. Algoritmus prochází signál prvek po prvku. Kroky algoritmu jsou popsány v následujících bodech.

- Nastavení počátečních parametrů špičkového detektoru. Hlavní parametr je délka pomocného vektoru C , ve kterém se v každém kroku cyklu hledá maximální hodnota. Tato hodnota závisí na vzorkovací frekvenci signálu. Z hlediska předpokládané délky RR intervalu je žádoucí tuto hodnotu volit mezi 15 -25% vzorkovací frekvence. V našem případě byla délka pomocného vektoru C rovna 300 vzorků. Při změnách velikosti vektoru C mezi 300 až 500 vzorky nedocházelo ve výsledné detekci k žádným změnám.
- Algoritmus začíná detekovat od prvního nenulového prvku. Od něj se vytvoří vektor E o délce C . Dále se v tomto vektoru nalezne maximum. Toto maximum se uloží do proměnné J a jeho pozice do proměnné K .
- Další prvek je porovnáván s lokálním maximem J . Pokud je jeho velikost menší, nastaví se na nulu. Pokud je větší, uloží se jako nové lokální maximum (hodnota i pozice). Takto se pokračuje, dokud se nenarazí na nulový prvek.
- Když je prvek nulový, algoritmus testuje, zda jej následuje počet dalších nul. Tento počet je určen velikostí C . Jakmile je tento prvek následován tímto počtem nulových vzorků, je vyhodnoceno, že jedna R-vlna skončila a bude následovat druhá. V tomto bodě se do výsledného vektoru uloží hodnota maxima J na přesnou pozici pomocí K a tyto hodnoty se pro detekci další R-vlny vynulují.
- V průběhu detekce špiček algoritmus také testuje hraniční stavy. Aby nedocházelo k zasahování za konec signálu, s blížícím se koncem signálu se velikost pomocného vektoru snižuje. Při testování posledního prvku signálu je velikost pomocného vektoru C rovna 1.

Výsledkem špičkového detektoru je vektor, který obsahuje pouze špičky R-vln, jako izolované body. Špičkový detektor našel v prahovaném signálu všechny špičky. Tato 100% úspěšnost je podmíněna časově náročným výpočtem složitého algoritmu, (v závislosti na délce signálu, vzorkovací frekvenci a výpočetním výkonu trvá i desítky sekund). V dalším kroku tedy lze změřit délku intervalu mezi jednotlivými R-vlnami bez jakýchkoliv nejistot.

Detekce špiček je znázorněna na **Obr. 6.6**, kde jsou špičky pro lepší představu doplněny nejdříve o prahovaný signál a také o původní signál.



Obr. 6.6: Horní graf znázorňuje prahovaný signál (modrá) a z něj detekované špičky (červená). Dolní graf spojuje původní signál (modrá) a detekované špičky (červená). Použitý signál zdroj1.mat.

Úspěšnost detektoru

Úspěšnost detektoru počítáme podle vztahu:

$$\text{Úspěšnost detekce} = \frac{\text{detekované } R \text{ vlny}}{\text{všechny } R \text{ vlny}} \times 100 \text{ [%]} \quad (4)$$

O úspěšnosti detektoru lze experimentálně rozhodnout z grafu původního signálu, prahovaného signálu a detekovaných špiček (**Obr. 6.6**). U hodnot kolem 1.92 , 1.95 a 1.97×10^5 zcela určitě chybí detekovaná R-vlna, která byla odprahována. Projdeme-li si takto celý signál zdroj1.mat. (o velikosti 2×10^5 vzorků), spočítáme v něm 304 R-vln a uvidíme, že algoritmus nedetekoval celkem 11 R-vln. Podle vzorce (4) vypočítáme, že účinnost detektoru R-vln po prahování je 96,38%. Dále můžeme říct, že úspěšnost špičkového detektoru je 100% (v prahovaném signálu detekoval všechny špičky). Celková úspěšnost detektoru R-vln pro signál zdroj1.mat je tedy 96,38 %.

6.2.6 Měření R-R intervalu

Nyní, po nalezení izolovaných špiček R-vln, už můžeme přistoupit k samotnému měření R-R intervalu. Tento interval se rovná rozdílu dvou po sobě následujících R-vln, v našem případě špiček.

Funkcí *find* najdeme všechny špičky a uložíme si jejich pozici v signálu. Odečteme-li podle vzorce (5) dvě po sobě následující hodnoty pozice, dostaneme délku intervalu ve vzorcích:

$$i_{vz} = R_i - R_{i-1} \quad (5)$$

Kde i_{vz} ... je velikost intervalu ve vzorcích.

R_i ... je R-vlna

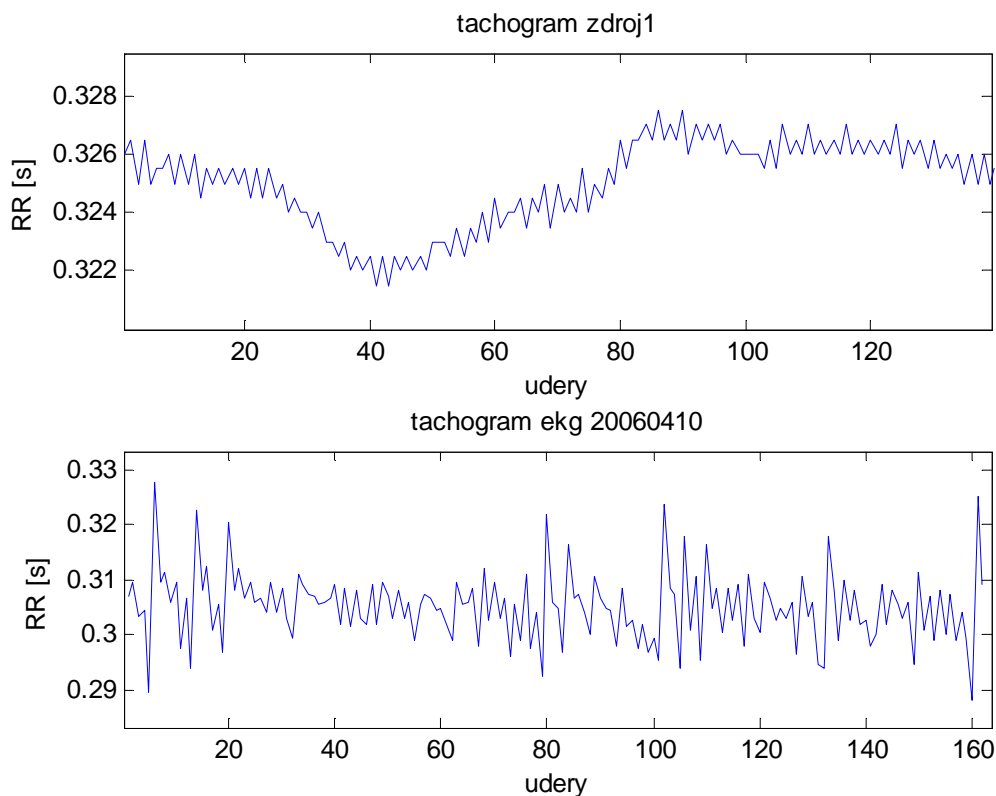
R_{i-1} ... je předcházející R-vlna

Délku intervalu ve vzorcích je nutné převést do časové oblasti, abychom dostali skutečnou představu o době mezi jednotlivými údery srdce. Údaj o R-R intervalu v sekundách (i_t) získáme vydělením intervalu ve vzorcích (i_{vz}) vzorkovací frekvencí (F_{vz}) podle vzorce (6).

$$i_t = \frac{i_{vz}}{F_{vz}} \quad (6)$$

Nyní jsme vypočítali celou posloupnost R-R intervalů. Tato posloupnost se nazývá tachogram R-R intervalů. Tachogram už má jistou vypovídací schopnost o variabilitě srdečního rytmu. Na **Obr. 6.7** lze porovnat dva signály s různým průběhem. Spodní tachogram více kmitá (větší variabilita) kolem jedné hodnoty (0,305) a horní tachogram kmitá méně, ale při proložení bychom dostali nejdřív klesající a pak rostoucí křivku. Pro snadnější interpretaci výsledků se užívá výkonového spektra (PSD) variability srdečního rytmu (HRV) (viz. kapitola 6.3).

Hodnota R-R intervalu vycházela u zdroje *zdroj1.mat* okolo 0,32s a u *ekg_20060410.mat* okolo 0.3s. Tepová frekvence je tak v rozmezí 180 až 200 tepů za minutu. Tato hodnota je správná, protože zdroje *zdroj1.mat* a *ekg_20060410.mat* obsahují záznam EKG králíčeho srdce (135 – 320 tepů za minutu).



Obr. 6.7: Porovnání tachogramu R-R intervalů dvou záznamů. (tachogram zdroj1 od 140 úderu obsahuje chyby, které jsou způsobeny nenalezením R-vlny, hodnoty RR intervalu jsou zde dvakrát větší, pro interpretaci tachogramu jsme je zanedbali.)

6.3 Zobrazení výkonového spektra

Pro snadnější interpretaci výsledků variability srdečního rytmu se místo tachogramu RR intervalů používá zobrazení výkonového spektra (PSD) posloupnosti RR intervalů. Výkonové spektrum nám říká, jak jsou jednotlivé složky v posloupnosti zastoupeny. Postup získání PSD je následující:

6.3.1 Rychlá Fourierova transformace

Provedeme rychlou Fourierovu transformaci (FFT). To znamená, že posloupnost RR intervalů převedeme do frekvenční oblasti. Pro výpočet rychlé Fourierovy transformace jsme použili funkci *fft*. Jelikož signál po FFT se skládá z komplexních hodnot, dále uvažujeme jejich absolutní hodnotu, tedy velikost.

6.3.2 PSD

Podle standardů měření HRV [1] se výkonové spektrum PSD vypočítá jako druhá mocnina výsledku FFT a udává informaci, jak se výkon rozděluje jako funkce frekvence. Při zobrazení PSD je osa frekvence v rozmezí 0 – 1 Hz a spektrum je osově souměrné podle osy v hodnotě 0,5Hz. Proto se v praxi PSD zobrazuje pouze v rozmezí frekvence 0 – 0,5 Hz.

Abychom mohli zobrazit PSD ve zmíněném rozmezí frekvence, je nutné provést normalizaci měřítka do intervalu 0 – 1Hz podle vzorce (7).

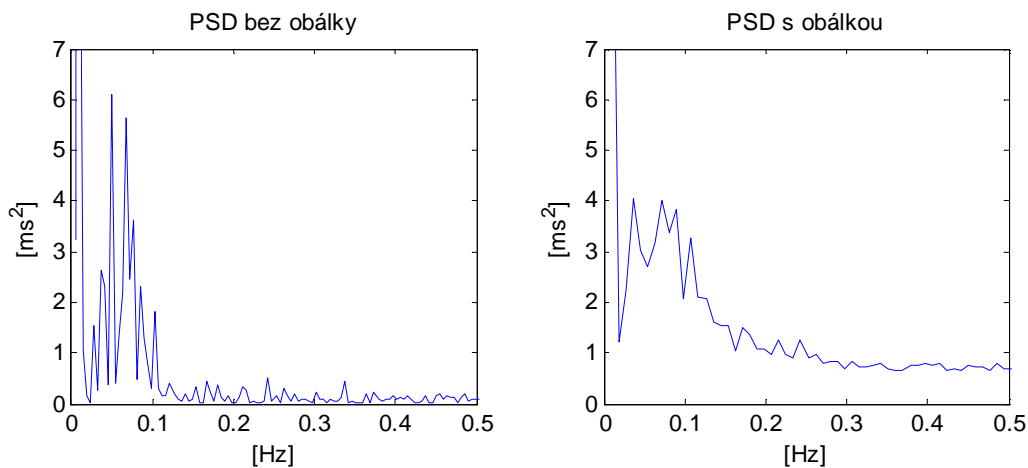
$$F = \frac{[0 : N - 1]}{N} \quad (7)$$

Kde F ... je vektor nového měřítka v intervalu (0,1Hz)

N ... je délka zpracovávaného záznamu

$0 : N - 1$... je zápis v prostředí Matlab, který zahrnuje všechny prvky od nuly po N-1.

Zobrazení PSD je následně vyhlazeno použitím algoritmu pro získání obálky signálu. Nejprve provedeme FFT, poté odstraníme pravou symetrickou polovinu signálu a výpočtem absolutní hodnoty ze zpětné Fourierovy Transformace (IFFT) dostaneme obálku signálu. Takto zpracované PSD má vyhlazenější průběh a je jednoznačnější pro interpretaci. Porovnání zobrazení PSD s obálkou a bez ní je na **Obr. 6.8**. Algoritmus pro získání obálky signálu byl použit až pro zpracování signálu v kapitole 8, v následující kapitole 6.4 je zobrazení PSD bez obálky.



Obr. 6.8: Porovnání zobrazení PSD bez obálky (vlevo) a s obálkou (vpravo).

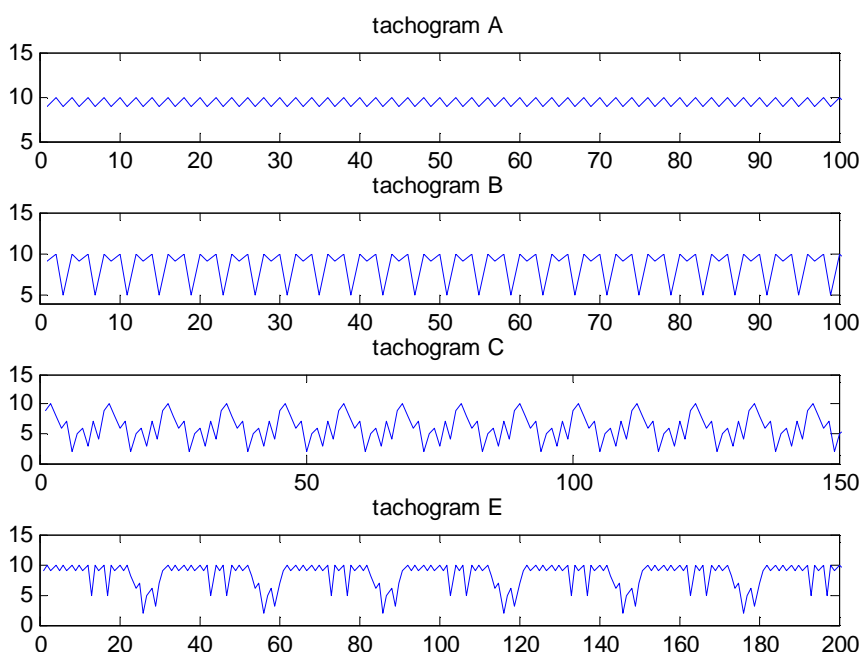
6.4 Výsledky

6.4.1 Interpretace výsledků testovacích záznamů

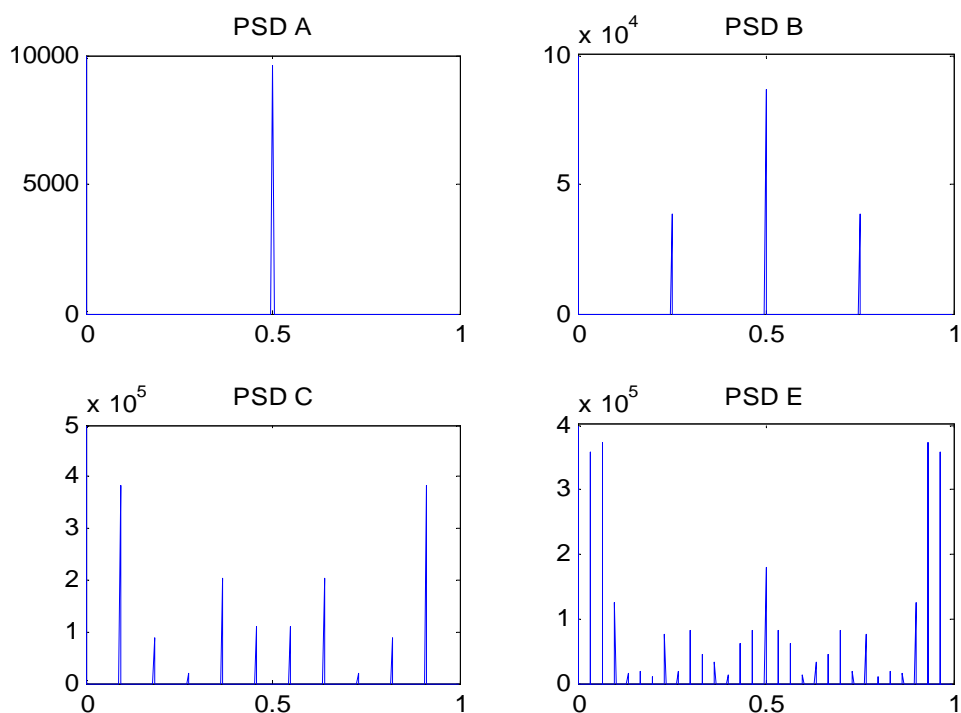
Interpretace výkonového spektra není jednoduchou záležitostí. Výkonové spektrum má ukazovat, v jaké míře se objevují složky jednotlivých frekvencí. My ale pracujeme s výkonovým spektrem posloupnosti, která není složena kombinací harmonických signálů. Jak se tedy posloupnost přenesla do výkonového spektra, se pokusíme objasnit na testovacích posloupnostech. Máme čtyři jednoduché posloupnosti: $A = [9\ 10\ 9\ 10\dots]$, $B = [9\ 10\ 5\ 10\dots]$, $C = [9\ 10\ 8\ 6\ 7\ 2\ 5\ 6\ 3\ 7\ 4\dots]$ a $E = [A\ B\ C\dots]$. Posloupnost E je kombinací posloupností A, B a C. Průběh posloupností je zobrazen na **Obr. 6.9**.

Výkonové spektrum těchto posloupností máme na **Obr. 6.10**. Porovnáním **Obr. 6.10** a **Obr. 6.9** můžeme zjistit, jak vypadá výkonové spektrum jednotlivých posloupností a jak se mezi sebou liší.

Výkonové spektrum PSD A obsahuje pouze složku 0,5 Hz (v posloupnosti se pravidelně střídají dvě hodnoty). Výkonové spektrum PSD B obsahuje o jednu složku víc – okolo 0,25 Hz (pouze o jednu složku víc, protože spektrum je symetrické podle 0,5 Hz), v posloupnosti se střídají tři hodnoty. PSD C zobrazuje výkonové spektrum posloupnosti, kde se střídá více hodnot ve větším rozmezí, a proto je ve výkonovém spektru více složek. Poslední výkonové spektrum PSD E je složením předešlých tří výkonových spekter doplněných o složky, které vznikly při spojení posloupností A, B a C.



Obr. 6.9: Tachogramy testovacích posloupností.

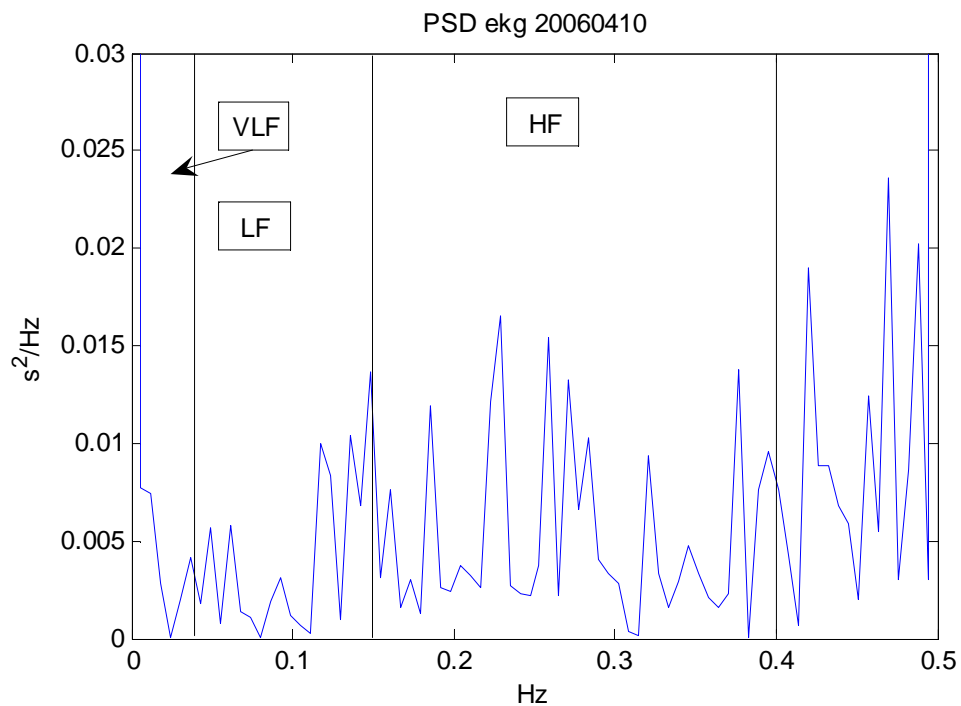


Obr. 6.10: Výkonová spektra testovacích posloupností.

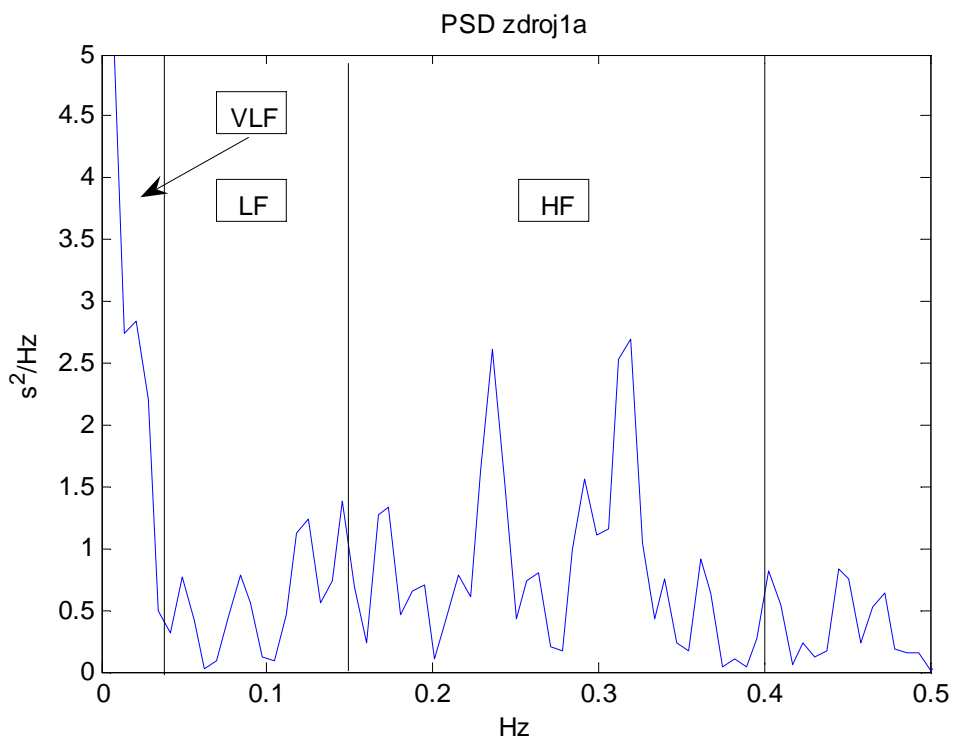
Je tedy zřejmé, že rychlé změny posloupnosti se projeví větším zastoupením výkonové hustoty spektra blíž k frekvenci 0,5 Hz, naproti tomu pomalé změny v posloupnosti se projeví větším zastoupením blíž k frekvenci 0 Hz (bereme-li v potaz jen rozsah frekvence 0 – 0,5 Hz, protože část 0,5 – 1 Hz je souměrná podle osy v bodu 0,5 Hz).

6.4.2 Použité záznamy

Pro testování algoritmu zisku PSD byly použity signály zdroj1 a ekg_20060410, jejichž parametry jsou uvedeny v **Tab. 5.1**. Jejich tachogramy jsou znázorněny na **Obr. 6.6**. Výsledné výkonové spektrum těchto záznamů je na **Obr. 6. 11.a**, **Obr. 6. 11.b**.



Obr. 6. 11.a: PSD signálu ekg_20060410



Obr. 6.11.b: PSD signálu zdroj1a.

6.4.1 Shrnutí

Výkonové spektrum zpracovaných záznamů se podle standardů měření HRV [1] dělí na části VLF (very low frequency) = (<0.04 Hz), LF (low frequency) = ($0.04 - 0.15$ Hz) a HF (high frequency) = ($0.15 - 0.4$ Hz). Tyto hodnoty mezi odpovídají výkonovému spektru EKG záznamů lidského srdce.

Cílem této práce bylo vytvořit algoritmus výpočtu a zobrazení PSD ze záznamu EKG. Pro testování algoritmu byly použity EKG záznamy králičího srdce, které se od lidských záznamů liší pouze tepovou frekvencí a amplitudou signálu. Tyto parametry nemají na výpočet PSD žádný vliv.

V kapitole 8 bude vytvořený algoritmus použit v programu Spider Pig Analysis, který provádí analýzu dlouhodobého elektrokardiografického EKG záznamu, změřeného v experimentu, který je popsán v následující kapitole 7.

7 Experiment

7.1 Navržení experimentu

V experimentu, navrženém pro tuto bakalářskou práci, jsme zkoumali rozdíl mezi variabilitou srdeční frekvence vleže a ve stoje. Porovnávali jsme zastoupení nízkofrekvenčních (LF) a vysokofrekvenčních (HF) složek výkonného spektra variability srdeční frekvence.

Úkolem bylo změřit dlouhodobější záznam EKG (nad 5 min.) a vyhodnotit ho z hlediska variability srdeční frekvence. Pro měření jsme použili systém Biopac MP 150 (popsaný v následující kapitole). Délku záznamu jsme zvolili 12 minut vleže a 12 minut vestoje.

7.2 Systém Biopac MP 150

Biopac MP 150 je komplexní systém sloužící ke snímání elektrických signálů z povrchu těla, který obsahuje jak hardware pro snímání signálů, tak i software pro analýzu naměřených signálů. Systém umožňuje přenos dat do osobního počítače pomocí USB rozhraní nebo pomocí Ethernetu (IEEE 802.3). Systém MP 150 (*Obr. 7.1*) umožňuje zapisování nebo prohlížení naměřených dat. Přicházející signál do vstupních jednotek je filtrován zabudovanými analogovými filtry, následně je převeden do číslicové podoby a tato vzorkovaná data jsou přenesena do PC.



Obr.7.1: Systém Biopac MP 150

MP systém je možné použít pro různé medicínské aplikace:

- vyšetření kardiovaskulárního systému,
- měření elektrické aktivity srdce (EKG), mozku (elektroencefalografie - EEG), očí (elektrookulografie - EOG), svalů (elektromyografie - EMG),

- psychologická cvičení,
- studie spánku,
- pletysmografie, atd.

Naměřená data lze přímo zobrazit na monitoru nebo je lze zapsat do paměti počítače. Naměřené signály dále můžeme ukládat do nejrůznějších formátů. Pro náš experiment jsme využili formát maticového zápisu hodnot (přípona .mat), tento formát můžeme importovat do pracovního prostoru programu Matlab a následně s ním pracovat.

7.3 Měřící protokol experimentu

Měřícím protokolem experimentu myslíme sled kroků, podle kterých jsme experiment provedli a podle nichž lze experiment zopakovat.

Postup měření v systému Biopac MP 150

- Zapneme počítač a systém MP 150, vzájemně propojíme.
- Dále postupujeme podle návodu v Biopac MP 150 Hardware Guide [8], pro měření EKG podle Eithovenova trojúhelníku, pomocí tří-svodového měření - R (pravá ruka), L (levá ruka), F (levá noha).
- Připojíme elektrody na daná místa, měřená osoba zaujme polohu vestoje a snímáme EKG po dobu 12 minut.
- Měřená osoba zaujme polohu vleže a opět snímáme EKG po dobu 12 minut.
- Naměřená data uložíme ve formátu s příponou .mat pro další zpracování v programu Matlab.

7.4 Vyhodnocení

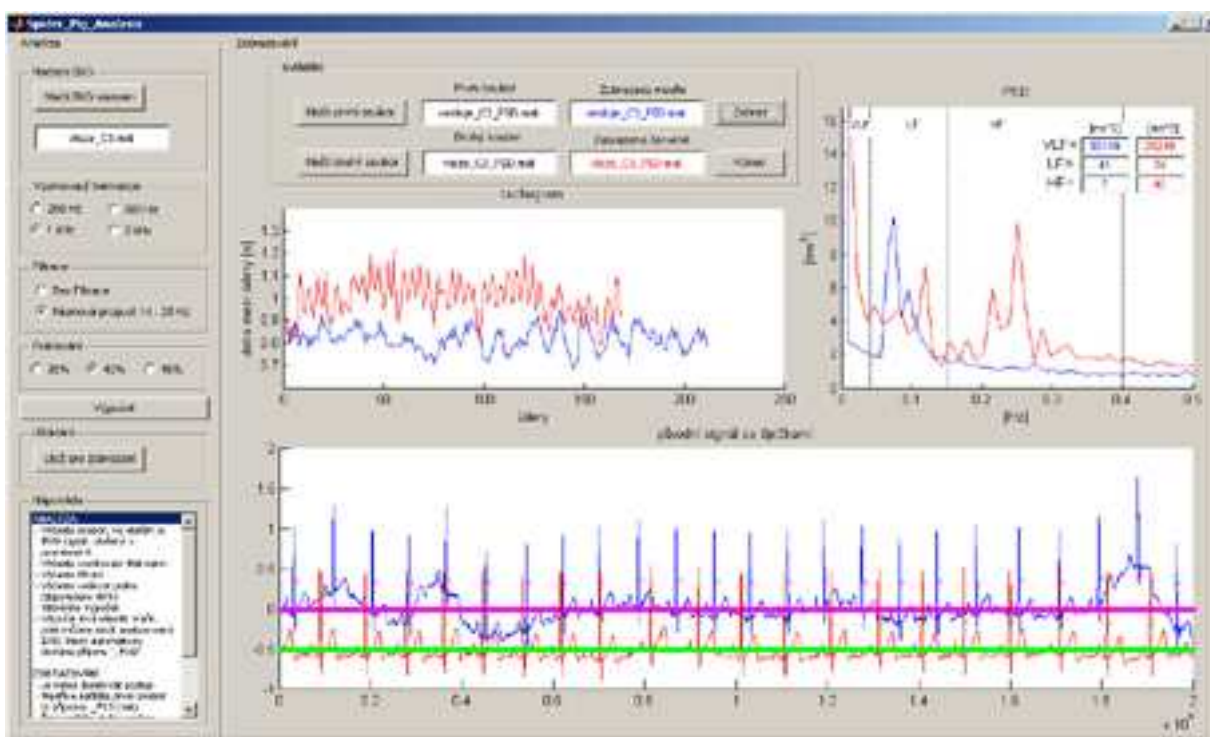
Data, naměřená systémem MP 150, bylo potřeba zpracovat v systému Matlab podle blokového schématu na **Obr. 6.1**. Bylo zapotřebí získat výkonové spektrum variability srdeční frekvence naměřených signálů (PSD) a velikost zastoupení jednotlivých složek spektra (LF, HF), za účelem porovnání s příkladem ve Standardech měření HRV [1], kde tyto hodnoty byly změřeny jiným experimentem.

Pro tento účel bylo vytvořeno grafické uživatelské rozhraní Spider Pig Analysis, které bude popsáno v následující kapitole 8. Srovnáním výsledků a závěrem experimentu se budeme zabývat v podkapitole 8.3.

8 Spider Pig Analysis

Program Spider Pig Analysis byl navržen za účelem snadného a přehledného ovládání analýzy EKG a k názornému porovnání dvou analyzovaných EKG záznamů. Porovnání probíhá z hlediska posuzování variability srdeční frekvence. Program se zaměřuje na zobrazení tachogramu a zvláště na zobrazení výkonného spektra a zastoupení jeho složek.

Program Spider Pig Analysis, jehož náhled je znázorněn na **Obr. 8.1** byl vytvořen v programu Matlab a v jeho nástroji Guide. Detailnější zobrazení **Obr. 8.1** je v příloze.



Obr. 8.1: Program Spider Pig Analysis, detailnější zobrazení v příloze.

8.1 Nástroj Matlab GUIDE

Nástroj Matlab GUIDE slouží k tvorbě grafického uživatelského rozhraní, tedy jistého panelu, kterým je aplikace překryta, takže uživatel nemusí o Matlabu nic vědět.

Spuštěním nástroje, zvaného GUIDE, se otevře plocha budoucího rozhraní se čtvercovou sítí a předpřipravenými ovládacími a zobrazovacími objekty. Potřebné objekty uživatel umístí na plochu budoucího rozhraní. Poté Matlab automaticky vygeneruje program, který je nutné doplnit o zpětné vazby mezi jednotlivými prvky.[7]

8.2 Popis jednotlivých částí programu

Vzhledem k rozsáhlosti grafického prostředí budou popsány jednotlivé části samostatně.

8.2.1 Analýza

Při analýze EKG (*Obr. 8.2*) aplikujeme postup z *kapitoly 6*, podle blokového schématu na *Obr 6.1*. Nejdříve však musíme načíst EKG signál.

- Po načtení EKG záznamu se nám vypíše jeho název. Záznam musí být v maticové hodnotě s příponou .mat, uložený ve stejném adresáři jako program a samotný signál musí být uložen v proměnné X.
- Dále jsou na výběr všechny volitelné parametry výpočtu. Nejprve je na výběr vzorkovací frekvence s nejpoužívanějšími kmitočty. Dále možnost filtrace pro záznam lidského EKG je 14 – 25 Hz, pro jiné testované záznamy (králičí EKG) se osvědčila možnost bez filtrace.
- Velikost prahování v procentech je určena podle *kapitoly 6.2.4*, doporučená hodnota je 40%.
- Tlačítkem “Výpočet“ se provede analýza EKG záznamu a zviditelní se tlačítko “Ulož pro zobrazení“.
- Výsledky analýzy se po zmáčknutí tlačítka “Ulož pro zobrazení“ automaticky uloží do souboru s názvem EKG záznamu a s koncovkou _PSD.mat. Např.: vleze_C3.mat se uloží jako vleze_C3_PSD.mat.



Obr. 8.2: Program Spider Pig Analysis, část Analýza.

8.2.2 Zobrazování

Část zobrazování (*Obr. 8.3*) plní jednoduchou funkci načtení dvou různých výsledků analýzy EKG a jejich zobrazení pro porovnání.

Ovládání

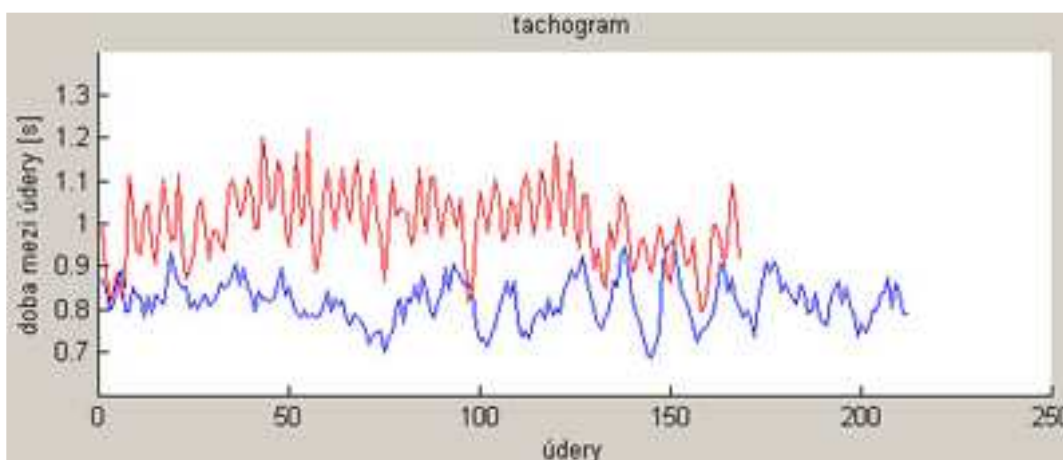
- Načítaný soubor musí mít koncovku `_PSD.mat`, musí se tedy jednat o soubor vypočtený v části “Analýza“.
- Pro správnou funkci programu je nutné před každým zobrazením nejdříve načíst první soubor a poté druhý soubor. Chceme-li zobrazit pouze jeden výsledek, načteme ho jako první soubor.
- Po stisknutí tlačítka “Zobraz“ se vypíše název zobrazených souborů, první soubor modře a druhý červeně. Tyto barvy korespondují s barvami v zobrazených grafech.
- V grafickém zobrazení porovnáváme tachogramy, výkonová spektra a EKG záznamy s detekovanými špičkami.



Obr. 8.3: Program Spider Pig Analysis, část zobrazování, ovládání.

Tachogram

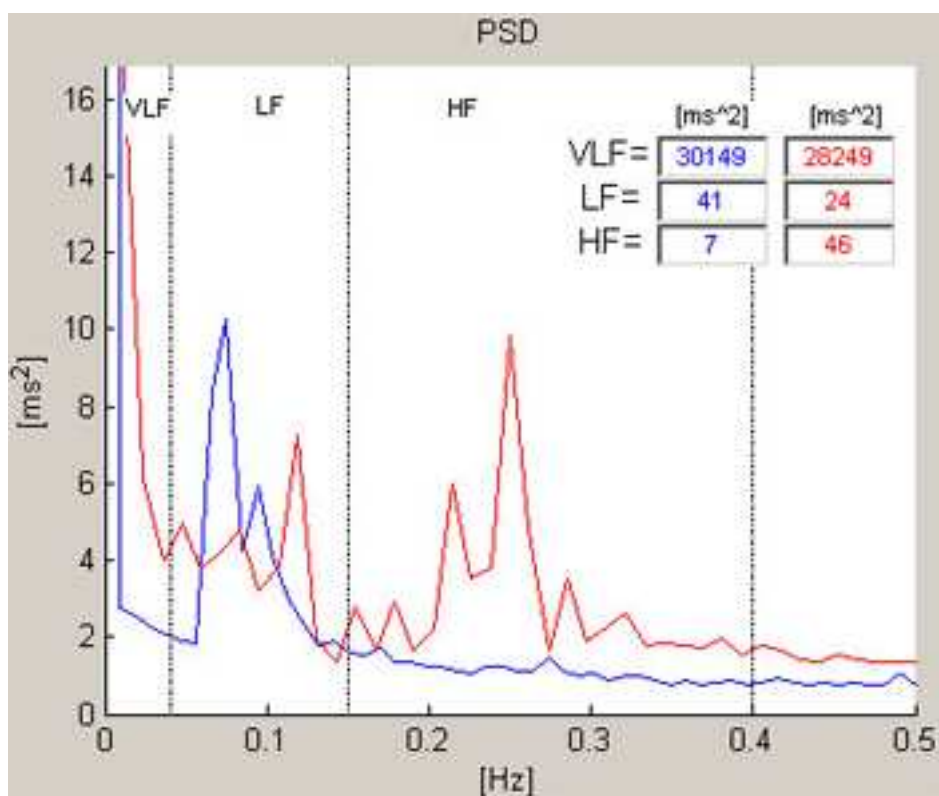
- Tachogram zobrazuje dobu mezi jednotlivými po sobě jdoucími údery. Na *Obr. 8.4* lze z tachogramu rozpoznat, že doba mezi údery je větší vleže (červeně) a také se rychleji mění. Už podle tachogramu lze provést základní hodnocení variability srdeční frekvence.



Obr. 8.4: Program SpiderPig Analysis, Zobrazení – tachogram.

Výkonové spektrum (PSD)

- Zobrazení PSD (**Obr. 8.5**) je rozděleno na pásma jednotlivých složek VLF, LF a HF. PSD jednotlivých složek (pro upřesnění hustota zastoupení složek) je v numerické hodnotě přehledně zobrazena v pravé horní části grafu.

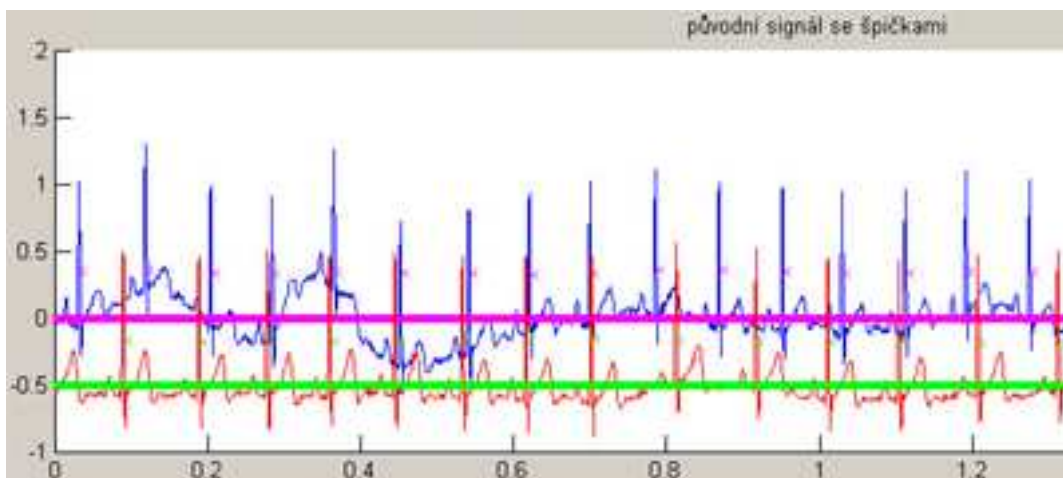


Obr. 8.5: Spider Pig Analysis – Zobrazení – výkonové spektrum (PSD).

EKG záznam s detekovanými špičkami

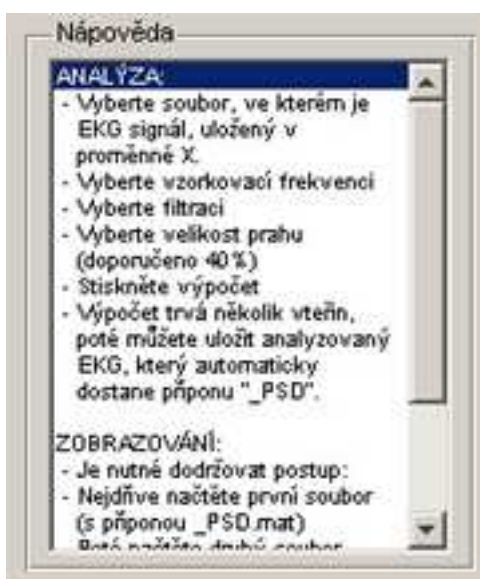
- Zobrazení EKG záznamu s detekovanými špičkami (**Obr. 8.6**) je doplňkové zobrazení. Slouží k prohlédnutí části EKG, k vizuálnímu porovnání jednotlivých křivek a ke kontrole správnosti detekovaných R-vln.
- Pro modrý signál jsou detekované R-vlny fialové křížky a pro červený signál zelené křížky. (V detekci R-vln vzniká v důsledku filtrace ke zpoždění, proto jsou křížky mírně posunuty. Nicméně toto zpoždění je pravidelné, neovlivňuje dobu mezi jednotlivými R-vlnami, a tudíž nemá vliv na výpočet variability srdeční frekvence.)

- Signály jsou vůči sobě uměle posunuty o hodnotu stejnosměrné složky – 0,5 pro přehlednější vykreslení dvou záznamů v jednom grafu.



Obr. 8.6: Spider Pig Analysis – Zobrazení – EKG záznam s detekovanými špičkami.

8.2.3 Náповěda



Náповěda (*Obr. 8.7*) obsahuje stručný popis postupu analýzy EKG v grafickém uživatelském rozhraní programu Spider Pig Analysis. Poskytuje uživateli návod, v jakém pořadí má provádět ovládací kroky analýzy a zobrazení.

Obr. 8.7: Program Spider Pig Analysis – Náповěda.

8.3 Výhody analýzy v grafickém uživatelském prostředí

Grafické uživatelské prostředí programu Spider Pig Analysis nabízí jednoduché nastavení parametrů pro analýzu EKG a přehledné zobrazení výsledných grafů a hodnot. Při tvorbě programu byl kladen důraz na snadnost a jednoznačnost ovládání, které se po krátké době stane zcela intuitivní. Nespornou výhodou programu je rozdělení na dvě části – Analýza a

Zobrazování – které mají mezi sebou vazby pro předávání dat, avšak mohou pracovat a být využívány zcela samostatně.

8.4 Výsledky experimentu

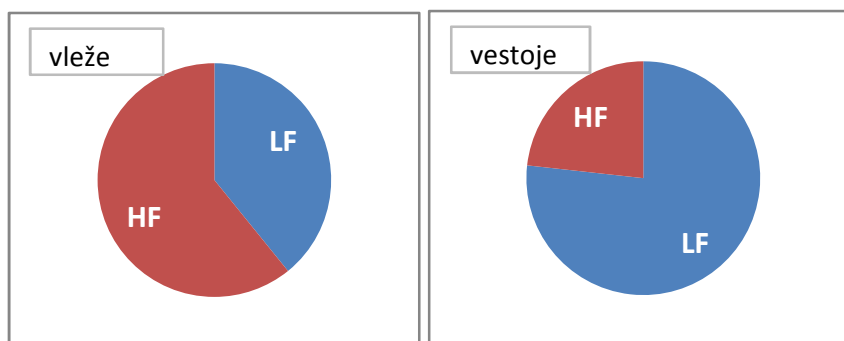
8.4.1 Zastoupení složek PSD

Každý změřený EKG signál byl pro analýzu rozdělen do čtyř částí. Každá část má minimální délku 2 min 50s (170 000 vzorků). Rozdělené části byly označeny koncovkami _C1 - _C4. EKG signál byl rozdělen na části zejména z důvodů porovnání výsledků jednotlivých částí, pro zkoumání, jestli se výsledné PSD mění v průběhu měření (např. rozdíl mezi PSD první části a třetí atd.). Provedli jsme také analýzu celého dvanáctiminutového EKG záznamu vleže a vestoje. Výsledky analýzy z programu Spider Pig Analysis jsme zapsali do **Tab. 8.1**.

části	VLEŽE		VESTOJE	
	LF [ms ²]	HF [ms ²]	LF [ms ²]	HF [ms ²]
C1	45	56	17	13
C2	29	47	15	6
C3	25	46	41	7
C4	22	39	36	7
suma	121	188	109	33
celé	478	758	425	131

Tab. 8.1: Výsledné hodnoty zastoupení složek PSD u jednotlivých částí a celého záznamu vleže a vestoje.

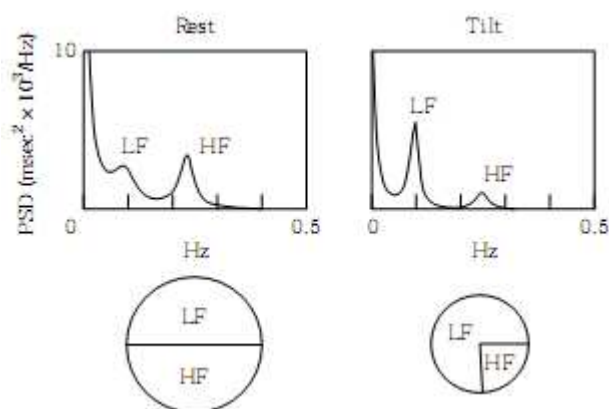
V **Tab. 8.1** jsou zapsány hodnoty zastoupení LF a HF složek u jednotlivých částí záznamu vleže a vestoje a jejich suma. Pro srovnání jsou zde i hodnoty zastoupení složek celého záznamu. Při porovnání poměru mezi LF složkou a HF složkou je patrné, že poměr zůstává téměř zachován jak při sumě částí (HF = 1,55 LF vleže a LF = 3,30 HF vestoje), tak i při výsledku celého záznamu (HF = 1,59 LF vleže a LF = 3,24 HF vestoje). Tento poměr je graficky znázorněn na **Obr. 8.8**.



Obr 8.8: Poměry zastoupení složek PSD u záznamu vleže a vestoje.

8.4.2 Porovnání výsledku experimentu

Výsledkem experimentu je srovnání vypočteného poměru LF a HF složek PSD vleže a vestoje z vlastních změřených EKG záznamů s poměrem, který byl jako příklad uveden ve Standardech měření HRV [1]. Zde byly prezentovány výsledky PSD zdravé osoby. Grafická podoba je znázorněna na **Obr. 8.9**. Poměr mezi LF a HF složkami vleže (Rest) je 1:1. Poměr mezi LF a HF složkami vestoje (Tilt) je 3:1, větší zastoupení nízkofrekvenční složky (LF) je patrné i ze zobrazení PSD na **Obr. 8.9**.



Obr. 8.9: Zobrazení PSD a poměru složek LF a HF vleže (Rest) a vestoje (Tilt) z příkladu uvedeného ve Standardech měření HRV [1].

Porovnáním výsledků jsme dosáhli částečné shody u poměru složek vleže a značné shody u poměru složek vestoje. Výšečový graf poměru složek vleže z **Obr 8.8** má větší zastoupení vysokofrekvenční složky HF a to v poměru LF:HF 1:1,55 než odpovídající poměr 1:1 týchž složek z výšečového grafu z **Obr 8.9**. U poměru složek vestoje z **Obr 8.8 a Obr 8.9** panuje naprostá shoda.

Další porovnání mezi experimentem a příkladem lze provést na základě grafického zobrazení výkonného spektra. Porovnání PSD experimentu vleže a vestoje máme již zobrazeno na **Obr 8.5**, srovnáme-li ho s PSD příkladu na **Obr 8.9**, vidíme značnou podobnost ve velikosti a umístění “vln“ jednotlivých složek.

8.4.3 Návrh komplexnějšího experimentu

Provedeným experimentem jsme si ověřili schopnost programu Spider Pig Analysis analyzovat EKG záznam s důvěryhodnými výsledky. Vytvořili jsme také měřicí protokol, podle kterého lze měření a experiment kdykoliv zopakovat. Máme tedy návod a prostředky k realizaci komplexnějšího experimentu.

Tento komplexnější experiment by zahrnoval změření dlouhodobějších záznamů EKG vleže a vestoje u většího počtu osob (minimálně 10). Následně by se změřená data analyzovala vytvořeným programem Spider Pig Analysis, kde by se výsledky daly přímo porovnávat mezi jednotlivými osobami, nebo by se kompletní výsledky mohly zpracovat statisticky.

V tomto případě by se použila statistická metoda konfirmační analýzy, kde bychom formulovali hypotézu a snažili se ji potvrdit či vyvrátit. Hypotézou by mohl být poměr jednotlivých složek PSD vleže a vestoje udávaný ve Standardech měření HRV [1].

Program Spider Pig Analysis společně s návodem na měření EKG je vhodný pro celou řadu dalších experimentů zaměřených na zkoumání variability srdeční frekvence. Řada experimentů může obsahovat jak zkoumání jednoduchých vlivů na HRV (vliv zátěže, polohy), tak i složitější vlivy (psychický stav, zdravotní stav, srdeční choroby).

Závěr

Práce se ve druhé kapitole zabývá anatomií lidského srdce, jeho činností a elektrofyzologií. Dále, ve třetí kapitole, popisuje získání a průběh elektrokardiografického záznamu. Tyto dvě kapitoly jsou nezbytné pro pochopení popisu metody zobrazení variability srdečního rytmu HRV ve čtvrté kapitole. Zde je popsána souvislost mezi aktivitou autonomní nervové soustavy a variabilitou srdeční frekvence. Dále jsou zde popsány metody měření HRV. Z těchto metod byla pro použití v této práci vybrána neparametrická metoda založená na Fourierově transformaci, zvláště díky jednoduchosti algoritmu a vysoké rychlosti zpracování.

V šesté kapitole je popsán postup vytváření algoritmu použité neparametrické metody k získání informace o HRV v prostředí Matlab. První částí je detektor R-vln, který dosahuje úspěšnosti detekce nejméně 96,38 %. Informaci o HRV nám zprostředkovává zobrazení výkonového spektra PSD, jež je rovněž součástí algoritmu.

V sedmé kapitole byl navržen experiment, využívající měření EKG vleže a vestoje v systému Biopac MP 150. Naměřená data byla zpracována ve vytvořeném programu Spider Pig Analysis, který poskytuje uživateli jednoduché provedení analýzy a přehledné zobrazení výsledků. Výsledkem experimentu je analýza dlouhodobého EKG z hlediska variability srdeční frekvence se zaměřením na poměr nízkofrekvenčních a vysokofrekvenčních složek výkonového spektra.

V závěrečné kapitole bylo potvrzeno, že program dosahuje důvěryhodných výsledků a je tedy vhodný pro komplexnější experiment.

Seznam použitých zdrojů

- [1] Guidelines: Heart Rate Variability: Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. *European Heart Journal* 1996; 17, 354-381.
- [2] TROJAN, Stanislav a kol. *Lékařská fyziologie*, Grada, 2004.
- [3] Wikipedia [online]. Srdce [cit. 2008-11-30] Dostupné na WWW: <<http://www.cs.wikipedia.org>>
- [4] HAMAN, Petr, *Základy EKG. EKG kvalitně* [online]. [cit 2008-11-30]. Dostupné z WWW: <<http://ekg.kvalitne.cz>>
- [5] MACARTHUR, Catherine; MACARTHUR, John. Heart Rate Variability: An Indicator of Autonomic Function and Physiological Coherence. Institute of HeartMath – Research: Science of the Heart [online]; 1997; Dostupné na WWW: <<http://www.heartmath.org/research/research-science-of-the-heart-2/>>
- [6] VOJÁČEK, Antonín. Použití filtrů FIR v digitálním zpracování signálů. *Automatizace* [online], [cit. 2004-11-08]. Dostupné na WWW: <http://automatizace.hw.cz/mereni-a-regulace/ART131-pouziti-filtru-fir-v-digitalnim-zpracovani-signalu.html>
- [7] DOŇAR, Bohuslav; ZAPLATÍLEK, Karel. *Matlab – Tvorba uživatelských aplikací, BEN – technická literatura*, 2004.
- [8] BIOPAC MP Hardware Guide

Přílohy

Obr. 8.1: detailnější zobrazení programu Spider Pig Analysis

