

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Analýza srdeční variability z multikanálového fotopletysmografu

Analysis of HR Variability from Multi Channels PPG

Zadání bakalářské práce

Student: **Martina Ládrová**
Studijní program: B2649 Elektrotechnika
Studijní obor: 3901R039 Biomedicínský technik
Téma: **Analýza srdeční variability z multikanálového fotopletysmografu**
Analysis of HR Variability from Multi Channels PPG
Jazyk vypracování: čeština

Zásady pro vypracování:

1. Teoretický rozbor srdeční variability.
2. Rešerše dané problematiky.
3. Návrh metodiky měření.
4. Analýza naměřených signálů.
5. Zhodnocení dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] CONNES, Philippe, Olivier HUE a Stéphane PERREY. *Exercise physiology: from a cellular to an integrative approach*. Washington, D.C.: IOS Press, 2010, s. 162-179. Biomedical and health research, v. 75. ISBN 978-1-60750-497-9.
- [2] CLIFFORD, Gari D. *Signal Processing Methods for Heart Rate Variability*. Oxford, 2002. Disertační práce. University of Oxford. Vedoucí práce Prof. L. Tarassenko.
- [3] MCDONALD, Donald A. *Blood flow in arteries*. E. Arnold: London, 1974. 512p. ISBN 0713142138/978-0713142136.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Lukáš Peter**

Datum zadání: 01.09.2015

Datum odevzdání: 29.04.2016



doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení

„Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracovala samostatně. Uvedla jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpala.“

V Ostravě dne 29. 4. 2016

Podpis



Poděkování

Na tomto místě bych ráda poděkovala vedoucímu práce Ing. Lukášovi Peterovi za poskytnuté odborné rady a čas, který mi během řešení práce věnoval.

Abstrakt

Variabilita srdečního rytmu (heart rate variability, HRV) je parametr, popisující a sledující kolísání intervalů mezi jednotlivými srdečními systolami. Bakalářská práce je zaměřena na měření signálů PPG a EKG multikanálovým fotopletysmografem, ze kterých je následně HRV analyzována. Práce se věnuje vhodnému zpracování signálů tak, aby bylo možno dostatečně přesně zhodnotit výsledky měření HRV, a zabývá se změnami HRV v důsledku některých vlivů. Cílem práce je zhodnotit přesnost měření z PPG ve srovnání s EKG, jelikož v praxi se této metody ještě nevyužívá, a analyzovat některé vlivy, působící na změny HRV během dne.

Klíčová slova

Srdeční variabilita, srdeční frekvence, EKG, PPG, HRV tachogram, spektrální analýza HRV

Abstract

Heart rate variability (HRV) is a parameter of heart activity which is used to describe fluctuation of intervals between two consecutive heart beats. This work focuses on the analysis of HRV from PPG and ECG signals derived from Multi channels PPG. The suitable methods of preprocessing of signals are described in order to obtain the accurate results of the HRV analysis and several effect causing changes in HRV are evaluated. The object of work is to evaluate accuracy of the measurement from PPG beside EKG because this method is not used in common practice and analyse the change of HRV during day.

Key words

Heart rate variability, Heart rate, ECG, PPG, HRV tachogram, spectral analysis of HRV

Obsah

Seznam použitých zkratk	7
Seznam obrázků	8
Seznam tabulek	9
Úvod	10
1 Variabilita srdeční frekvence	11
1.1. Fyziologie HRV	11
1.2. Klinický význam HRV	12
2 Měření HRV	13
2.1. Detekce HR z EKG	13
2.2. Odvození časových intervalů HRV	13
2.3. HRV artefakty	14
3 Metody vyhodnocení HRV	15
3.1. Metody v časové oblasti	15
3.1.1. Statistické metody	15
3.1.2. Geometrické metody	16
3.2. Metody ve frekvenční oblasti	17
3.2.1. Krátkodobá měření	18
3.2.2. Dlouhodobá měření	19
4 Rešerše	20
4.1. Východiska rešerše.....	20
4.2. Rešerše publikované literatury	20
4.3. Závěr rešerše	27
5 Měření multikanálovým fotopletysmografem	28
6 Software pro analýzu signálů	29
6.1. Nasnímání signálů	29
6.2. Předzpracování signálů	30
6.3. Detekce vrcholů.....	32
6.4. Odstranění HRV artefaktů.....	34
6.5. Předzpracování tachogramu	35
6.6. Analýza HRV	36
6.6.1. Časová oblast.....	36
6.6.2. Frekvenční oblast	37

7	Analýza HRV z naměřených dat.....	38
7.1.	Měření č. 1.....	38
7.2.	Měření č. 2.....	40
8	Srovnání metod analýzy HRV.....	43
8.1.	Měření č. 1.....	43
8.2.	Měření č. 2.....	45
Závěr	48
Literatura	49
Seznam příloh	51

Seznam použitých zkratk

Zkratka	Název anglicky	Český překlad
HRV	Heart Rate Variability	Srdeční variabilita
PRV	Pulse Rate Variability	Pulzní variabilita
ANS	Autonomic Nervous System	Autonomní nervový systém
HR	Heart Rate	Srdeční frekvence
PPG	Photoplethysmography	Fotopletysmografie
EKG		Elektrokardiografie
HF	High Frequency	Vysoká frekvence
LF	Low Frequency	Nízká frekvence
VLF	Very Low Frequency	Velmi nízké frekvence
ULF	Ultra Low Frequency	Ultra nízké frekvence
RMSSD	Root-mean Square of the Successive Difference	Kvadratický průměr po sobě jdoucích rozdílů N-N intervalů
SDNN	Standard Deviation of N-N interval	Směrodatná odchylka N-N intervalů
NN50		Počet rozdílů po sobě jdoucích N-N intervalů větších než 50 ms
pNN50		Podíl odvozený dělením NN50 celkovým počtem N-N intervalů
SDSD	Standard Deviation of the Successive Differences	Směrodatná odchylka rozdílů sousedních N-N intervalů
DFT	Discrete Fourier Transform	Diskrétní Fourierova transformace
FFT	Fast Fourier Transform	Rychlá Fourierova transformace
PSD	Power Spectral Density	Spektrální hustota výkonu
RSA	Respiratory Sinus Arrhythmia	Respirační sinusová arytmie
LOA	Limits Of Agreement	Meze shody
ApEn	Approximate Entropy	Aproximační entropie
EMD	Empirical Mode Decomposition	Empirická modální dekompozice
IMF	Intrinsic Mode Function	Vlastní modální funkce

Seznam obrázků

Obrázek 1: Demonstrace HRV na záznamu EKG [7].	11
Obrázek 2: Hustota rozložení NN intervalů [1].	17
Obrázek 3: Spektrální analýza (autoregresní metoda) RR tachogramu zdravého subjektu při odpočinku (REST) a zvednutí hlavy o 90° (TILT) [1].	18
Obrázek 4: Typická spektrální analýza 24 hodinového záznamu [4].	19
Obrázek 5: Rekonstrukce PPG signálu pomocí EMD.	22
Obrázek 6: Hodnoty korelace parametrů mezi jednotlivými metodami a EKG.	24
Obrázek 7: Bland–Altmanovy grafy mezi HRV a PRV získanou jednotlivými LED diodami: (a) – červená, (b) – zelená, (c) – modrá.	25
Obrázek 8: Schéma měření multikanálovým PPG.	28
Obrázek 9: Uživatelské rozhraní aplikace pro nasnímání dat.	29
Obrázek 10: Ukázka filtrace EKG při mezním kmitočtu 5 – 30 Hz.	30
Obrázek 11: Ukázka filtrace PPG při mezním kmitočtu 0,5 Hz a šířce okna klouzavého průměru 30.	31
Obrázek 12: Frekvenční spektra filtrovaných signálů.	31
Obrázek 13: Příklad derivace signálu EKG.	32
Obrázek 14: Ukázka detekce vrcholů pro jednotlivé signály.	33
Obrázek 15: Příklad odstranění HRV artefaktů v RR tachogramu.	34
Obrázek 16: Část interpolovaného RR tachogramu s vyznačenými původními body.	35
Obrázek 17: RR tachogram bez trendů.	36
Obrázek 18: Příklad histogramu RR intervalů.	37
Obrázek 19: Příklad frekvenčního spektra RR intervalů.	37
Obrázek 20: Spektrální kulisy záznamu z EKG – 1. měření.	38
Obrázek 21: Histogram HRV z EKG – 1. měření.	40
Obrázek 22: Spektrální kulisy záznamu z EKG – 2. měření.	41
Obrázek 23: Histogram HRV z EKG – 2. měření.	42
Obrázek 24: Spektrální kulisy 1. měření – EKG.	43
Obrázek 25: Spektrální kulisy 1. měření – PPG1, zleva: podle vrcholu, strmého bodu, počátku. .	44
Obrázek 26: Spektrální kulisy 1. měření – PPG2, zleva: podle vrcholu, strmého bodu, počátku. .	44
Obrázek 27: Spektrální kulisy 2. měření – EKG.	46
Obrázek 28: Spektrální kulisy 2. měření – PPG1, zleva: podle vrcholu, strmého bodu, počátku. .	46
Obrázek 29: Spektrální kulisy 2. měření – PPG2, zleva: podle vrcholu, strmého bodu, počátku. .	46

Seznam tabulek

Tabulka 1: Přehled měření č. 1 a aktivit subjektu.	38
Tabulka 2: Průměrné hodnoty pro jednotlivé segmenty – 1. měření.	39
Tabulka 3: Přehled měření č. 2 a aktivit subjektu.	40
Tabulka 4: Průměrné hodnoty pro jednotlivé segmenty – 2. měření.	42
Tabulka 5: Sledované parametry jednotlivých metod – 1. měření.	43
Tabulka 6: Korelační koeficienty mezi metodami – 1. měření.	45
Tabulka 7: Sledované parametry jednotlivých metod – 2. měření.	45
Tabulka 8: Korelační koeficienty mezi metodami – 2. měření.	47
Tabulka 9: Měření č. 1 v konkrétních segmentech.	i
Tabulka 10: Měření č. 2 v konkrétních segmentech.	ii

Úvod

Bakalářská práce je zaměřena na analýzu HRV ze signálů PPG, která není v praxi příliš využívána. HRV je parametr, hojně využíván pro diagnózu kardiovaskulárních, ale i jiných chorob, v jejich rehabilitaci a také ve sportovní medicíně. Rozšířenější je měření z EKG, především kvůli přesnosti, ale měření PPG je oproti EKG rychlejší a pohodlnější pro pacienta. Jeho nevýhodou je však velká citlivost na artefakty, zejména pohybové. Některé studie dokazují, že PPG není přesné při hodnocení HRV pacientů s některými kardiovaskulárními chorobami, naopak většina studií se shoduje na dostatečné přesnosti měření PPG v klidu i pohybu při vhodném předzpracování a eliminaci artefaktů. Cílem práce je provést analýzu HRV ze signálů, získaných měřením z multikanálového fotopletysmografu. Lze tak porovnat analýzu z PPG i EKG a také měření PPG z různých částí těla.

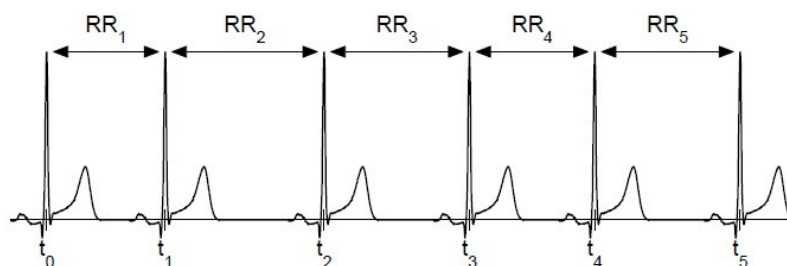
Práci lze rozdělit do 3 hlavních částí. První část se věnuje teoretickému rozboru HRV a jejímu měření. Popisuje fyziologii HRV, zabývá se některými vlivy, viditelnými ve změnách HRV a také zabíhá do klinického významu měření HRV. Dále jsou zde popsány základní poznatky o předzpracování signálů, jejich filtraci a je vysvětlena problematika HRV artefaktů. Dalším bodem této části jsou metody vyhodnocení HRV, kde jsou shrnuty nejběžněji užívané parametry časové oblasti a také popsáno frekvenční spektrum HRV signálu s rozdělením do příslušných pásem.

Druhá část práce popisuje software pro analýzu HRV, který byl vytvořen pro práci s multikanálovým fotopletysmografem. Naměřeny byly dva signály PPG a referenční signál EKG. Pro každý signál PPG byla HRV detekována 3 způsoby: časové intervaly mezi vrcholy, mezi strmými body a začátky PPG vlny. Součástí softwaru je předzpracování signálů s použitím různých filtrů, dále tvorba tachogramu, která zahrnuje detektor vrcholů a předzpracování tachogramu pro další analýzu, jako je odstranění artefaktů či detrending. Takto připravená data lze dále analyzovat v časové i frekvenční oblasti. Software umožňuje výpočet některých parametrů a také vykreslení frekvenčních spekter.

Poslední část je věnována vyhodnocení výsledků měření HRV. Jsou vyhodnoceny rozdíly mezi jednotlivými metodami výpočtem parametrů časové oblasti a jejich porovnáním mezi sebou a optickým zhodnocením vykreslených histogramů hustoty rozložení intervalů. Díky frekvenční analýze je dále vyhodnocen každý HRV signál v jednotlivých frekvenčních pásmech a jsou určeny změny v činnosti autonomního nervového systému jakožto poměr mezi činností sympatiku a parasimpatiku.

1 Variabilita srdeční frekvence

HRV je metoda zkoumání aktivity autonomního nervového systému (ANS). Metoda nabyla popularity během posledních desetiletí jak v medicíně, tak ve sportovních vědách. Její princip spočívá v kontinuálním měření srdečního rytmu (heart rate, HR) a analýze rozdílů v čase, uplynulého mezi jednotlivými srdečními systolami. V případě, že se tento čas hodně mění, je řeč o vysoké HRV. V opačném případě se jedná o nízkou, popř. žádnou variabilitu. Z měření HR lze získat několik ukazatelů spojených s aktivitou ANS, které tak umožňují nahlédnout do mechanismu nervového řízení srdce a hlavních tělesných funkcí [2].



Obrázek 1: Demonstrace HRV na záznamu EKG [7].

1.1. Fyziologie HRV

Mozek prostřednictvím CNS¹ ovládá dva „pohonné“ systémy – nervový systém ovladatelný vůlí (řízení svalů končetin, trupu a hlavy) a ANS, který řídí vnitřní orgány včetně srdce, plic, trávicího traktu a cév. ANS je rozdělen na dvě větve, sympatikus a parasympatikus, které mají protichůdný vliv na většinu orgánů. Parasympatikus je považován za mechanismus odpočinku a trávení, způsobuje snížení krevního tlaku a HR a naopak zvýšení činnosti trávicího systému. Aktivita parasympatiku je také spojována s činností bloudivého nervu (nervus vagus), jehož prostřednictvím parasympatikus inervuje většinu orgánů. Sympatikus je rychle aktivován ve fyzicky nebo psychicky náročných situacích a bývá nazýván reakcí „bojů nebo úteč“, která se vyznačuje zvýšenou HR, srdečním výdejem, prokrvením svalů a zpomalenou činností trávicího traktu [4].

ANS vede aferentní² i eferentní³ nervy k srdci spolu se sympatickými nervy, končícími po celém myokardu⁴, a parasympatickými nervy v sinoatriálním uzlu⁵ (SA uzel). Tyto nervy pak řídí samotný srdeční rytmus a podporují důležité oblasti srdce, které vlivem podráždění mechanickým nebo

¹ centrální nervový systém

² senzorická nervová vlákna, vedoucí vzruch z inervovaných orgánů do CNS

³ motorická nervová vlákna, vedoucí vzruch z CNS k inervovaným orgánům

⁴ srdeční svalovina

⁵ součást převodního srdečního systému, která zajišťuje tvorbu srdečních vzruchů

chemickým podnětem způsobí reflexy dále ovlivňující srdeční aktivitu (např. baroreflex⁶, nebo Bainbridgeův reflex⁷).

Délka normálního srdečního intervalu kolísá s dýcháním (respirační sinusová arytmie⁸ – RSA), nasycením krve kyslíkem a s odpovědí na různé fyzické a mentální podněty. Ke změnám HR dochází buď spontánně, nebo v rámci cirkadiálního rytmu. Cirkadiálním rytmem se rozumí období mezi 23 – 27 hodinami, často je ale pevně daný 24 hodinami v závislosti na vystavení se světlu. K nejvýznamnějšímu fyziologickému kolísání HR u zdravého subjektu dochází během spánku z důvodu poklesu tlaku a HR. Obecně je pozorován vztah mezi HR a HRV. Podnět, který zvyšuje HR, často snižuje HRV a naopak. Přesto tento vztah není pevně dán, mění se v čase a je vysoce individuální. HRV závisí ve velké míře také na věku (ve stáří je nižší), pohlaví (snížení se projevuje u žen po menopauze a u mužů), genetických předpokladech (snížení HRV je rizikovým faktorem kardiovaskulární choroby) a fyzické zdatnosti [2] [4].

1.2. Klinický význam HRV

ANS hraje roli v široké škále somatických⁹ a mentálních poruch. HRV parametry jsou dobře zavedenými prognostickými a diagnostickými ukazateli v mnoha oblastech, jako jsou kardiovaskulární choroby, ale i jiné nemoci spojené s neuropatií¹⁰. Obecně je snížený vagový tonus známkou zvyšující se chorobnosti.

Analýza HRV se využívá např. v průběhu rehabilitačního programu po akutním infarktu myokardu (postupné zvyšování HRV je pozitivní známkou rekonvalescence), při chronickém selhání srdce, či u pacientů po prodělané transplantaci srdce, kdy postupné zvyšování HRV je pak známkou srdeční reinervace. Dále se sledování HRV uplatňuje při cévní mozkové příhodě (při riziku příhody dochází ke zvýšení činnosti ANS) či při neuropatii související s diabetes mellitus a dokáže také určit vážnost mentálních chorob psychotických pacientů, jedinců trpících depresemi nebo chronicky unavených.

Sledování HRV hraje významnou roli také v prenatálním stadiu vývoje, kdy je takto hodnocen stav neuro–humorální regulace činnosti srdce (např. při snížené HRV se plod špatně adaptuje na stres), a dále lze zjištěním snížené HRV plodu lépe předcházet novorozenecké mortalitě. U novorozenců pak lze sledovat riziko syndromu náhlého úmrtí kojenců, jehož příčiny doposud nejsou objasněny. Bylo však zjištěno, že rizikovým faktorem je právě snížená HRV a RSA [9][2].

⁶ při vzrůstajícím tlaku krve snižuje srdeční frekvenci

⁷ při zvýšení objemu krve zvyšuje srdeční frekvenci

⁸ RSA je ovlivněna pohybem plic, srdečním plnicím objemem a změnami nitrohruďního tlaku

⁹ výskyt fyzických problémů, které nemají původ v žádném onemocnění a nenachází se žádná příčina jejich vzniku (např. bolest břicha, končetin, křeče, průjmky,...)

¹⁰ nezánettlivé poškození struktury a funkce periferních nervů

2 Měření HRV

HRV může být měřena z mnoha biologických signálů, odrážejících nebo doprovázejících srdeční činnost. Lze použít elektrokardiografický (EKG) signál, fonokardiogram nebo fotopletysmografii (PPG). Standardem analýzy HRV však zůstává EKG z důvodu snadného snímání a rozšířenosti v klinické praxi.

HRV bývá hodnocena při odpočinku v reakci na určitý úkol (zvednutí hlavy, Valsalvův manévr¹¹, trvalý stisk ruky,...) nebo při denní rutině. Trvání samotného měření se pohybuje od 5 minut až po 24 hodin v závislosti na použitém testu. Hodnoty získané z měření HRV musí být porovnány ve vztahu k použitému testu a délce měření [2][3].

2.1. Detekce HR z EKG

Hlavním cílem HRV je vyšetřit sinusový rytmus, řízený ANS. Ideálně by měla být perioda srdečního rytmu počítána jako čas mezi P vlnami (ta je nejbližším pozorovatelným odrazem činnosti SA uzlu). Poměr signálu k šumu P vlny je však velmi malý, proto se k výpočtu periody využívá snazší detekce silnějšího QRS komplexu.

Typický QRS detektor pracuje ve dvou fázích – předzpracování signálu a detekce R vrcholů. Předzpracování EKG většinou zahrnuje pásmovou filtraci pro snížení síťového rušení, šumu vznikajícího svalovou kontrakcí apod. Propustné pásmo bývá nastaveno přibližně na 5–30 Hz, kdy pokrývá většinu frekvenčního rozsahu QRS komplexu. K samotné detekci R vrcholů je potřeba adaptivního prahu, který je dále upravován podle aktuální amplitudy. Protože je požadována velká přesnost odhadu času výskytu R vrcholu na 1–2 ms, doporučuje se použití vzorkovací frekvence minimálně 500–1000 Hz. Pokud je vzorkovací frekvence nižší, chyby v určení času mohou způsobit kritické zkreslení výsledků analýzy HRV, zejména při následné analýze spektra [7].

2.2. Odvození časových intervalů HRV

Po získání konkrétních časů výskytu QRS komplexů mohou být odvozeny časové intervaly HRV – RR intervaly jako rozdíly mezi jednotlivými R vrcholy dle vztahu:

$$RR_n = t_n - t_{n-1} , \quad (2.1)$$

kde t_n je čas výskytu R vrcholu [7].

Tyto intervaly, získané ze všech dostupných R vrcholů, nejsou ekvidistantními¹² vzorky, proto musí být převedeny jako funkce času. Tuto skutečnost je třeba vzít v úvahu před frekvenční analýzou. Obecně je možné tento problém vyřešit několika způsoby. Nejjednodušší metodou je předpokládat, že

¹¹ každodenní manévr (vyskytuje se např. při zdvihání těles nebo defekaci) charakteristický zadržáním dechu a zvýšením nitrohruďního tlaku aktivitou expiračních svalů

¹² zachovávající konstantní vzdálenost

vzorky jsou ekvidistantní a přímo z RR intervalů sestavit RR tachogram¹³ – tento postup však může způsobit zkreslení spektrální analýzy. Jinou možností je využití interpolačních metod (např. interpolace pomocí kubického splajnu), kdy dochází k převedení neekvidistantních vzorků na ekvidistantní [7].

2.3. HRV artefakty

Do analýzy RR intervalů může zasahovat mnoho artefaktů. Ty lze rozdělit na fyziologické a technické. Technické artefakty zahrnují chybějící nebo přidaný QRS komplex či chyby v zaznamenaném čase výskytu R vrcholu. Jsou způsobeny chybami měření nebo použitého algoritmu. Na druhé straně fyziologické artefakty obsahují ektopické údery nebo případy arytmie. Ektopickými stahy se rozumí předčasné údery srdce vzhledem k cyklu, které vznikají v nepředvídatelnou dobu. Definice se od sebe velmi liší, typická hodnota se však pohybuje okolo 20 % délky předešlého intervalu. Pro odstranění těchto chyb by měl být signál manuálně zkontrolován a pro analýzu by měly být použity pouze úseky bez artefaktů, případně mohou být k odstranění artefaktů použity některé interpolační metody [4][7].

Další vlastností HRV signálu, která může významně ovlivnit analýzu, jsou pomalé lineární nebo složitější trendy v analyzované časové řadě, které je třeba před analýzou zvážit. K odstranění těchto nepravidelností lze použít dvě metody: analyzovat pouze stálé segmenty, nebo pomalé trendy ze signálu před analýzou odstranit. K tomu se často využívá polynomiálních modelů [7].

¹³ specifický graf RR intervalů, sestávající ze dvou na sobě navzájem závislých časových os [4]

3 Metody vyhodnocení HRV

Vyhodnocení HRV spočívá v analýze vypočtených RR intervalů, při samotné analýze často nazývaných NN intervaly (normal-to-normal). NN intervaly jsou výsledkem korekce ektopických úderů a šumu z RR intervalů. HRV je analyzována v časové, frekvenční, časově-frekvenční oblasti nebo nelineárně, jako je např. Poincarého graf¹⁴ [5].

3.1. Metody v časové oblasti

Metody časové oblasti představují nejsnazší způsob vyhodnocení HRV. Mezi nejjednodušší výpočty patří určení střední hodnoty NN intervalů, průměru HR, rozdílu mezi nejdelším a nejkratším NN intervalem, rozdílu mezi denní a noční HR atd.

3.1.1. Statistické metody

Parametry časové oblasti jsou snadno vypočítány jednoduchými statistickými metodami, dokonce i z krátkých časových úseků. Doporučení ke standardizaci platných parametrů stanovila Evropská kardiologická společnost a Severoamerická společnost pro elektrofyziologii [2]. Statistické parametry mohou být rozděleny do dvou skupin:

1. získané z přímého měření NN intervalů nebo z okamžité HR,
2. získané z rozdílu mezi NN intervaly.

Tyto proměnné mohou být vybrány z celého nahrávání EKG nebo jen z určité části záznamu, což poté umožňuje porovnání HRV během různých aktivit, např. spánek nebo odpočinek [1].

Nejběžněji využívané parametry odvozené od přímého měření NN intervalů jsou:

- SDNN, směrodatná odchylka NN intervalů. Tato proměnná je definována vztahem

$$SDNN = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{j=1}^N (NN_j - \overline{NN})^2}, \quad (3.1)$$

kde NN_j označuje hodnotu j -tého intervalu, \overline{NN} je střední hodnota NN intervalů a N je celkový počet po sobě následujících intervalů [7].

SDNN je podstatně ovlivněna jednotlivými extrasystolami nebo postupnými změnami frekvence a její hodnota závisí na délce záznamu (při klesající délce záznamu SDNN vykazuje stále kratší délky cyklu). Není proto vhodné libovolně vybírat délku záznamu, ze které je SDNN počítána a není přípustné porovnávat její hodnoty při různě dlouhém měření. Standardizovaná doba měření pro výpočet SDNN je 5 minut nebo 24 hodin [2][1].

¹⁴ bodový graf RR intervalů proti následujícímu RR intervalu.

- SDANN, směrodatná odchylka průměru NN intervalů měřená z krátkých, často 5 minutových, úseků.

Z parametrů odvozených z časových rozdílů mezi NN intervaly se často používají:

- NN50, počet párů sousedních NN intervalů, jejichž rozdíl je větší než 50 ms.
- pNN50, poměr NN50 k celkovému počtu NN intervalů. Tato proměnná je nezávislá na dlouhodobých trendech HR a je považována za parametr parasympatické aktivity.
- RMSSD, kvadratický průměr rozdílu po sobě jdoucích NN intervalů, daný vztahem

$$RMSSD = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{j=1}^{N-1} (NN_{j+1} - NN_j)^2}, \quad (3.2)$$

kde NN_j označuje hodnotu j -tého intervalu a N je celkový počet po sobě následujících intervalů [7].

RMSSD je ovlivněn předčasnými síňovými stahy s dlouhými kompenzačními pauzami. Předpokládá se, že tento parametr je odolný vůči postupným trendům v srdečním rytmu a je nezávislý na průměrné HR. Stejně jako pNN50 odráží aktivitu parasympatiku, ale je preferován před NN50 a pNN50 z důvodu lepších statistických vlastností [2][1].

3.1.2. Geometrické metody

Jinou možností analýzy HRV v časové oblasti je použití geometrických metod. Série NN intervalů jsou vyjádřeny v grafickém modelu, jako je např. rozložení hustoty vzorků délek trvání NN intervalů, nebo rozdělení hustoty vzorků rozdílů mezi sousedními NN intervaly. Jednoduchý vzorec pak určí HRV na základě geometrických nebo grafických vlastností modelu. Většina geometrických metod vyžaduje sekvence NN intervalů měřené na diskrétní stupnici (nebo do ní převedené) optimální jemnosti k vykreslení hladkého histogramu. Z histogramu lze určit dva ukazatele spojené s činností ANS:

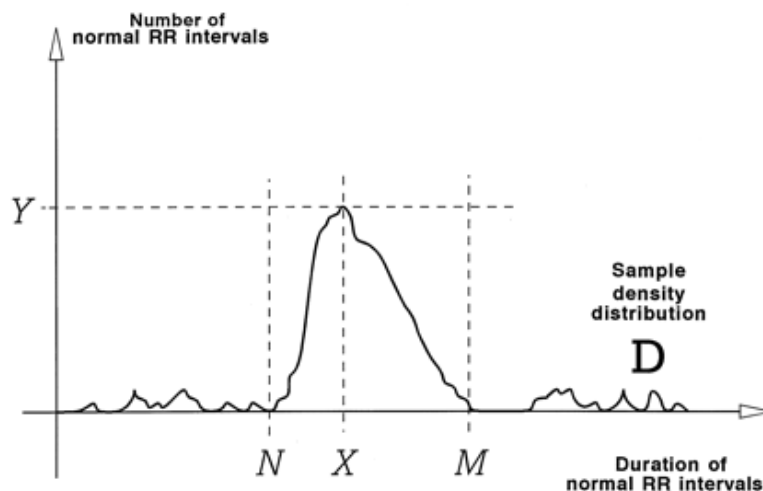
- Trojúhelníkový index je definovaný jako

$$HRV \text{ index} = \frac{\text{celkový počet NN intervalů}}{Y}, \quad (3.3)$$

kde Y je maximum vrcholu histogramu [7]. Obrázek 2 znázorňuje rozložení hustoty D , která každé délce NN intervalu (osa x) přiřazuje počet těchto intervalů (osa y). Hodnota X pak určuje nejčastěji vyskytovanou délku.

- TINN je základní šířka rozložení měřená jako základna trojúhelníku, nahrazujícího rozdělení NN intervalů (viz Obrázek 2). Vyjadřuje se v milisekundách a je dána vztahem

$$TINN = M - N. \quad (3.4)$$



Obrázek 2: Hustota rozložení NN intervalů [1].

Geometrická metoda je velmi necitlivá na ektopické úderů a artefakty, protože tyto hodnoty jsou ponechány mimo trojúhelník. To snižuje potřebu předzpracování nahraných dat. Nevýhodou geometrických metod je potřeba vysokého počtu NN intervalů pro konstrukci geometrického modelu a tudíž i dlouhé doby měření. Geometrické metody se pro krátkodobá měření HRV nepoužívají – doba nahrávání trvá nejméně 20 minut, nejčastěji je to však 24 hodin. Praktické využití geometrických metod je dost omezeno na klinickou kardiologii, kde mají prognostickou hodnotu [8][1].

3.2. Metody ve frekvenční oblasti

Analýza spektrální hustoty výkonu (power spectral density, PSD) poskytuje základní informace o rozložení výkonu jednotlivých frekvencí. Metody analýzy ve frekvenční oblasti lze rozdělit na neparametrické, nejčastěji prováděné pomocí rychlé Fourierovy transformace (Fast Fourier Transform, FFT), a parametrické autoregresní metody. FFT má výhodu hlavně ve výpočetní efektivitě a nízkých výpočetních nákladech. Existují ale i nevýhody spojené s omezeným rozlišením spektra, zejména při použití krátkých úseků záznamu. Naproti tomu autoregresní metoda se stala oblíbenou díky lepšímu rozlišení spektra a možnosti rozdělit spektrum do jednotlivých složek. Hlavním problémem je však odhad optimálního modelu [6].

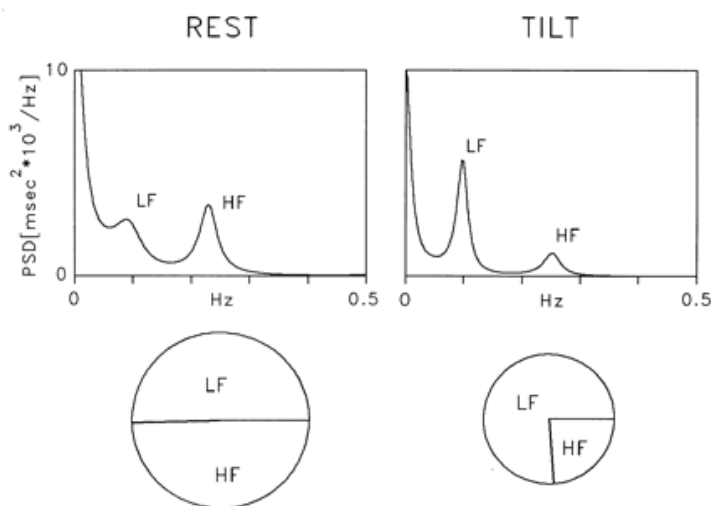
V rámci celkového výkonového spektra (P_{tot}) jsou rozeznávána jednotlivá frekvenční pásma, umístěna tak, aby měření poskytovalo užitečné informace o stavu a aktivitě ANS. Výběr rozsahu každého pásma byl standardizován a závisí na tom, zda jsou zpracovávány krátkodobé, nebo naopak dlouhodobé záznamy [5].

P_{tot} reprezentuje celkovou autonomní činnost a je rozdělen následovně:

- vysoké frekvence (high frequency, HF) nad 0,15 Hz představují parasympatickou aktivitu. U zdravého subjektu je vrchol PSD křivky v tomto pásmu zhruba v 0,3 Hz, způsobený dýcháním.
- nízké frekvence (low frequency, LF) v pásmu od 0,04 do 0,15 Hz mají nejasný původ. Některé studie je považují za směs sympatické a parasympatické aktivity, některé se přiklánějí pouze k sympatické činnosti. Vrchol křivky se fyziologicky vyskytuje při 0,1 Hz, kdy je frekvence nejvíce ovlivněna vazomotorikou¹⁵.
- velmi nízké frekvence (very low frequency, VLF) v pásmu od 0,003 do 0,04 Hz jsou ovlivňovány fyzickou aktivitou (HRV v tomto pásmu se během cvičení zvyšuje).
- ultra nízké frekvence (ultra low frequency, ULF) pod 0,003 Hz závisí především na činnosti parasympatiku. ULF a VLF odrážejí funkci dlouhodobých regulačních mechanismů, jako je termoregulace, renin-angiotenzinový systém a jiné humorální faktory.
- poměru LF/HF se velmi často využívá pro výzkum rovnováhy mezi sympatikem a parasympatikem [5][4].

3.2.1. Krátkodobá měření

Při krátkodobých měřeních (od 2 do 5 minut) se vyskytují pouze složky VLF, HF a LF. Jejich rozdělení není pevné, stejně jako centrální frekvence těchto jednotlivých složek, ale mění se v závislosti na autonomních změnách HR. Fyziologický význam VLF složky doposud nebyl definován. V krátkodobých záznamech je tato část spektra nevěrohodná a měla by být vynechána z analýzy PSD [1].

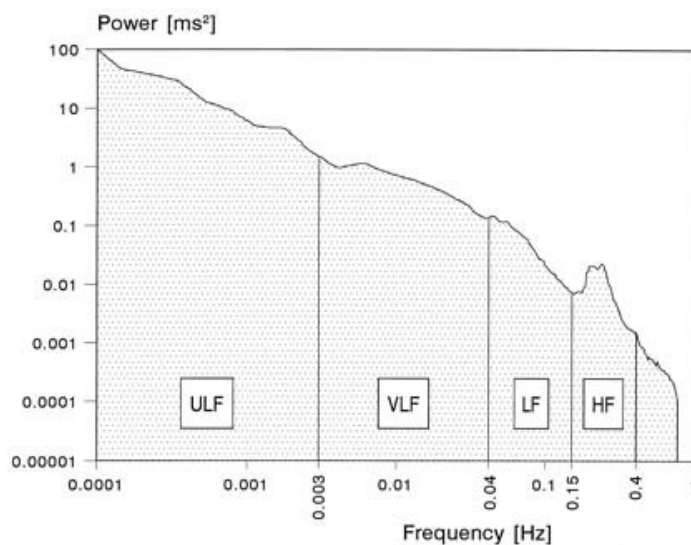


Obrázek 3: Spektrální analýza (autoregresní metoda) RR tachogramu zdravého subjektu při odpočinku (REST) a zvednutí hlavy o 90° (TILT) [1].

¹⁵ schopnost cév měnit svůj průměr změnou napětí hladkých svalových vláken ve stěně cévy

3.2.2. Dlouhodobá měření

Spektrální analýza je používána taktéž při vyhodnocování HRV během celých 24 hodin. V tomto případě se objevují jak VLF, LF a HF, tak i ULF složky, které se spolu s VLF stávají dominantními. Velmi diskutovaným problémem při dlouhodobých záznamech je stálost mechanismů, zodpovědných za kolísání HR. Pokud se tyto mechanismy po celou dobu záznamu nemění, je možné odpovídající frekvenční složky použít jako měřítko HRV. V opačném případě výklad výsledků frekvenční analýzy není zcela přesný. Fyziologické mechanismy ovlivňující srdeční činnost ve složkách LF a HF však nemohou být během dlouhodobého záznamu považovány za stálé. Sestavená spektrální analýza pak poskytuje pouze průměrné hodnoty výkonu z celé doby měření a konkrétní data jsou ztracena [1].



Obrázek 4: Typická spektrální analýza 24 hodinového záznamu [4].

4 Rešerše

4.1. Východiska rešerše

Cílem rešerše je najít informace o postupu a přesnosti vyhodnocení HRV pomocí PPG. Rešerše byla provedena jako výchozí bod pro celou práci, slouží k orientaci v problematice a ujasnění nejpoužívanějších postupů měření.

Rešerše byla provedena přes zdroje Ústřední knihovny Vysoké školy Báňské – Technické univerzity Ostrava a digitální knihovny IEEE Xplore.

4.2. Rešerše publikované literatury

Název: Basics of Heart Rate Variability Applied to Psychophysiology

Autoři: Thought Technology LTD.

Publikováno: online, 2010

Dokument popisuje detailní postup měření a vyhodnocení srdeční variability (HRV) pomocí EKG, PPG a dechového senzoru, zabývá se častými artefakty jednotlivých signálů, jejich odstraněním a normalizací dat.

Pro měření jsou použity elektrody EKG, snímač PPG, odpovídající zesilovač, A/D převodník a software BioGraph Infinity. Pro větší přesnost je doporučeno použít A/D převodník se vzorkovací frekvencí 2048 Sa/s. EKG elektrody je doporučeno umístit na hrudník, popř. břicho. Často se však používá umístění na předloktí či zápěstí, které je rychlejší a pohodlnější, častěji zde ale dochází k artefaktům. PPG je zde použito jako prstový snímač. Software u obou metod určuje vrcholy křivky signálu a měří čas mezi zachyceným vrcholem a vrcholem předešlým (RR a PP intervaly). Přesnější je detekce R vrcholů, jelikož P vrcholy jsou velmi zaoblené a hůře se tak hledá nejvyšší hodnota.

Před zahájením statistického zpracování je třeba vyeliminovat artefakty z dat. Nedochozí však k odstranění nevhodných dat ze záznamu, ale k editaci abnormálně rozdílných hodnot. Tento proces je nazýván normalizací, kdy program uživateli umožňuje spojit dva krátké intervaly v jeden (v případě extra vrcholu), rozdělit jeden dlouhý interval na dva kratší (v případě vynechaného vrcholu) či zprůměrovat dvojici intervalů, kdy je jeden krátký a druhý dlouhý (časté u ektopických stahů). Po normalizaci lze intervaly mezi vrcholy nazývat NN intervaly.

Kromě těchto chyb se vyskytují artefakty způsobené svalovou kontrakcí, pohybem pacienta či pohybem elektrody po pokožce. V případě PPG nesmí být senzor příliš těsně připevněný (dochází k nedostatečnému průtoku krve prstem) a projevuje se i nervozita pacienta – třes nebo studené prsty negativně ovlivňují záznam. Těmto chybám je tedy lepší předcházet, aby předzpracování signálu nebylo příliš složité, např. vhodným umístěním elektrod, přípravou pokožky, či uklidněním pacienta.

Získaná data se dále zpracovávají v časové oblasti, jako je SDNN, RMSSD, NN50, pNN50, rozdíl mezi maximální a minimální odchylkou tepové frekvence během celého dechového cyklu (je ovlivněn

RSA a používá se k hodnocení funkce bloudivého nervu) nebo geometrické metody, a také v oblasti frekvenční, kde je použita FFT [10].

Název: *Using LabVIEW for Heart Rate Variability Analysis*

Autoři: *National Instruments*

Publikováno: *online, 2012*

Příspěvek oficiálních stránek společnosti National Instruments poskytuje návod k analýze HRV z EKG pomocí softwaru LabVIEW, konkrétně aplikace Heart Rate Variability Analyzer.

Po získání prvotního signálu EKG program spustí předzpracování signálu (při znehodnocení dat šumem a významnými trendy) a detekci R kmitů, kdy zároveň vypočítává délky RR intervalů. Aplikace nabízí zpracování HRV pomocí časové, spektrální, nelineární i časově-frekvenční analýzy.

Při analýze v časové oblasti aplikace vykreslí histogram, kde najdeme střední hodnotu RR intervalů, SDNN, RMSSD, NN50, pNN50 a trojúhelníkový index (poměr celkového počtu RR intervalů a výšky histogramu). Ve frekvenční analýze pak aplikace umožňuje rozdělení spektra na VLF, LF, HF, LF/HF a normalizované LF a HF. Zpracování je možné pomocí FFT nebo autoregresní analýzy. Pro jednotlivá pásma jsou počítány výkony v jednotkách ms^2 a procentuální zastoupení z celkového výkonu. Lze také vykreslit spektrogram v časově–frekvenční oblasti nebo Poincarého graf, jenž je součástí nelineární analýzy [11].

Název: *Assessment of heart rate variability derived from finger-tip photoplethysmography as compared to electrocardiography*

Autoři: *N. Selvaraj, A. Jaryal, J. Santhosh, K. K. Deepak, S. Anand*

Publikováno: *Journal of Medical Engineering, 2008*

Studie měla za cíl srovnat signály z EKG a PPG pomocí analýzy parametrů časové a frekvenční oblasti a dokázat tak srovnatelnost těchto dvou metod ve vyhodnocování HRV.

Ze zaznamenaných signálů byl vytvořen RR tachogram a PP tachogram a vypočtena HRV pomocí parametrů časové, frekvenční oblasti a Poincarého grafu. Stejnosečná složka HRV signálu byla odstraněna a výkonové spektrum bylo získáno pomocí DFT. Pro korelaci změn RR a PP intervalu byl stanoven Pearsonův korelační koeficient. Byla vypočtena absolutní chyba mezi hodnotami obou metod každého HRV parametru jak pro každého jednotlivce, tak pro skupinu 10 subjektů. Shoda těchto parametrů byla stanovena pomocí Blandovy–Altmanovy analýzy. Dále byl použit t-test k otestování významných rozdílů.

Mezi RR intervaly a PP intervaly byla zjištěna vysoká korelace (0,998). Střední hodnota korelace pro 10 subjektů byla $0,87 \pm 0,19$ s mediánem 0,97. Střední hodnota NN intervalu, odvozená z PP

variability byla podobná s RR variabilitou s absolutní chybou $\sim 0,1$ ms. Analýza chyb neukázala žádné podstatné rozdíly v hodnotách HRV parametrů mezi oběma metodami ($p < 0,05$). Výsledky jasně ukazují vynikající korespondenci mezi HRV parametry odvozenými od EKG a metodou založené na PPG [12].

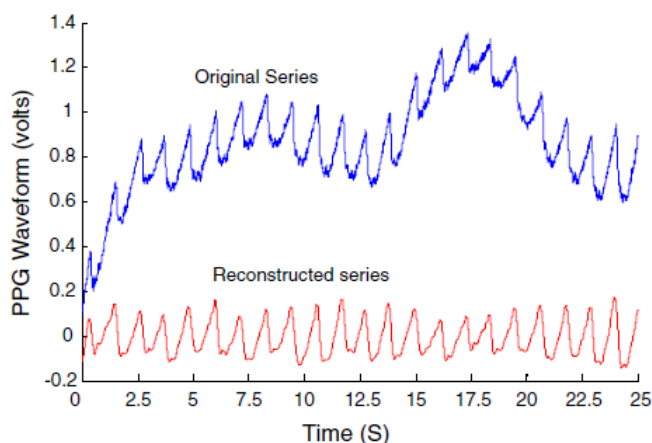
Název: *Can Photoplethysmography Variability Serve as an Alternative Approach to Obtain Heart Rate Variability Information?*

Autoři: *Sheng Lu, He Zhao, Kihwan Ju, Kunson Shin, Myoungcho Lee, Kirk Shelley, Ki H. Chon*

Publikováno: *Journal of Clinical Monitoring and Computing, 2008*

Článek se zabývá vyhodnocením pulsní variability (PRV) s HRV z měření EKG na základě výpočtů časových a frekvenčních parametrů a entropie. Cílem studie bylo dokázat, že PPG signál je adekvátní náhradou vyhodnocení HRV.

PPG vlna byla rekonstruována metodou empirické modální dekompozice (EMD), kdy jsou potlačeny nízkofrekvenční trendy a vysokofrekvenční šum. Napomáhá především detekci negativních kmitů PPG průběhu. Pulsní variabilita (PRV) byla získána první derivací PPG a následně vybráním největších negativních hodnot. Hodnoty a poloha lokálních minim byly určeny stanovením adaptivního prahu a délky pohyblivého okna ($W = f_s/4$). Z těchto minim byla získána PRV. Pro porovnání podobnosti mezi PRV a HRV byly vypočteny parametry z časové, frekvenční oblasti a aproximativní entropie (ApEn). Student-t test byl použit pro určení statistické významnosti mezi PRV a HRV.



Obrázek 5: Rekonstrukce PPG signálu pomocí EMD.

Nebyl zjištěn významný rozdíl mezi jednotlivými parametry ($p < 0,05$), korelační koeficienty ve všech případech ukazují silnou korelaci ($p < 0,00001$). Autoři dospěli k závěru, že PPG lze použít jako náhradu EKG k měření srdeční variability [13].

Název: Comparison of Heart Rate Variability Signal Features Derived from Electrocardiography and Photoplethysmography in Healthy Individuals

Autoři: M. Bolanos, H. Nazeran, E. Haltiwanger

Publikováno: International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2006

Článek pojednává o použití PDA systému ke kontinuálnímu vyhodnocování HRV a zároveň je cílem autorů dokázat nahraditelnost EKG signálu signálem PPG.

Pro oba signály byla provedena analýza časové oblasti, vytvořen Poincarého graf, histogramy určující délku trvání RR a PP intervalů, spektrální analýza pomocí FFT, rozdělení spektra (LF, HF). Dále byly spočteny korelační koeficienty a rozložení pravděpodobnosti (tvary byly porovnány koeficienty špičatosti a míra asymetrie mezi daty byla odhadnuta hodnotou šikmosti) a byla provedena ApEn. Shoda mezi HRV a PRV byla velmi velká, korelační koeficienty se pohybovaly okolo 1 s odchylkou pouze 1 %, proto byla metoda PPG uznána za adekvátní náhradu EKG [14].

Název: Evaluation of pulse rate variability obtained by the pulse onsets of the photoplethysmographic signal

Autoři: H. F. Posada-Quintero, D. Delisle-Rodríguez, M. B. Cuadra-Sanz, R. R. Fernández de la Vara-Prieto

Publikováno: Physiological Measurement, 2013

Autoři článku hodnotí způsoby stanovení začátku pulsu, od kterého se pak odvíjí parametry P-P intervalu (metoda diastolického bodu, maxima druhé derivace nebo tangentového průsečíku), pro vyhodnocení PRV, které srovnávají s variabilitou získanou EKG.

Pro porovnání jednotlivých metod byly použity korelační koeficienty, Pearsonovy koeficienty a Blandova–Altmanova analýza. Jako nejlepší způsob měření se projevila metoda tangentového průsečíku, která vykazovala ve všech stanovených parametrech korelaci vyšší než 95 %, nejvíce tudíž odpovídala HRV z EKG a byla shledána jako nejpřesnější [15].

	Indices	ρ_C	Cb	r
Diastolic point	LF (ms ²)	0.98	0.99	0.99
	HF (ms ²)	0.93	0.96	0.97
	HF (n.u.)	0.68	0.83	0.81
	LF/HF ratio	0.39	0.60	0.64
Maximum second derivative	LF (ms ²)	0.98	0.99	0.99
	HF (ms ²)	0.92	0.96	0.95
	HF (n.u.)	0.94	0.97	0.96
	LF/HF ratio	0.83	0.91	0.91
Tangent intersection	LF (ms ²)	0.99	0.99	0.99
	HF (ms ²)	0.98	0.99	0.98
	HF (n.u.)	0.97	0.99	0.98
	LF/HF ratio	0.90	0.94	0.94

Obrázek 6: Hodnoty korelace parametrů mezi jednotlivými metodami a EKG.

Název: *Limitations of Oximetry to Measure Heart Rate Variability Measures*

Autoři: *Guohua Lu, Fang Yang*

Publikováno. *Cardiovascular Engineering, 2009*

Studie porovnává PRV s HRV a zabývá se přesností PRV, jejími nedostatky a použitím v ambulantní praxi.

HRV a PRV byly vyhodnoceny analýzou lineární regrese jak časové, tak frekvenční oblasti a pomocí Poincarého grafu. Všechny hodnocené parametry mezi metodami vykazují vysoký stupeň korelace a p-hodnoty jsou vždy menší než 0,0001. Z průběhu křivky PPG během pohybu prstu je jasné vidět, že je vysoce zatížená pohybovými artefakty.

Autoři potvrzují předešlý výzkum PRV a shodují se, že je adekvátní náhradou EKG při měření zdravých subjektů. Na druhou stranu ale z důvodu ovlivnitelnosti doby mezi srdeční depolarizací a nárůstem krevního objemu upozorňují na nedostatečnost PPG v případě projevujících se patologií vegetativního nervového systému, pacientů trpících na kardiovaskulární choroby, či zdravých pacientů podléhajících některým stavům autonomního nervstva.

Prostředky k vyčíslení pohybu senzoru během doby záznamu poskytuje integrace akcelerometrů do PPG sensorů. Analýza signálu dopomáhá k částečnému vyloučení pohybových artefaktů a zlepšuje tak spolehlivost PPG záznamů [16].

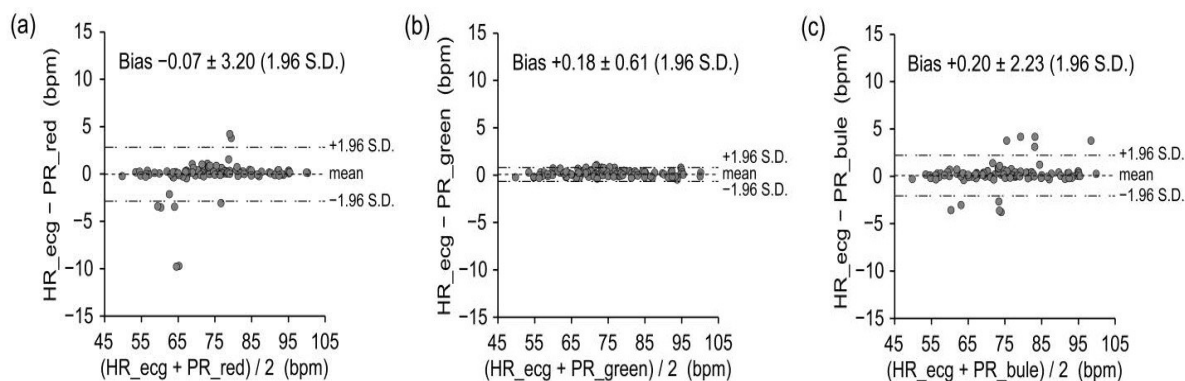
Název: Comparison between red, green and blue light reflection photoplethysmography for heart rate monitoring during motion

Autoři: Jihyoung Lee, Kenta Matsumura, Ken-ichi Yamakoshi, Peter Rolfe, Shinobu Tanaka, Takehiro Yamakoshi

Publikováno: 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2013

Cílem studie bylo srovnat různé vlnové délky diod PPG pro co největší korelaci mezi HRV a PRV a zároveň pro co nejmenší zatížení záznamu pohybovými artefakty tak, aby bylo hodnocení PRV možné při měření během každodenního života. Autoři proto srovnali HRV měřenou EKG a PRV měřenou různými vlnovými délkami diod během pohybu ruky připojené na senzor. Testovány byly LED diody červeného, zeleného a modrého světla, ve všech případech s fotodiodou jako detektorem. Pro měření pohybu byl na prst připojen akcelerometr. K analýze bylo využito FFT, Pearsonovy korelace a Blandovy–Altmanovy analýzy.

Jako nejlepší k použití při pohybu se osvědčila zelená LED dioda, modrá znamenala střed a červená dioda byla naprosto nevhodná kvůli tomu, že její světlo proniká hluboko do tkáně a tím se stává citlivější na pohyb. Pro stanovení definitivních závěrů je třeba provést studii při běžném pohybu, protože mávání ruky, které bylo ve studii demonstrováno, neznamená pohyb při běžné denní rutině [17]. Pokud budou během mého měření k dispozici různé vlnové délky diod k vyzkoušení, určitě této možnosti využiji.



Obrázek 7: Bland–Altmanovy grafy mezi HRV a PRV získanou jednotlivými LED diodami: (a) – červená, (b) – zelená, (c) – modrá.

Název: *Sternal pulse rate variability compared with heart rate variability on healthy subjects*

Autoři: *Shadi S. Chreiteh, Bo Belhage, Karsten Hoppe, Jens Branebjerg, Erik V. Thomsen*

Publikováno: *36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2014*

Studie porovnává HRV z EKG a PRV z PPG senzoru umístěného na hrudní kosti při přirozeném i rychlém dýchání a zkoumá dopad tohoto umístění na přesnost získané PRV na rozdíl od klasického měření na prstu či ušním lalůčku.

Pro vyhodnocení HRV a PRV byly použity parametry časové a frekvenční oblasti, stanoven Pearsonův korelační koeficient a horní a spodní meze shody. Míra shody byla vypočtena Blandovou–Altmanovou analýzou. Všechny parametry vykazovaly míru korelace větší než 95 %, rozdíl mezi metodami nebyl významný, $p < 0,001$. Při klidném dýchání byla zjištěna velmi vysoká shoda, při usilovném dýchání se pak všechny hodnoty zvýšily stejným směrem [18].

Metoda hrudního PPG byla shledána jako dostatečně přesná ve srovnání s EKG, autoři toto přisuzují proximálnímu měřicímu místu vzhledem k srdci.

Název: *Forehead reflectance photoplethysmography to monitor heart rate: preliminary results from neonatal patients*

Autoři: *M. R. Grubb, J. Carpenter, J. A. Crowe, J. Teoh, N. Marlow, C. Ward, C. Mann, D. Sharkey, B. R. Hayes-Gill*

Publikováno: *Physiological Measurement, 2014*

Studie se zabývá vyhodnocením PRV měřené čelním PPG senzorem, a to konkrétně na novorozencích.

Čelní PPG s použitím zelené LED diody bylo nahráváno zároveň s hrudním EKG, kdy při výpočtu HRV byly vynechány EKG záznamy horší kvality. Záznamy byly rozděleny na jednotlivá okna, pro která byla provedena DFT, Blandova–Altmanova analýza a byla určena citlivost (89,9 %) a specificita (99,8 %). PPG záznam dosáhl přesnosti $\pm 40,07$ bpm. Výsledky analýzy lineární regrese vyšly jako $p < 0,01$ a koeficient determinace $r^2 = 0,94$ [19].

Autoři se soustředí především na použití při resuscitaci novorozenců, tudíž ne všechny informace jsou pro mou práci důležité, pouze fakt, že PRV se dá měřit i čelním PPG senzorem s adekvátní přesností.

4.3. Závěr rešerše

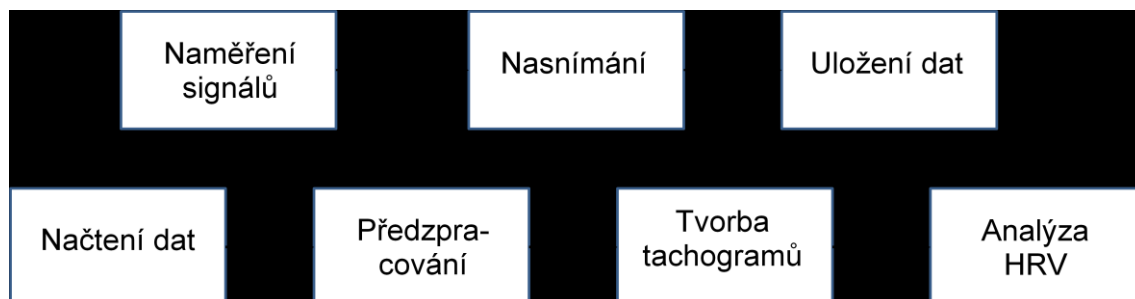
Dle uvedených studií je měření HRV pomocí PPG adekvátní náhradou analýzy z EKG, avšak velkým problémem u této metody měření je citlivost senzoru na pohybové artefakty, které se stěží odstraňují. V případě krátkodobého měření je tedy třeba zajistit, aby k těmto artefaktům ideálně nedošlo vůbec, v případě dlouhodobých záznamů je pak nutno najít vhodné metody pro jejich odstranění. Měření na různých místech těla by podle uvedených studií mělo vykazovat dostatečnou přesnost pro analýzu HRV. Pro porovnání mezi metodami se nejvíce používají korelační koeficienty a metody lineární regrese. V člancích zabývajících se přímo měřením z PPG není, až na některé výjimky, popsán postup odstranění šumu či trendů ze signálu, jelikož ten se příliš neliší od EKG.

5 Měření multikanálovým fotopletysmografem

Multikanálový PPG umožňuje současné měření šesti signálů PPG a referenčního signálu EKG. Pro měření bylo využito EKG a dvou kanálů PPG. Dobrovolníci byli měřeni během celého dne v rozestupu zhruba 2 až 3 hodin, kdy byl vždy pořízen 10 minutový záznam. Byly použity klapkové končetinové elektrody EKG a dva prstové snímače PPG. Na pravé ruce bylo PPG měřeno gumovým prstovým snímačem, umístěným na prostředníku či malíčku, na ruce levé pak klapkovým snímačem na ukazováku. Měření probíhalo vždy v klidu, v poloze lehu.

Multikanálový PPG je napájen z počítače mini USB kabelem a komunikace probíhá na portu COM16. Nasnímání signálu a jeho uložení je umožněno aplikací vytvořenou v programu LabView 2014. Veškerá další analýza a příprava dat pro vyhodnocení HRV je provedena v programu Matlab R2014a. Zahrnuje předzpracování signálů (tj. jejich filtraci), detektor vrcholů a s nimi spojených intervalů, odstranění příliš krátkých či dlouhých intervalů, způsobujících HRV artefakty, a vlastní analýzu HRV pomocí spektrálních kulis a analýzy v časové oblasti. Schéma celého měření je znázorněno na obrázku níže (Obrázek 8).

Celkem je vytvořeno 7 HRV signálů – z každého signálu PPG je HRV detekována z vrcholů, z nejstrmějších bodů PPG vlny a také z jejího počátku. Tyto jednotlivé metody jsou na závěr mezi sebou porovnány. Vzhledem k tomu, že za „zlatý standard“ je stále považována analýza z EKG, i v tomto měření je záznam z EKG považován za nejpřesnější.



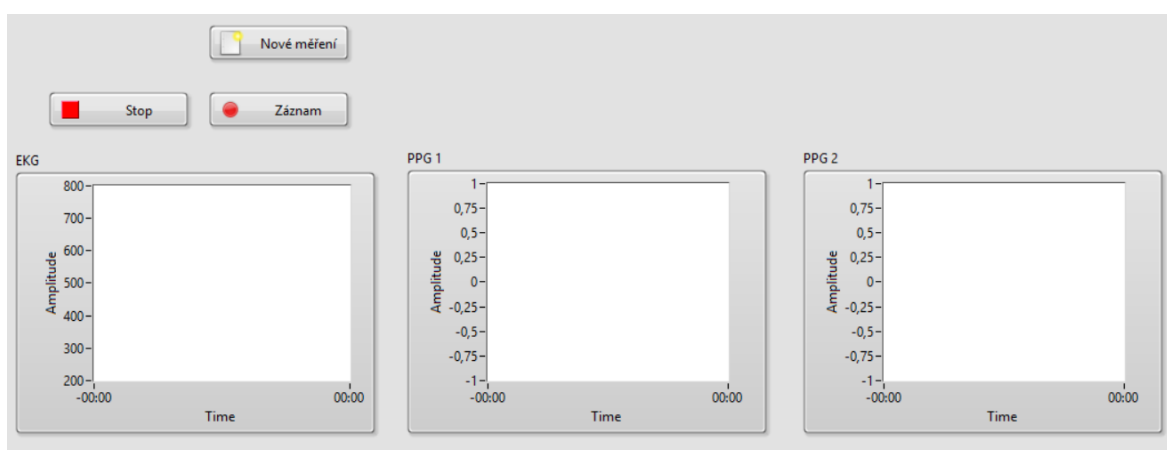
Obrázek 8: Schéma měření multikanálovým PPG.

6 Software pro analýzu signálů

6.1. Nasnímáné signálů

Pro komunikaci počítače s multikanálovým PPG, vizualizaci měřených signálů a uložení dat byla vytvořena aplikace v softwaru LabView 2014. Data jsou posílána po sériové lince, vytvořené pomocí bloku *VISA Serial*, při baudrate 500000. Vzorkovací frekvence je 500 Hz. Průběhy měřených signálů jsou zobrazeny pomocí bloků *Waveform Chart* pro každý signál a dále jsou zapsány do textového souboru, odděleny tabulátorem.

Před samotným měřením je třeba založit nový soubor *.txt* tlačítkem NOVÉ MĚŘENÍ. Tímto se otevře sériová linka a začnou se posílat data. Po vhodném nastavení zobrazených grafů a případném doladění diod na zařízení lze spustit zápis dat do souboru tlačítkem ZÁZNAM. Pro ukončení aplikace a uzavření sériové linky slouží tlačítko STOP.

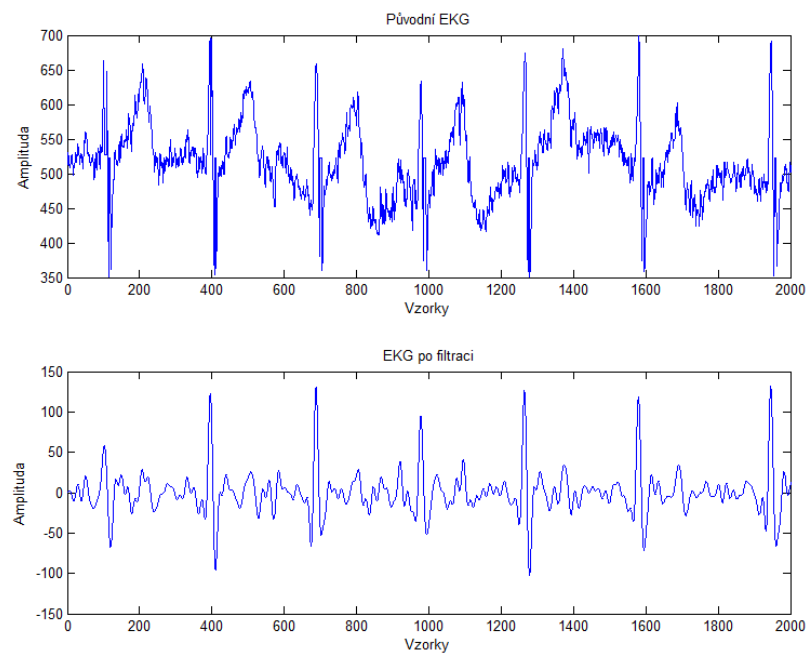


Obrázek 9: Uživatelské rozhraní aplikace pro nasnímáné dat.

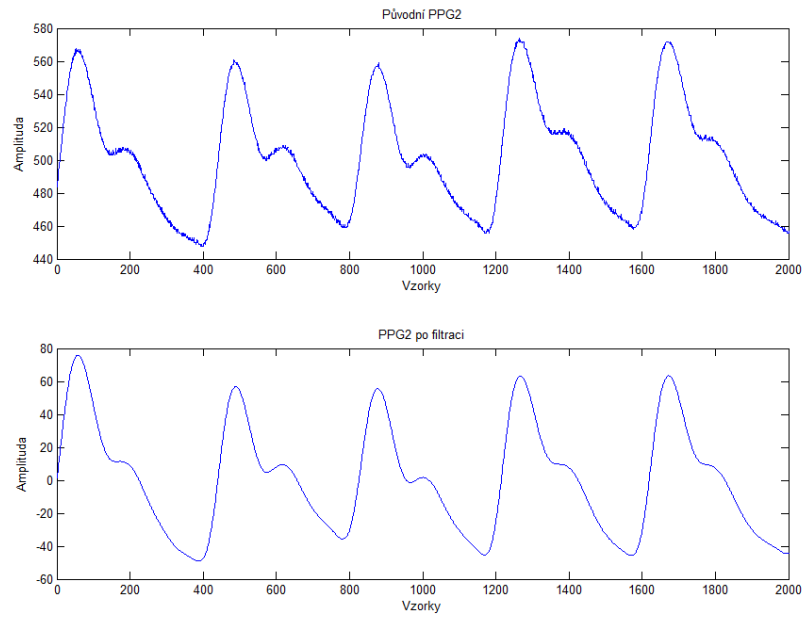
6.2. Předzpracování signálů

EKG je filtrováno pásmovou propustí. Pro tento účel je použit FIR filtr řádu 200, s použitím příkazu *fir1* (Obrázek 10). PPG signály jsou filtrovány filtrem typu horní propust pro odstranění stejnosměrné složky a posunutí na nulu. Toho je docíleno IIR Butterwothovým filtrem řádu 5. Při použití tohoto filtru je vždy vyšetřena jeho stabilita. Na signály PPG je dále aplikován klouzavý průměr (Obrázek 11). Samotná filtrace je ve všech případech provedena příkazem *filtfilt*, aby nedocházelo vlivem filtrace k posunutí signálu. V rámci uživatelského rozhraní lze nastavit jednotlivé mezní frekvence filtrů a šířku okna pro klouzavý průměr. Jako výchozí hodnoty jsou použity mezní frekvence pásmové propusti 5 a 30 Hz u EKG, horní propusti 0,5 Hz u PPG a šířka okna klouzavého průměru 30.

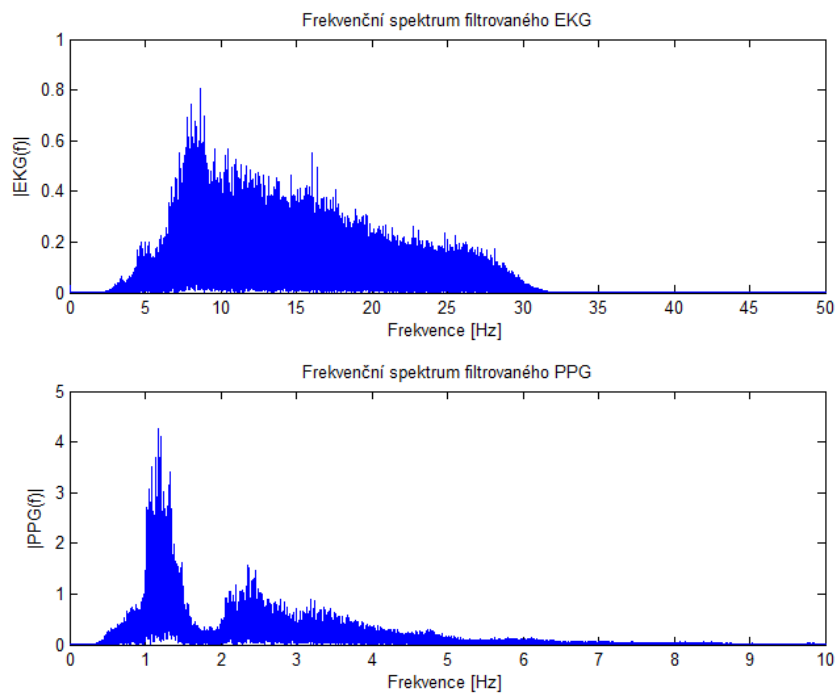
Načtení dat je umožněno tlačítkem NAČÍST DATA ZE SOUBORU. Tlačítkem FILTROVAT se provede filtrace signálu, zároveň se v grafu zobrazí průběh filtrovaného signálu a pro kontrolu také jeho frekvenční spektrum (Obrázek 12). Filtraci lze vrátit zpět tlačítkem ZRUŠIT, kdy se načtou opět původní signály, které lze znovu podle libosti upravit. K uložení signálů a otevření nového GUI pro další analýzu slouží tlačítko POTVRDIT.



Obrázek 10: Ukázka filtrace EKG při mezním kmitočtu 5 – 30 Hz.



Obrázek 11: Ukázka filtrace PPG při mezním kmitočtu 0,5 Hz a šířce okna klouzavého průměru 30.



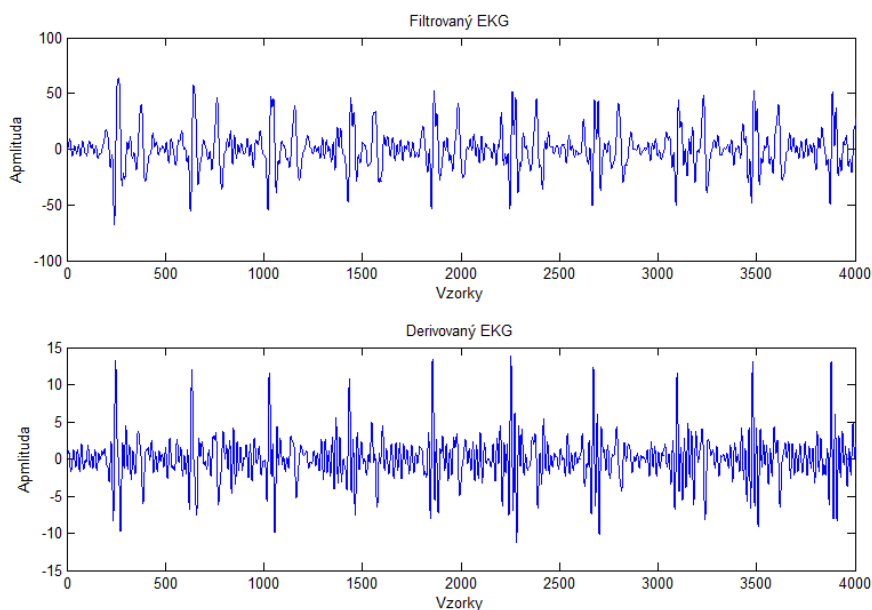
Obrázek 12: Frekvenční spektra filtrovaných signálů.

6.3. Detekce vrcholů

Základem pro analýzu HRV je detektor vrcholů. Jak již bylo řečeno v předešlé kapitole, detekovány jsou R vrcholy EKG, vrcholy PPG, nejstrmější body PPG a začátky vln PPG, ze kterých je následně HRV počítána a jednotlivé metody jsou mezi sebou porovnány.

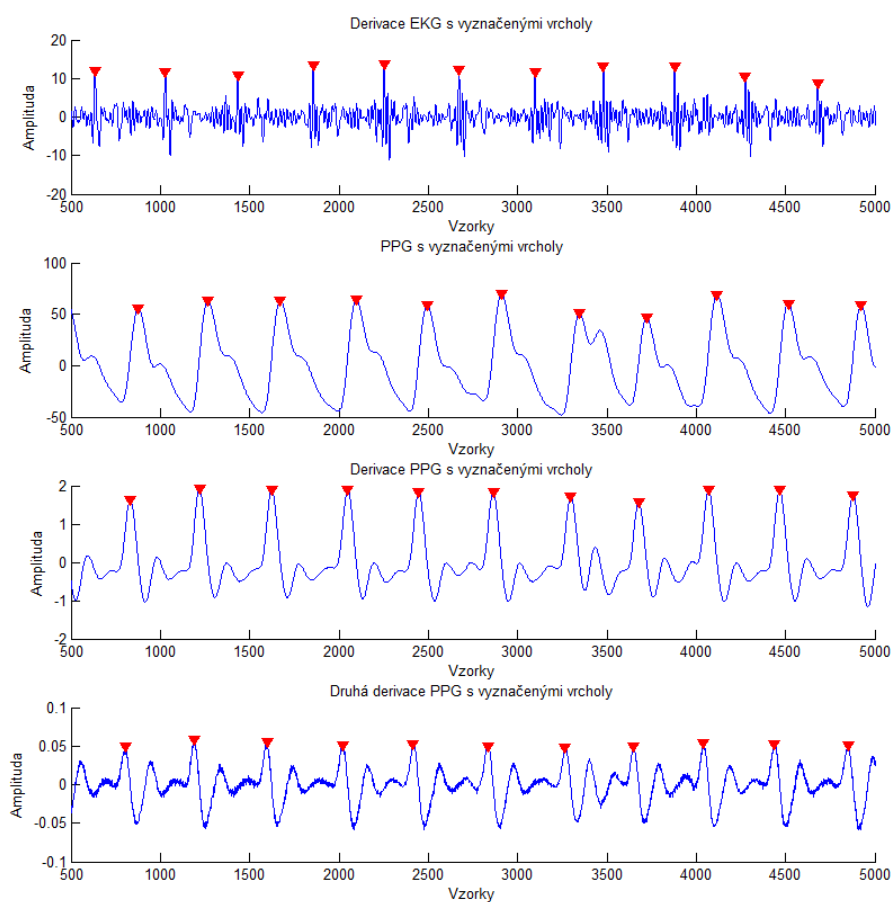
Detekce vrcholů je provedena příkazem *findpeaks*, kdy lze prostřednictvím GUI měnit minimální práh pro detekci vrcholu a minimální vzdálenost sousedních vrcholů. Zadaný práh odpovídá procentuální hodnotě maxima signálu v prvních 2 sekundách záznamu, tj. při vzorkovací frekvenci 500 Hz prvních 1000 vzorků. Vzdálenost lze nastavit jinak, pokud lze odhadnout maximální tepovou frekvenci měřeného subjektu. Doporučená hodnota při neznámé tepové frekvenci je 200 ms. Čím přesněji je vzdálenost nastavena, tím přesněji je dále analyzovaná HRV. Detektor ukládá indexy nalezených vrcholů.

R vlny signálu EKG jsou detekovány z první derivace signálu, jelikož ta zajistí větší rozpoznatelnost mezi hledanými R vrcholy a ostatními daty, která nejsou pro analýzu potřebná. Rozdíl mezi derivovaným EKG a pouze filtrovaným je zobrazen v grafu níže (Obrázek 13).



Obrázek 13: Příklad derivace signálu EKG.

P vlny signálu PPG jsou určeny z filtrovaného PPG bez další úpravy, zatímco detekce ostatních bodů PPG signálu jsou založeny na derivaci signálu – pro detekci strmých bodů je využita první derivace a pro detekci počátků P vlny druhá derivace signálu, ze kterých jsou opět získány indexy vrcholů. Součástí GUI jsou pro kontrolu činnosti detektoru grafy, které zobrazují jednotlivé signály či jejich derivace spolu s nalezenými vrcholy. Pro jednotlivé signály jsou vypočteny intervaly mezi detekovanými vrcholy, ze kterých je dále spočtena průměrná tepová frekvence, kterou lze dále využít pro srovnávání mezi jednotlivými metodami.

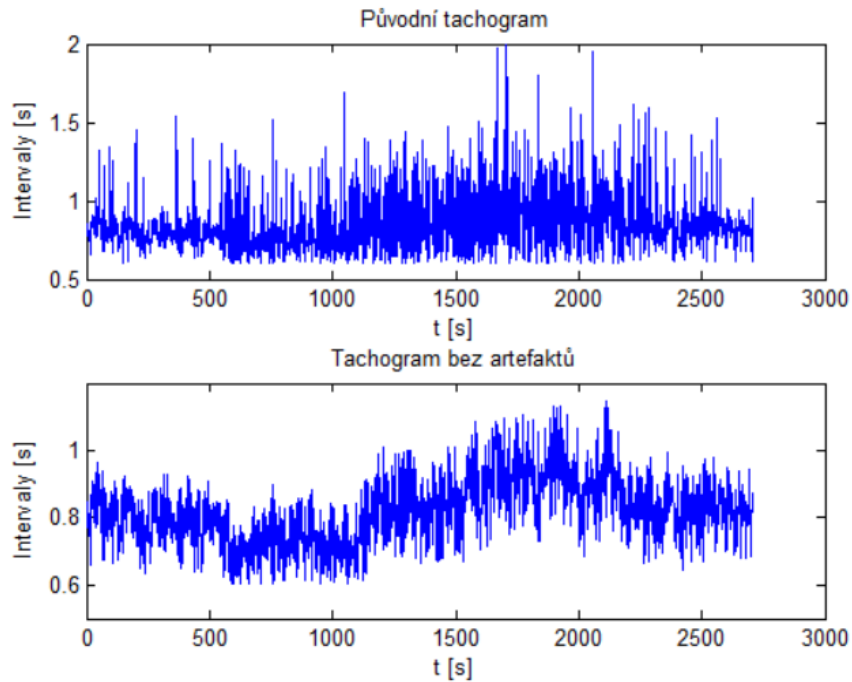


Obrázek 14: Ukázka detekce vrcholů pro jednotlivé signály.

6.4. Odstranění HRV artefaktů

Z vypočtených intervalů lze sestavit přímo tachogram, zobrazující průběh intervalů v čase. Pro co nejpřesnější analýzu HRV je však třeba nejprve odstranit artefakty, které vznikají často nepřesností detektoru vrcholů, ale v případě měření multikanálovým PPG především rušivými signály. Ty se vyskytují při delším měření a ve svém okolí působí vznik extra peaků, které následně znehodnocují správný výpočet intervalů.

Pro odstranění HRV artefaktů byl vytvořen algoritmus, nahrazující právě tyto příliš dlouhé či krátké intervaly. Základem algoritmu je cyklus *for*, který prohledává vektor vytvořených intervalů. Pomocí cyklu *if* je konkrétní interval porovnáván s mediánem okolních 40 intervalů. Pokud je interval o 20 % menší nebo větší než spočtený medián, je interval nahrazen mediánem okolních 8 intervalů. Pokud je interval z prvních, popř. posledních 20, pomocná proměnná, ze které je spočten medián, je naplněna prvními 40, popř. posledními 40 prvky (kromě porovnávaného artefaktu).

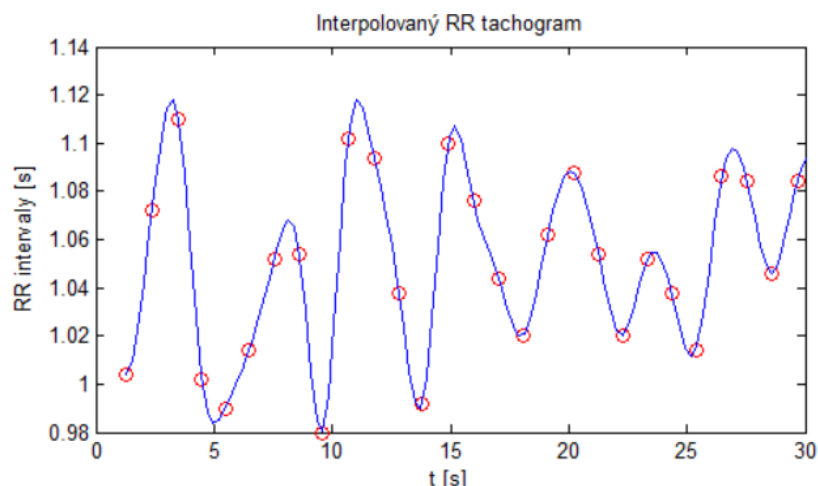


Obrázek 15: Příklad odstranění HRV artefaktů v RR tachogramu.

6.5. Předzpracování tachogramu

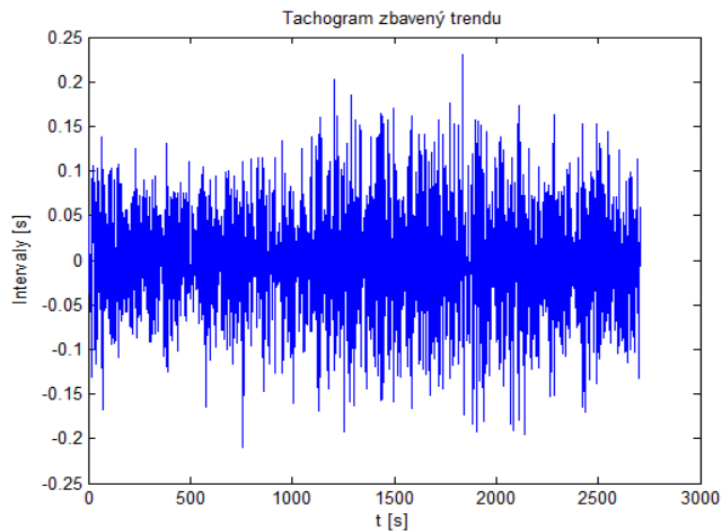
Pro správnou analýzu především ve frekvenční oblasti je nutno sestrojený tachogram interpolovat a následně zbavit trendu. Převodění původního tachogramu do frekvenční oblasti může způsobit kritické zkreslení spektra.

Interpolace je provedena kubickým splajnem příkazem *spline*, vzorkovací frekvence je 4 Hz. Nejprve jsou interpolovány RR intervaly z EKG a podle těchto jsou dále interpolovány ostatní signály, z důvodu zachování stejného počtu vzorků tachogramů.



Obrázek 16: Část interpolovaného RR tachogramu s vyznačenými původními body.

Eliminaci trendů zajišťuje algoritmus EMD, který pracuje na základě detekce horní a dolní obálky signálu, které mezi sebou porovnává, a na základě této detekce rozkládá signál na jednotlivé vlastní modální funkce (intrinsic mode function, IMF). Pro tento účel byla použita a upravena funkce *emd()*[21]. Algoritmus je tvořen vnějším cyklem *while*, ve kterém dochází k uložení signálu po odečtení IMF, a vnitřním cyklem *while*, kde je prováděno samotné prosívání signálu. Tento vnitřní cyklus běží, dokud není hodnota směrodatné odchylky menší než 0,3. Provádí se zde výpočet maxim a minim a interpolací následně výpočet horní a dolní obálky. Následně je vypočítán průměr těchto obálek, který je odečten od původního signálu. Pro posouzení, zda výsledný signál splňuje podmínky IMF, je vypočtena směrodatná odchylka a počet extrémů, který musí být pro ukončení cyklu menší než 2. Počítány jsou pouze první 4 složky IMF, jelikož ty k rekonstrukci signálu stačí. Konečný signál HRV je získán jejich sečtením.



Obrázek 17: RR tachogram bez trendů.

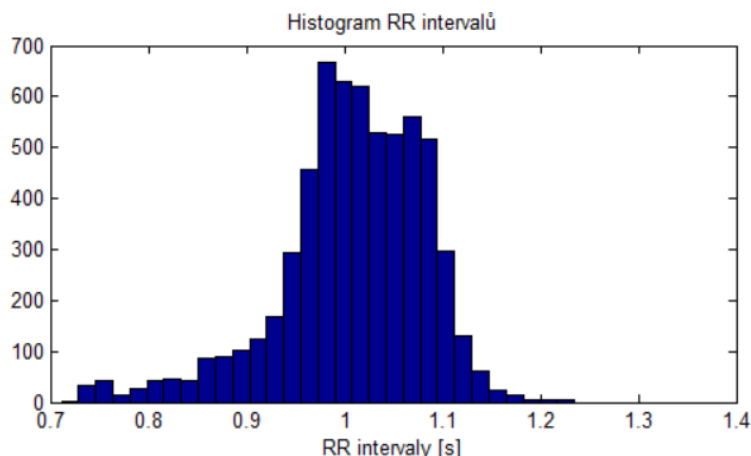
6.6. Analýza HRV

HRV je následně posuzována v časové i frekvenční oblasti. Časová oblast zahrnuje výpočet SDNN, trojúhelníkového indexu a vykreslení jednotlivých histogramů. Frekvenční oblast umožňuje vykreslení spektra ať už celého HRV signálu, nebo spektrální kulisy jednotlivých segmentů.

6.6.1. Časová oblast

Oba parametry, SDNN tak i trojúhelníkový index, jsou počítány buď pro celý signál, nebo pro jednotlivé segmenty, kdy se do listboxu vypíše vektor hodnot. Segmenty lze vytvořit zadáním jejich počtu, signál se rozdělí rovnoměrně na tento počet dílů. Platí, že výsledná hodnota SDNN je vždy průměr SDNN, počítaných z 5 minutových úseků HRV signálu s krokem jednoho intervalu.

Histogramy jsou vykreslovány do subplotů, kde plní funkci spíše srovnávací mezi použitými metodami detekce HRV. Lze tedy porovnat četnost výskytu konkrétních délek intervalů při jemnosti histogramu nastavené na 30 sloupců.

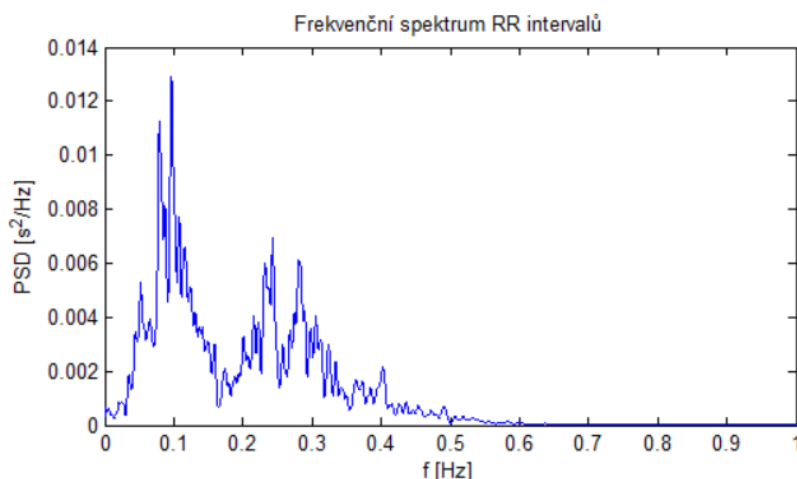


Obrázek 18: Příklad histogramu RR intervalů.

6.6.2. Frekvenční oblast

Ve frekvenční oblasti lze v programu vykreslovat 2D frekvenční spektra celého signálu, nebo 3D spektrální kulisy, kdy jsou vykreslena spektra jednotlivých segmentů, vytvořených obdobně jako v časové oblasti. Slouží hlavně k vyhodnocení činnosti sympatiku a parasympatiku, jejich změn v čase a fungování ANS během dne.

Frekvenční analýza je založena na Welchově spektru (*pwelch*), vyhlazeném pomocí funkce *smooth*, jelikož poskytuje lepší rozlišitelnost výkonu v jednotlivých pásmech spektra než FFT. Jednotkou y-ové osy spektra jsou s^2/Hz , na x-ové ose je vynesena frekvence v rozmezí od 0 do 1 Hz (při vykreslení 3D kulisy od 0 do 0,5 Hz). K vyhodnocení výkonu v jednotlivých frekvenčních pásmech je použita funkce *bandpower*, která ukládá průměrnou hodnotu výkonu v pásmech VLF (do 0,04 Hz), LF (0,04 – 0,15 Hz) a HF (0,15 – 0,4 Hz) v jednotkách ms^2 . Dále je vypočten poměr LF/HF pro srovnání činnosti ANS v jednotlivých segmentech záznamu.



Obrázek 19: Příklad frekvenčního spektra RR intervalů.

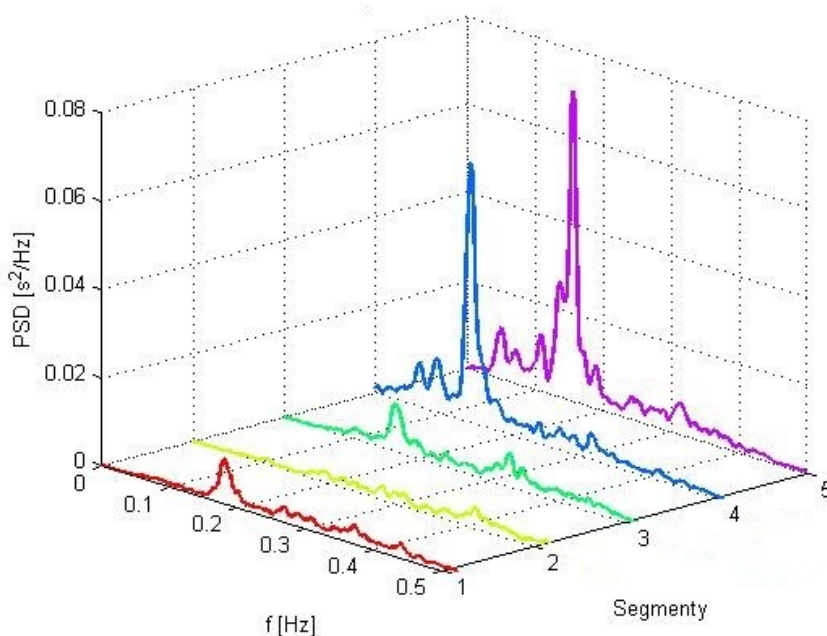
7 Analýza HRV z naměřených dat

7.1. Měření č. 1

Měřena byla žena ve věku 22 let, bez zdravotních problémů, netrénovaná. Měření probíhalo o víkendu od 10 hodin dopoledne do 9 hodin večer. Bylo naměřeno 5 desetiminutových záznamů v rozmezí 2 až 3 hodiny po sobě. První záznam byl naměřen 1,5 hodiny po snídani, druhý záznam asi 5 minut po vysoké 30 minutové fyzické zátěži (posilování spolu s aerobním cvičením). Další části dat byly naměřeny v klidovém stavu, kdy už dobrovolník nevykazoval žádnou zvýšenou fyzickou činnost. Časy jednotlivých záznamů a aktivity subjektu před každým měřením jsou zapsány v tabulce níže (Tabulka 1). Takto naměřená data umožňují sledovat vliv fyzické zátěže na organismus a sledovat činnost ANS během zotavování se po náročném cvičení.

Tabulka 1: Přehled měření č. 1 a aktivit subjektu.

Záznam	Čas	Aktivity
1	10:30	1,5 h po snídani
2	12:50	5 min po vysoké fyzické zátěži
3	15:10	2 h po obědě; odpočinek
4	17:50	
5	20:45	Odpočinek, poslech hudby, práce na PC



Obrázek 20: Spektrální kulisy záznamu z EKG – 1. měření.

Ze spektrálních kulis je vidět, že v prvních měřeních a zejména po cvičení, je celkový výkon HRV velmi redukovaný. Pro jednotlivé segmenty byla vypočtena průměrná HR, SDNN a výkony ve frekvenčních pásmech. V prvním segmentu je celková HRV velmi nízká, avšak je viditelný vrchol

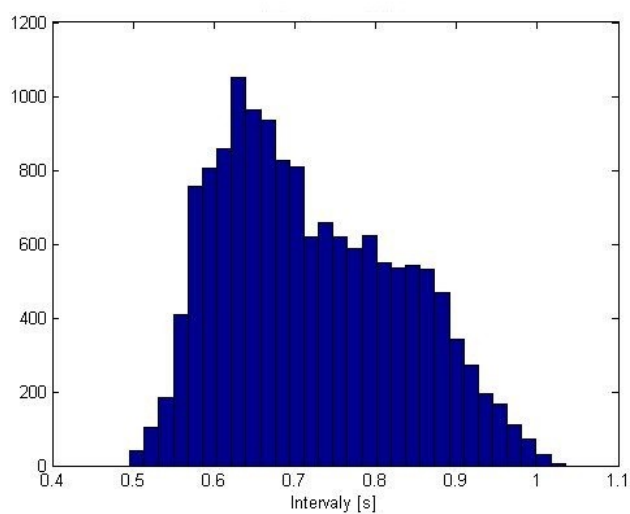
parasymptiku v pásmu HF. Ve druhém segmentu již není viditelný ani vrchol křivky HF, HRV je redukována vlivem fyzické zátěže. V segmentu č. 3 se začíná opět projevovat parasymptikus, jehož výkon postupně během odpočinku roste, stejně jako celkový PSD. Průměrné hodnoty pro jednotlivé segmenty jsou zapsány v tabulce níže.

Tabulka 2: Průměrné hodnoty pro jednotlivé segmenty – 1. měření.

Segment	1	2	3	4	5
SDNN [s]	0,0325	0,0314	0,0354	0,0433	0,0490
HR [bpm]	92,8360	99,1632	91,0280	76,1031	72,6846
HF [ms²]	391,1905	253,8144	670,3688	1034,6981	2071,1365
LF [ms²]	80,8199	57,4452	242,0139	1852,3172	1411,5768
LF/HF	0,2550	0,3156	0,4053	1,9266	0,6917

Podle Tabulka 2: lze porovnat změny hodnot spektrálního výkonu v konkrétních frekvenčních pásmech. V pásmech HF a LF došlo k poklesu pouze ve druhém segmentu, v ostatních se obě hodnoty PSD zvyšují. Dobře je zde viditelná souvislost HRV s tepovou frekvencí – při nižší HR se SDNN zvyšuje, HRV je tedy větší. Podle histogramu rozložení intervalů (Obrázek 21) lze říci, že nejčastější délka intervalů, která se v HRV záznamu vyskytovala, byla od 600 do 700 ms. Celkově byly naměřeny intervaly v délkách 500 ms až 1 s.

Poměr činnosti sympatiku a parasymptiku je v tomto případě velmi nevyvážený, téměř po celou dobu měření výrazně převažuje parasymptikus. Za předpokladu, že je subjekt zdravý, může být tento nepoměr způsoben špatným či přehnaným tréninkem, především v předešlých dnech. ANS by tedy nebyl dostatečně dobře zregenerován a způsobil by tak špatnou adaptibilitu subjektu [20].



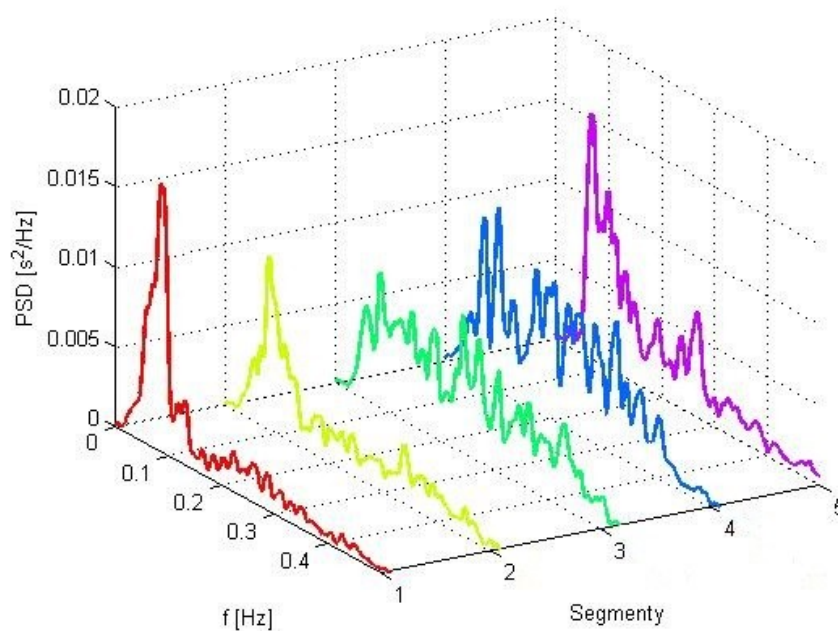
Obrázek 21: Histogram HRV z EKG – 1. měření.

7.2. Měření č. 2

Druhým měřeným subjektem byl muž ve věku 24 let, taktéž zdravý, trénovaný sportovec. Podobně jako první měření i tohle probíhalo od dopoledních hodin do 8 hodin večer. Druhý záznam měření byl pořízen po 30 minutové střední zátěži subjektu, kterým byl běh v terénu. Další měření byla provedena opět v klidu při odpočinku, popř. po jídle (třetí a poslední část měření). Přehled jednotlivých záznamů a podmínek při jejich pořízení je zpracován v tabulce níže (Tabulka 3).

Tabulka 3: Přehled měření č. 2 a aktivit subjektu.

Záznam	Čas	Aktivity
1	11:00	3 h po snídani; řešení stresové situace
2	12:45	15 min po střední fyzické zátěži
3	15:30	2,5 h po obědě; odpočinek
4	18:00	Lehká procházka, práce na PC
5	20:20	Po večeri, odpočinek



Obrázek 22: Spektrální kulisy záznamu z EKG – 2. měření.

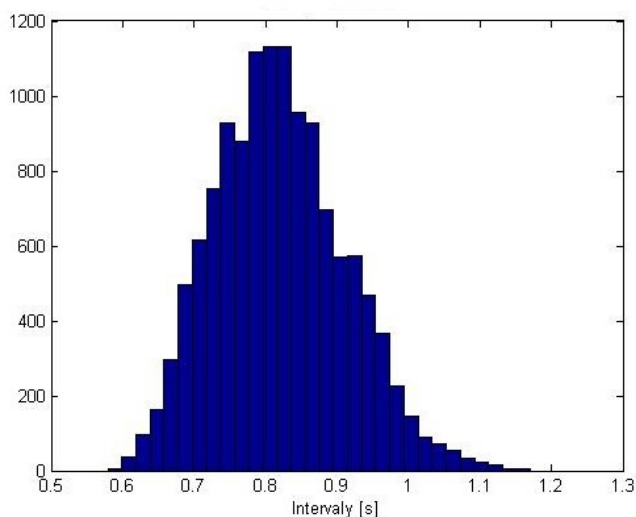
Z grafu lze opět pozorovat změny HRV vlivem cvičením a následné rekonvalescence. Obecně má subjekt HRV vyrovnanou, k nepoměru pak dochází vlivem zvýšené činnosti sympatiku. První záznam byl pořízen po tom, co byl subjekt vystaven hektické situaci, výrazně zvýšená činnost sympatiku v pásmu LF může být tedy jejím následkem [20]. Ve druhém segmentu lze (stejně jako v prvním měření) pozorovat snížení celkového výkonu HRV, opět s převahou sympatické činnosti, ke které došlo vlivem běhu. Tento záznam zobrazuje stav organismu asi 15 minut po zátěži. V dalších segmentech se celková PSD navrácí zpět k původním hodnotám, tentokrát s větším podílem parasympatiku v pásmu HF než v první části záznamu. Parasympatikus zde zastupuje právě odpočinek a zklidnění ANS.

Tabulka 4: Průměrné hodnoty pro jednotlivé segmenty – 2. měření.

Segment	1	2	3	4	5
SDNN [s]	0,0610	0,0566	0,0577	0,0570	0,0576
HR [bpm]	76,4003	82,5092	72,9072	65,3536	73,1183
HF [ms ²]	740,9833	636,1103	992,1188	941,8988	936,7917
LF [ms ²]	1305,4495	1049,0663	1283,3711	555,6767	1299,0914
LF/HF	2,0788	2,3267	1,3706	0,5956	1,4892

Při porovnání hodnot PSD ve frekvenčních pásmech jsou viditelné rozdíly, které nejsou ze spektrálních kulis zcela zřetelné. Jedná se především o PSD ve 4. segmentu. Zatímco v grafu se jeví činnost ANS velmi vyrovnaně, číselné hodnoty značí velkou převahu v pásmu HF. Poměr LF/HF je zde pouze 0,5956. Ostatní hodnoty s grafem korespondují, jak postupná změna PSD v jednotlivých segmentech, tak poměr LF/HF.

V časové oblasti tentokrát nedochází k výrazným změnám SDNN, a to ani při snížení HR. K výrazné změně došlo pouze při zvýšení HR po fyzické zátěži (2. segment). Nejčtenější délka intervalů je podle histogramu kolem 800 ms. Minimální délka intervalu byla 600 ms a maximální 1,2 s.



Obrázek 23: Histogram HRV z EKG – 2. měření.

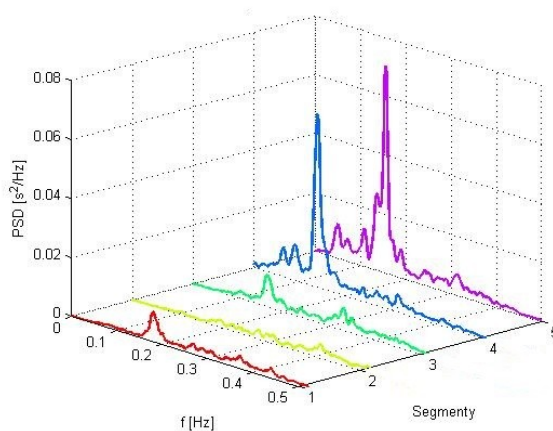
8 Srovnání metod analýzy HRV

8.1. Měření č. 1

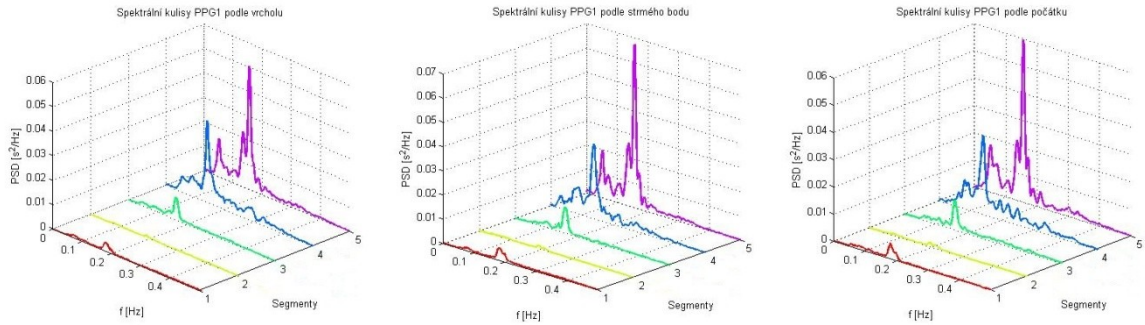
Pro srovnání jednotlivých metod analýzy HRV je vytvořena Tabulka 5, kde jsou uvedeny průměrné hodnoty SDNN, HR, spektrálního výkonu v pásmech HF a LF, poměru LF/HF a HRV index pro konkrétní metodu spolu s průměrnou absolutní odchylkou. Hodnoty časové oblasti jsou obecně nejvyšší z měření EKG, při analýze PPG vykazovaly snížení, avšak jsou velmi přesné. Největších rozdílů dosahují metody ve frekvenčním pásmu. Poměr LF/HF z EKG je výrazně menší než u ostatních metod, hodnota PSD v pásmu HF je zde totiž naopak velká. Na druhé straně PPG signály a metody určení HRV se od sebe liší méně výrazně. Při měření z vrcholu a počátku PPG1 se hodnoty nejvíce blíží EKG, kdy je poměr LF/HF menší než 1, naopak u ostatních metod převyšuje PSD sympatiku.

Tabulka 5: Sledované parametry jednotlivých metod – 1. měření.

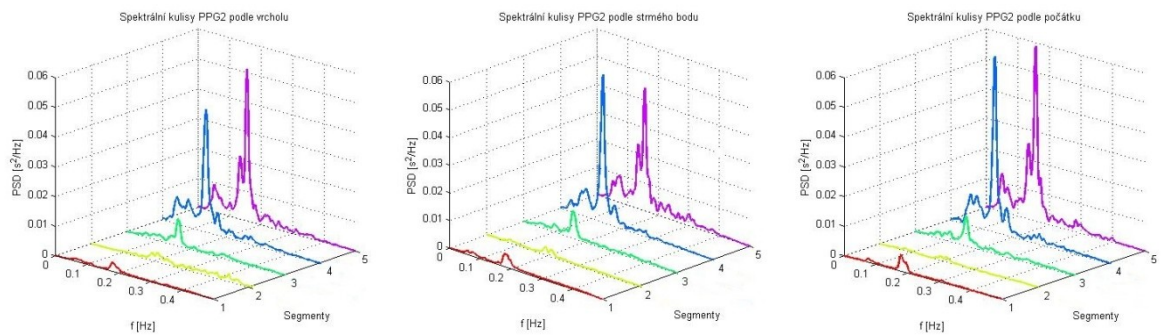
	EKG	PPG1			PPG2			Abs. chyba
		Vrchol	Strmý bod	Začátek	Vrchol	Strmý bod	Začátek	
SDNN [s]	0,0599	0,0480	0,0497	0,0523	0,0503	0,0503	0,0519	0,0025
HRV index	13,9657	12,7181	13,2586	12,6961	12,9426	12,9541	12,5013	0,3468
Průměr HR [bpm]	85,0524	85,0003	85,0948	85,5961	85,0222	85,0337	85,0325	0,1364
HF	1147,950	610,9679	583,8133	752,5933	560,6696	549,6326	595,4914	151,084
LF	739,7706	538,3809	650,9440	614,3493	634,3927	724,7714	760,2393	64,6908
LF/HF	0,6444	0,8812	1,1150	0,8163	1,1315	1,3186	1,2767	0,2105



Obrázek 24: Spektrální kulisy 1. měření – EKG.



Obrázek 25: Spektrální kulisy 1. měření – PPG1, zleva: podle vrcholu, strmého bodu, počátku.



Obrázek 26: Spektrální kulisy 1 měření – PPG2, zleva: podle vrcholu, strmého bodu, počátku.

V konkrétních segmentech jsou viditelné rozdíly především ve 4. segmentu měření, kdy se vrchol křivky PSD výrazně mění u analýzy ze signálu PPG2 a dosahuje mnohem větších hodnot než PPG1. V měření podle strmého bodu dokonce převyšuje PSD pátého segmentu, který by podle EKG měl být největší. Na rozdíl od průměrných hodnot PSD ale v segmentech jednotlivé metody korespondují v hodnotách LF/HF. Ty jsou sice rozdílné, avšak vždy nabývají u všech metod měření hodnoty menší nebo větší než 1. Poměr činnosti mezi subsystemy ANS je tedy při tomto měření zachován.

Pro posouzení závislosti mezi jednotlivými signály HRV byly dále vypočteny korelační koeficienty funkcí *corrcoef* v Matlabu. Hodnoty korelačních koeficientů mezi metodami PPG a EKG byly $0,8636 \pm 0,0192$. Nejvyšší korelace dosáhlo měření z vrcholu PPG2 ($r = 0,8808$), naopak nejméně přesné se zdá měření ze začátku vlny PPG1 ($r = 0,8226$). Mezi oběma signály PPG byla korelace mnohem vyšší, průměrná hodnota koeficientů vyšla $0,9417 \pm 0,0216$. Veškeré hodnoty korelačních koeficientů jsou přiloženy v tabulce níže (Tabulka 6).

Tabulka 6: Korelační koeficienty mezi metodami – 1. měření.

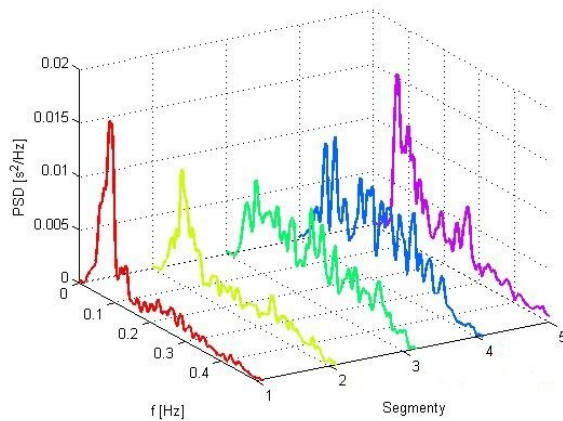
		EKG	PPG1			PPG2		
			Vrchol	Strmý	Začátek	Vrchol	Strmý	Začátek
	EKG	-	0,8758	0,8695	0,8226	0,8808	0,8710	0,8618
PPG1	Vrchol	0,8758	-	0,9617	0,9123	0,9514	0,9509	0,9453
	Strmý	0,8695	0,9617	-	0,9323	0,9508	0,962	0,9519
	Začátek	0,8226	0,9123	0,9323	-	0,9028	0,9089	0,9118
PPG2	Vrchol	0,8808	0,9514	0,9508	0,9028	-	0,9624	0,9527
	Strmý	0,8710	0,9509	0,962	0,9089	0,9624	-	0,9655
	Začátek	0,8618	0,9453	0,9519	0,9118	0,9527	0,9655	-

8.2. Měření č. 2

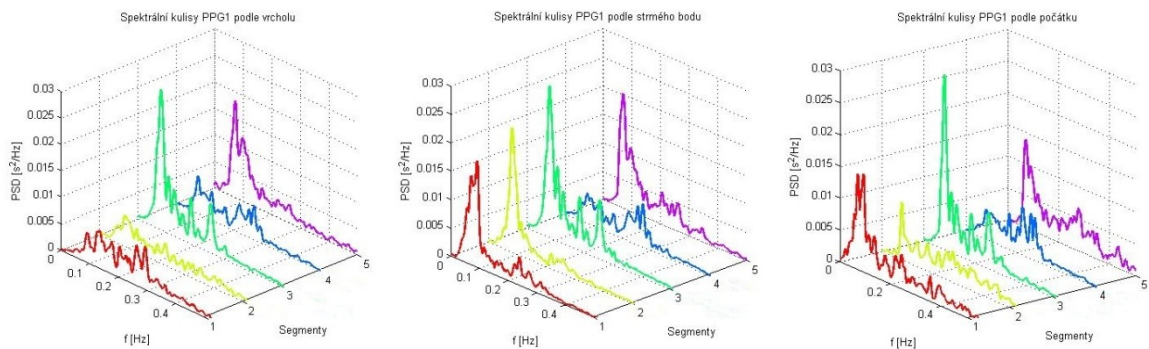
Srovnání parametrů pro konkrétní metody výpočtu HRV je zpracováno v tabulce Tabulka 7. Hodnota SDNN z EKG je opět nejvyšší, HRV index je naopak nejnižší. Ve frekvenční oblasti vykazuje nejvyšších hodnot PSD opět EKG v pásmu HF, poměr LF/HF je tedy nejnižší ze všech metod. Při analýze z EKG je LF/HF 0,602, kdežto u většiny metod PPG je tento poměr vyšší než 1.

Tabulka 7: Sledované parametry jednotlivých metod – 2. měření.

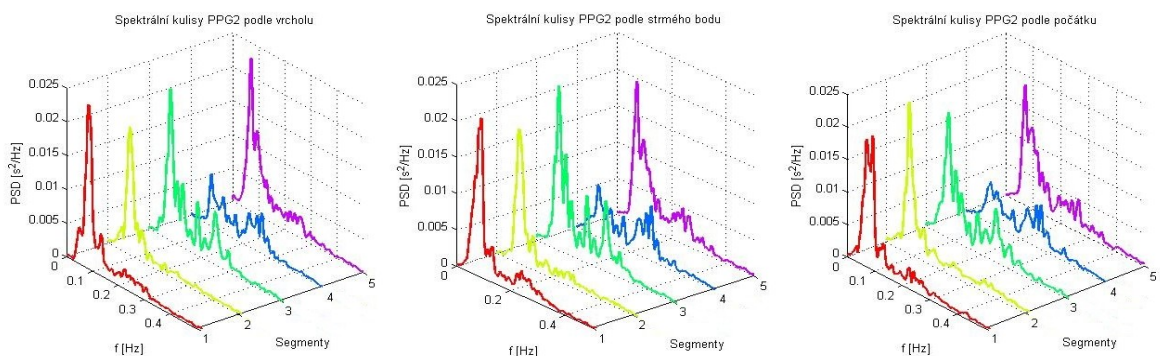
	EKG	PPG1			PPG2			Abs. chyba
		Vrchol	Strmý bod	Začátek	Vrchol	Strmý bod	Začátek	
SDNN [s]	0,0675	0,0606	0,0608	0,0627	0,0595	0,0604	0,0612	0,0019
HRV index	11,3917	14,8776	14,3156	13,0802	14,0809	14,2838	13,2415	0,8906
Průměr HR [bpm]	73,8876	73,7263	73,5977	73,3857	73,5890	73,5979	73,6231	0,1013
HF	1452,020	930,9701	892,0298	1035,115	770,07	879,65	879,16	152,323
LF	874,0497	1093,657	1306,906	1024,069	1119,631	879,6493	1144,673	117,695
LF/HF	0,6020	1,1748	1,4651	0,9893	1,4539	1,3007	1,3020	0,6020



Obrázek 27: Spektrální kulisy 2. měření – EKG.



Obrázek 28: Spektrální kulisy 2. měření – PPG1, zleva: podle vrcholu, strmého bodu, počátku.



Obrázek 29: Spektrální kulisy 2. měření – PPG2, zleva: podle vrcholu, strmého bodu, počátku.

Oproti prvnímu měření v tomto měření došlo v jednotlivých segmentech k většímu zkreslení spektra. Zkreslení se projevilo v záznamu EKG ve 3. segmentu, kde během měření došlo k artefaktu. Ten během měření nebyl zjištěn, EKG signál byl prohledán až po celkové analýze, kdy byl viditelný právě velký rozdíl oproti ostatním metodám. Část signálu ve 3. segmentu je výrazně zkreslený,

amplituda R vln se ztrácí v ostatních datech. K dalšímu zkreslení ve frekvenčním spektru došlo při analýze z PPG1. Je způsobeno nejspíš zvolením nevhodného senzoru, jelikož jej měl subjekt příliš utažený. I v případě, že umístěním senzoru byl malíček, PPG vlna vykazovala nepřirozený tvar. Tento stav se projevil při analýze HRV z vrcholu (první 2 segmenty) a také z počátku PPG vlny (druhý a poslední segment).

Korelační koeficienty metod PPG s EKG vyšly nižší než v předešlém případě, a to $0,7508 \pm 0,0240$. Nejvyšší korelace zde dosáhlo měření ze strmého bodu PPG2 ($r = 0,7852$), nejmenší pak měření z vrcholu PPG1 ($r = 0,7137$). Koeficienty mezi signály PPG byly ale vysoké, průměrná hodnota vyšla $0,9145 \pm 0,0167$. Všechny hodnoty korelačních koeficientů jsou zapsány v tabulce Tabulka 8.

Tabulka 8: Korelační koeficienty mezi metodami – 2. měření.

		EKG	PPG1			PPG2		
			Vrchol	Strmý	Začátek	Vrchol	Strmý	Začátek
	EKG	-	0,7137	0,7604	0,7261	0,7638	0,7852	0,7554
PPG1	Vrchol	0,7137	-	0,9071	0,8703	0,9132	0,8763	0,8803
	Strmý	0,7604	0,9071	-	0,909	0,968	0,9356	0,9477
	Začátek	0,7261	0,8703	0,909	-	0,9106	0,8791	0,8947
PPG2	Vrchol	0,7638	0,9132	0,968	0,9106	-	0,9439	0,9491
	Strmý	0,7852	0,8763	0,9356	0,8791	0,9439	-	0,9222
	Začátek	0,7554	0,8803	0,9477	0,8947	0,9491	0,9222	-

Závěr

V bakalářské práci jsou popsány základní poznatky o HRV, její fyziologii a využití v praxi. Jako základ pro vlastní měření je popsán postup měření HRV a povaha možných HRV artefaktů. Dále jsou zde shrnuty nejběžnější postupy pro analýzu HRV. Statistické parametry a geometrické metody značí, jak velká, popř. malá, HRV je a poskytují informaci o jejích změnách v čase. Spektrální analýza je naproti tomu využitelná při hodnocení činnosti ANS, zejména pak poměru aktivity jeho subsystémů.

Cílem práce bylo vyhodnotit měření HRV multikanálovým PPG. Ten umožňuje měření až 6 signálů PPG a jedno svodového EKG současně. Měřeny byly dvě pulzní vlny a referenční signál EKG. K analýze byl vytvořen potřebný software, který zahrnuje vhodnou filtraci signálů, detekci potřebných vrcholů signálů k výpočtu HRV intervalů (R vrcholy EKG, vrcholy PPG, strmé body PPG a počátky PPG vlny), předzpracování tachogramu a analýzu HRV v časové i frekvenční oblasti ze všech těchto obdržených intervalů.

Výsledky měření byly rozděleny do dvou kapitol – první z nich se zabývá hodnocení průběhu HRV v čase a jejími změnami vlivem vnějších i vnitřních faktorů během měření, druhá kapitola je zaměřena na srovnání metod obdržení HRV intervalů. Porovnávány byly PPG signály vůči EKG, ale i mezi sebou při konkrétních metodách. Vypočteny byly parametry SDNN, HRV index z histogramu, průměrná HR, hodnoty spektrálního výkonu v pásmech HF a LF a taktéž poměr LF/HF, který představuje důležitou součást analýzy činnosti ANS.

Výsledky analýzy ukazují, že HRV je velmi individuální záležitost a její hodnoty by neměly být v praxi srovnávány mezi různými subjekty. Zatímco ve spektru prvního měřeného subjektu (netrénované ženy) byly celkové hodnoty PSD nižší a výrazně převažovala činnost parasympatiku během celého dne, druhý měřený subjekt (trénovaný sportovec) vykazoval zvýšenou činnost sympatiku. Viditelné byly změny i v časové oblasti, kdy u ženy byla průměrná SDNN kolem 0,04 ms a u muže 0,06 ms. HRV dlouhodobě sportujícího jedince vykazuje vyšší hodnoty, naopak jeho tepová frekvence je mnohem nižší a lépe se přizpůsobuje fyzické zátěži.

Ze srovnání konkrétních metod obdržení HRV intervalů vyplývá, že v časové analýze jsou hodnoty velmi podobné a měření multikanálovým PPG vykazuje dostatečnou přesnost. Ve frekvenční analýze pak dochází k větším nepřesnostem v důsledku některých artefaktů již původního signálu. Ve většině případů se měření PPG a EKG shoduje, avšak nastávají případy, kdy výsledky nekorespondují se skutečností. Při výpočtu spektra z celého signálu si často hodnoty neodpovídají, zejména poměr LF/HF. To však může být způsobeno příliš dlouhou délkou záznamu, jelikož při výpočtu PSD v jednotlivých segmentech měření jsou si hodnoty bližší. Při měření prvního subjektu poměr LF/HF koreluje ve všech případech a nedochází zde k rozdílným poměrům. Naopak u druhého měření u některých metod došlo k velkému zkreslení PSD a poměr LF/HF je při některých metodách protichůdný. Tento stav vzniká nejspíš důsledkem již zmíněných artefaktů během měření (u PPG způsobeny příliš těsně upevněným senzorem, u EKG chybou přístroje).

Podle výsledků měření je tedy multikanálový PPG vhodný k analýze HRV, za použití vytvořeného softwaru však pouze za předpokladu, že již při měření nevznikají v průběhu signálu artefakty. Při výpočtu konkrétních hodnot PSD nelze kombinovat různé metody, jelikož tyto hodnoty se velmi liší. Sledování HRV při použití jedné konkrétní metody je však dostatečně přesné a odpovídá skutečnosti.

Literatura

- [1] CONNES, Philippe, Olivier HUE a Stéphane PERREY. Exercise physiology: from a cellular to an integrative approach. Washington, D.C.: IOS Press, 2010, s. 162-179. Biomedical and health research, v. 75. ISBN 978-1-60750-497-9.
- [2] ELECTROPHYSIOLOGY, T. F. o. t. E. S. o. C. t. N. A. S. Heart Rate Variability: Standards of Measurement, Physiological Interpretation, and Clinical Use. *Circulation*. 1996, **93**(5): 1043-1065. DOI: 10.1161/01.CIR.93.5.1043. ISSN 0009-7322.
- [3] MCDONALD, Donald A. *Blood flow in arteries*. E. Arnold: London, 1974. 512p. ISBN 0713142138/978-0713142136.
- [4] CLIFFORD, Gari D. Signal Processing Methods for Heart Rate Variability. Oxford, 2002. Disertační práce. University of Oxford. Vedoucí práce Prof. L. Tarassenko.
- [5] HABIB KHANDOKER, Ahsan. *Poincare plot methods for heart rate variability analysis*. pages cm. ISBN 978-146-1473-749.
- [6] MIRANDA DANTAS, Eduardo, Marcela LIMA SANT'ANNA, Rodrigo VAREJÃO ANDREÃO, Christine PEREIRA GONÇALVES, Elis AGUIAR MORRA, Marcelo PERIM BALDO, Sérgio LAMÊGO RODRIGUES a José GERALDO MILL. Spectral analysis of heart rate variability with the autoregressive method: What model order to choose? *Computers in Biology and Medicine*. 2012, 42(2): 164-170. DOI: 10.1016/j.compbimed.2011.11.004. ISSN 00104825.
- [7] TARVAINEN, Mika P. a Juha-Pekka NISKANEN. Kubios HRV: User's guide [online]. Kuopio, FINLAND: University of Eastern Finland, 2012.
- [8] RAJENDRA ACHARYA, U., K. PAUL JOSEPH, N. KANNATHAL, Choo Min LIM a Jasjit S. SURI. Heart rate variability: a review. *Medical*. 2006, 44(12): 1031-1051. DOI: 10.1007/s11517-006-0119-0. ISSN 0140-0118.
- [9] JAVORKA, K. Variabilita frekvencie srdca: mechanizmy, hodnotenie, klinické využitie. Martin: Osveta, 2008. ISBN 978-80-8063-269-4.
- [10] DIDIER C. COMBATALADE, Basics of Heart Rate Variability Applied to Psychophysiology, Thought Technology LTD. [online]. 2010.
- [11] NATIONAL INSTRUMENTS, Using LabVIEW for Heart Rate Variability Analysis [online]. 2012.
- [12] SELVARAJ, N., A. JARYAL, J. SANTHOSH, K. K. DEEPAK a S. ANAND. Assessment of heart rate variability derived from finger-tip photoplethysmography as compared to electrocardiography. *Journal of Medical Engineering* [online]. 2008, vol. 32, issue 6, s. 479-484. DOI: 10.1080/03091900701781317.
- [13] LU, Sheng, He ZHAO, Kihwan JU, Kunson SHIN, Myoungho LEE, Kirk SHELLEY a Ki H. CHON. Can Photoplethysmography Variability Serve as an Alternative Approach to Obtain Heart Rate Variability Information?. *Journal of Clinical Monitoring and Computing* [online]. 2008, vol. 22, issue 1, s. 23-29. DOI: 10.1007/s10877-007-9103-y.
- [14] BOLANOS, M., H. NAZERAN a E. HALTIWANGER. Comparison of Heart Rate Variability Signal Features Derived from Electrocardiography and Photoplethysmography in Healthy Individuals. 2006 International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. 2006. DOI: 10.1109/iembs.2006.260607.

- [15] POSADA-QUINTERO, H F, D DELISLE-RODRÍGUEZ, M B CUADRA-SANZ a R R FERNÁNDEZ DE LA VARA-PRIETO. Evaluation of pulse rate variability obtained by the pulse onsets of the photoplethysmographic signal. *Physiological Measurement*. 2013, 34(2): 179-187. DOI: 10.1088/0967-3334/34/2/179. ISSN 0967-3334.
- [16] LU, Guohua a Fang YANG. Limitations of Oximetry to Measure Heart Rate Variability Measures. *Cardiovascular Engineering*. 2009, 9(3): 119-125. DOI: 10.1007/s10558-009-9082-3. ISSN 1567-8822.
- [17] LEE, Jihyoung, Kenta MATSUMURA, Ken-ichi YAMAKOSHI, Peter ROLFE, Shinobu TANAKA a Takehiro YAMAKOSHI. Comparison between red, green and blue light reflection photoplethysmography for heart rate monitoring during motion. 2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). 2013. DOI: 10.1109/embc.2013.6609852.
- [18] CHREITEH, Shadi S., Bo BELHAGE, Karsten HOPPE, Jens BRANEBJERG a Erik V. THOMSEN. Sternal pulse rate variability compared with heart rate variability on healthy subjects. 2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. 2014. DOI: 10.1109/embc.2014.6944351.
- [19] GRUBB, M R, J CARPENTER, J A CROWE, J TEOH, N MARLOW, C WARD, C MANN, D SHARKEY a B R HAYES-GILL. Forehead reflectance photoplethysmography to monitor heart rate: preliminary results from neonatal patients. *Physiological Measurement*. 2014, 35(5): 881-893. DOI: 10.1088/0967-3334/35/5/881. ISSN 0967-3334.
- [20] SALINGER, Jiří (ed.). Variabilita srdeční frekvence a její hodnocení v biomedicínských oborech - od teorie ke klinické praxi: IV. odborný seminář s mezinárodní účastí, Fakulta tělesné kultury, Univerzita Palackého v Olomouci, Česká republika, Olomouc 8.11.2003 : sborník článků a abstrakt. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2004. Sborníky. ISBN 80-244-0805-8.
- [21] Magrin-Chagnolleau, Ivan. Emd.m [online]. 2002. Dostupné z: <https://www.clear.rice.edu/elec301/Projects02/empiricalMode/code.html>.

Seznam příloh

Příloha 1 – Tabulky hodnot všech parametrů, použitých při měření

Příloha 2 – Obsah CD

Příloha 1 – Tabulky hodnot všech parametrů, použitých při měření

Tabulka 9: Měření č. 1 v konkrétních segmentech.

	EKG	PPG1			PPG2			Průměr
		Vrchol	Strmý	Začátek	Vrchol	Strmý	Začátek	
SDNN 1	0,0442	0,0282	0,0315	0,0309	0,0291	0,0312	0,0320	0,0034
HR 1	92,9987	92,7092	92,6933	92,7866	92,8556	92,8100	92,9987	0,0985
HF 1	983,7510	189,0893	343,4302	300,64935	232,50895	335,5377	353,3672	169,3030
LF 1	92,4255	73,6504	76,05211	109,57023	66,9370	77,68616	69,41802	11,5302
LF/HF 1	0,0940	0,389501	0,221448	0,3644453	0,2878901	0,231527	0,196447	0,0791
SDNN 2	0,0426	0,0270	0,0290	0,0290	0,0322	0,0301	0,0298	0,0034
HR 2	99,0431	99,1059	99,1852	99,3958	99,1331	99,1765	99,1027	0,0766
HF 2	509,0196	90,9022	118,6063	132,75251	519,33492	230,7955	175,2898	148,7788
LF 2	58,8734	37,53972	61,64542	49,982004	57,6596	76,63608	59,78012	7,8196
LF/HF 2	0,1157	0,412968	0,519748	0,3765051	0,1110258	0,332052	0,341036	0,1156
SDNN 3	0,0461	0,0308	0,0332	0,0339	0,0351	0,0343	0,0348	0,0030
HR 3	91,0274	91,1901	91,1246	90,8837	91,1718	90,9860	90,8122	0,1150
HF 3	1313,8879	420,4101	520,9137	686,10617	555,039	575,4053	620,8197	188,3590
LF 3	203,1884	220,6617	220,3101	245,34731	260,2387	245,86	298,4914	23,3947
LF/HF 3	0,1546	0,524873	0,42293	0,3575938	0,4688656	0,427281	0,480802	0,0852
SDNN 4	0,0522	0,0388	0,0411	0,0441	0,0419	0,0422	0,0429	0,0028
HR 4	75,7339	75,9317	76,0056	77,7135	75,8084	75,7984	75,7304	0,4601
HF 4	1373,4289	1427,1302	1008,292	1113,9326	764,1748	740,45	815,4778	231,5421
LF 4	2293,3685	1440,037	1793,149	1494,7893	1842,2247	1972,6282	2130,024	239,7340
LF/HF 4	1,6698	1,009044	1,778402	1,3419028	2,4107374	2,664094	2,611995	0,5449
SDNN 5	0,0572	0,0450	0,0471	0,0493	0,0475	0,0478	0,0489	0,0024
HR 5	72,7406	72,4069	72,7023	72,9700	72,5286	72,6752	72,7690	0,1266
HF 5	2735,3568	1711,5968	2014,9555	1974,6913	1791,2811	2036,5174	2233,557	236,1830
LF 5	1547,4536	1401,7406	1467,9007	1467,4432	1270,7793	1282,9317	1442,788	79,7939
LF/HF 5	0,5657	0,8190	0,7285	0,7431	0,7094	0,6300	0,64596	0,0667

Tabulka 10: Měření č. 2 v konkrétních segmentech.

	EKG	PPG1			PPG2			Průměr
		Vrchol	Strmý	Začátek	Vrchol	Strmý	Začátek	
SDNN 1	0,0568	0,0609	0,0619	0,0653	0,0603	0,0606	0,0611	0,0610
HR 1	75,9795	77,4883	76,3016	76,2853	76,1936	76,2516	76,3021	76,4003
HF 1	468,61	1343,8466	716,78	986,76	547,8499	590,64	532,40	740,9833
LF 1	1118,3533	688,18	1375,30	1246,44	1498,24	1599,25	1612,39	1305,4495
LF/HF 1	2,3865	0,51	1,92	1,26	2,73	2,71	3,03	2,0788
SDNN 2	0,0564	0,0563	0,0559	0,0604	0,0543	0,0554	0,0573	0,0566
HR 2	82,1386	82,9723	82,4029	82,1610	82,5944	82,5461	82,7494	82,5092
HF 2	771,53	938,5618	395,33	1199,76	324,7847	375,78	447,02	636,1103
LF 2	951,1298	569,22	1453,99	454,09	1304,03	1262,86	1348,14	1049,0663
LF/HF 2	1,2328	0,61	3,68	0,38	4,02	3,36	3,02	2,3267
SDNN 3	0,0612	0,0573	0,0572	0,0593	0,0555	0,0564	0,0573	0,0577
HR 3	74,5946	72,0086	72,7996	72,4877	72,7853	72,9109	72,7635	72,9072
HF 3	1626,24	881,7891	991,61	868,76	790,4722	913,39	872,56	992,1188
LF 3	1088,0127	1394,74	1389,72	1237,48	1231,09	1334,49	1308,07	1283,3711
LF/HF 3	0,6690	1,58	1,40	1,42	1,56	1,46	1,50	1,3706
SDNN 4	0,0655	0,0555	0,0556	0,0574	0,0541	0,0551	0,0559	0,0570
HR 4	65,5907	65,3489	65,3319	65,2119	65,3300	65,3117	65,3500	65,3536
HF 4	1829,23	770,7900	814,09	918,91	717,5717	803,16	739,53	941,8988
LF 4	1086,1589	508,28	417,25	410,36	510,51	455,24	501,94	555,6767
LF/HF 4	0,5938	0,66	0,51	0,45	0,7114	0,57	0,68	0,5956
SDNN 5	0,0645	0,0563	0,0565	0,0584	0,0548	0,0558	0,0566	0,0576
HR 5	73,0925	73,1641	73,2675	72,8882	73,1884	73,1077	73,1200	73,1183
HF 5	1071,5238	692,8199	986,0807	1435,6197	674,6390	823,59	873,27	936,7917
LF 5	1266,0233	1206,1268	1484,5188	1040,4817	1451,22	1327,88	1317,38	1299,0914
LF/HF 5	1,1815	1,7409	1,5055	0,7248	2,15	1,61	1,51	1,4892

Příloha 2 – obsah CD

- Složka Signály
 - Textové soubory s naměřenými hodnotami
- Složka LabView
 - Zdrojový soubor aplikace pro záznam signálů
 - Aplikace pro záznam signálů
- Složka Matlab
 - Zdrojové soubory aplikace pro analýzu HRV
 - Aplikace pro analýzu HRV