



**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

## **MĚŘENÍ A ANALÝZA PARAMETRŮ KARDIOVASKULÁRNÍHO SYSTÉMU**

MEASUREMENT AND ANALYSIS OF CARDIOVASCULAR PARAMETERS

**BAKALÁŘSKÁ PRÁCE**

BACHELOR'S THESIS

**AUTOR PRÁCE**

AUTHOR

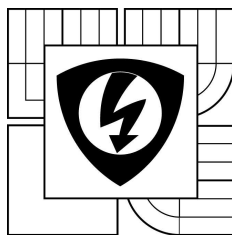
**PETRA FILIPOVÁ**

**VEDOUCÍ PRÁCE**

SUPERVISOR

**Ing. JIŘÍ KRATOCHVÍLA**

BRNO 2014



VYSOKÉ UČENÍ  
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky  
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

# Bakalářská práce

bakalářský studijní obor

Biomedicínská technika a bioinformatika

**Student:** Petra Filipová

**Ročník:** 3

**ID:** 145360

**Akademický rok:** 2013/14

**NÁZEV TÉMATU:**

## Měření a analýza parametrů kardiiovaskulárního systému

### POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Prostudujte metody měření elektrické aktivity srdce a krevního tlaku, zaměřte se na možnosti měření počítačovým systémem Biopac. 2) Předložte vlastní metodický postup měření signálu EKG pomocí Biopacu a postup měření krevního tlaku. Realizujte toto měření pro zvolený počet osob. 3) Vhodnou statistickou metodou ověřte, zda má zátěž vliv na vybrané sledované parametry. 4) Proveďte import naměřených a vedoucím dodaných dat do prostředí Matlab. V Matlabu vytvořte funkce pro časovou a frekvenční analýzu naměřených a dodaných dat včetně variability srdeční frekvence a detekce tepu z EKG křivky pomocí několika navržených a vytvořených detektorů QRS komplexů. 5) V grafickém prostředí Guide vytvořte rozhraní pro prezentaci dat. 6) Ověřte funkčnost programu, vlastnosti jednotlivých detektorů a vyhodnoťte úspěšnost detekce tepové frekvence pro jednotlivé detektory QRS.

### DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] TROJAN, S. a kol. Lékařská fyziologie. Praha: Grada Avicenum, 1994, 460 s. ISBN 80-716-9036-8.
- [2] MP system Biopac Hardware Guide: User's manual. In: BIOPAC SYSTEMS, Inc. [online]. 2013 [cit. 2013-08-30].
- [3] ZAPLATÍLEK, K., DOŇAR, B. MATLAB začínáme se signály. Praha: BEN, 2006, 271 s. ISBN 80-730-0200-0.

**Termín zadání:** 10.2.2014

**Termín odevzdání:** 30.5.2014

**Vedoucí práce:** Ing. Jiří Kratochvíla

**Konzultanti bakalářské práce:**

**prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.**

*předseda oborové rady*

### UPOZORNĚNÍ:

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

## **ABSTRAKT**

Bakalářská práce ilustruje základní diagnostické postupy pro analýzy EKG v klinické praxi. Obsahuje ověřování statistických hypotéz, automatickou detekci RR intervalů použitím tří různých detektorů a srdeční frekvenci z EKG a jiné analýzy v časové a frekvenční oblasti. Zjišťovala se detekční účinnost. Analýzy variability srdeční frekvence jsou také uvedeny v časové a frekvenční oblasti. Analýzy se provádí v Matlabu, grafické rozhraní v Matlab GUIDE bylo provedeno také a zahrnuje všechny vytvořené funkce v časové a frekvenční oblasti. Pro účely hodnocení metod byla reálna data naměřena podle vytvořeného akvizičního protokolu.

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

Srdce, krevní tlak, EKG, systém BIOPAC, statistické testy, Matlab, časová analýza, frekvenční analýza, variabilita srdeční frekvence, GUIDE

## **ABSTRACT**

This bachelor's thesis illustrates the basic diagnostic procedures for ECG analysis in clinical practice. It contains the verification of statistical hypotheses, automatic detection of the RR intervals using three different QRS detectors and heart rate from the ECG and other analyses in time and frequency domain. The validation of detection efficiency is investigated. Heart rate variability analyses are shown in time and frequency domain too. Analyses are done in Matlab, the graphical interface in Matlab GUIDE was done too and includes all of the created functions in time and frequency domain. For the purpose of evaluation methods the real data were measured according to the created acquisition protocol.

## **KEYWORDS**

Heart, EKG, blood pressure, BIOPAC system, Statistical tests, Matlab, time analysis, frequency analysis, heart rate variability, GUIDE

FILIPOVÁ, P. *Měření a analýza parametrů kardiovaskulárního systému*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav biomedicínského inženýrství, 2014. 73 s.. Bakalářská práce. Vedoucí práce: Ing. Jiří Kratochvíla.

## **PROHLÁŠENÍ**

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Měření a analýza parametrů kardiovaskulárního systému jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

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

V Brně dne .....

.....

(podpis autora)

## **PODĚKOVÁNÍ**

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

Dále děkuji MUDr. Šárce Sekorové za lékařský dohled při získávání dat.

V Brně dne .....

.....

(podpis autora)

# OBSAH

Seznam obrázků

Seznam tabulek

Úvod	12
<b>1 Anatomie a funkce srdce</b>	<b>13</b>
1.1 Anatomie srdce .....	13
1.2 Činnost srdce.....	14
1.3 Řízení srdečního stahu .....	15
<b>2 Elektrická aktivita srdce</b>	<b>16</b>
2.1 Vznik a princip šíření elektrických dějů v srdci .....	16
2.2 Převodní systém srdeční .....	17
2.3 Zevní projevy elektrické aktivity a metody jejího snímání .....	18
2.3.1 Elektrokardiograf .....	18
2.3.2 Elektrody a elektrické svody.....	18
2.4 Popis elektrokardiografické křivky.....	21
<b>3 Krevní tlak a metody jeho měření</b>	<b>24</b>
3.1 Druhy proudění krve .....	24
3.2 Metody měření krevního tlaku.....	25
3.2.1 Neinvazivní metody měření krevního tlaku.....	26
<b>4 Realizace měření</b>	<b>28</b>
4.1 Systém BIOPAC .....	28
4.2 Měření krevního tlaku.....	29
4.3 Protokol měření.....	29

4.4	Ukázka programu AcqKnowledge.....	31
4.5	Původ dat .....	31
<b>5</b>	<b>Statistické zpracování naměřených dat</b>	<b>32</b>
5.1	Výběr parametrů .....	33
5.2	Neparametrická testování – Wilcoxonův test .....	34
5.2.1	Vzorový příklad Wilcoxonova párového testu .....	35
5.2.2	Výsledky Wilcoxonova testu .....	37
5.3	Parametrická testování – Studentův t – test .....	38
5.3.1	Ověření normality využitím Kolmogorovova – Smirnovova testu ....	40
5.3.2	Příklad výpočtu Studentova t – testu .....	44
5.3.3	Výsledky Studentova t – testu .....	45
5.4	Zhodnocení statistické analýzy .....	46
<b>6</b>	<b>Analýza dat v programu Matlab</b>	<b>47</b>
6.1	Import dat do prostředí Matlab .....	47
6.2	Vytvořené funkce a zobrazení jejich výstupu v časové oblasti .....	47
6.2.1	Odstranění síťového rušení.....	48
6.2.2	Odstranění pohybových artefaktů signálu .....	49
6.2.3	Odstranění stejnosměrné složky .....	50
6.2.4	Detekce QRS založená na filtraci signálu.....	51
6.2.5	Detekce ORS založená na derivaci signálu .....	53
6.2.6	Detekce QRS založená na průchodu nulou.....	53
6.2.7	Vyhodnocení úspěšnosti detektorů .....	57
6.2.8	Automatická detekce tepové frekvence .....	58
6.2.9	Analýza variability srdeční frekvence v časové oblasti – tachogram .	59
6.3	Vytvořené funkce a zobrazení jejich výstupů ve frekvenční oblasti .....	60
6.3.1	Odstranění stejnosměrné složky .....	61
6.3.2	Odstranění síťového rušení .....	62

6.3.3	Odstranění pohybových artefaktů signálu .....	62
6.3.4	Analýza variability srdeční frekvence ve frekvenční oblasti – HRV spektrum	63
<b>7</b>	<b>Grafické rozhraní GUIDE</b>	<b>65</b>
	<b>Závěr</b>	<b>67</b>
	<b>Literatura</b>	<b>69</b>
	<b>Seznam symbolů, veličin a zkratk</b>	<b>71</b>
	<b>Přílohy</b>	<b>73</b>

## SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1: Stavba srdce [1].	14
Obr. 2: Akční potenciál v jednotlivých oddílech převodní soustavy a srdeční svaloviny [3].	17
Obr. 3: Trvalé elektrody – končetinové [6]	19
Obr. 4: Trvalé elektrody – hrudní [6]	19
Obr. 5: Jednorázové elektrody [6]	19
Obr. 6: Bipolární končetinové svody [1]	20
Obr. 7: Unipolární končetinové svody [1]	21
Obr. 8: Hrudní svody [1].	21
Obr. 9: Normální elektrokardiogram [9].	22
Obr. 10: Laminární proudění [7].	25
Obr. 11: Změna laminárního proudění na turbulentní [8]	25
Obr. 12: Princip metody měření krevního tlaku auskultační metodou [1]	27
Obr. 13: Biopac [1]	29
Obr. 14: Nastavení zátěže	30
Obr. 15: Ukázka programu AcqKnowledge	31
Obr. 16: Výběr parametrů pro statistické zpracování	33
Obr. 17: Histogram dat pro parametr RR interval před zátěží.	41
Obr. 18: Původní signál v celém měřeném rozsahu, Bipolární svod II, před zátěží.	48
Obr. 19: Původní signál spolu s filtrací síťového rušení (dole).	49
Obr. 20: Filtrace horní propustí spolu s původním signálem (nahore).	50
Obr. 21: Odstranění stejnosměrné složky s původním signálem (nahore)	51
Obr. 22: Blokové schéma detektoru založeného na filtraci	51
Obr. 23: Detekce komplexů QRS pomocí detektoru založeného na filtraci signálu	52
Obr. 24: Detekce komplexu QRS pomocí detektoru založeného na derivaci signálu	53

Obr. 25: Blokové schéma detektoru založeného na průchodu nulou [17].....	54
Obr. 26: Signál s přičtenou VF složkou.....	55
Obr. 27: Signál s přičtenou VF složkou [17] .....	55
Obr. 28: Obálka signálu .....	56
Obr. 29: Obálka signálu [17] .....	56
Obr. 30: Detekce průchodu nulou.....	56
Obr. 31: Detekce QRS komplexů [17].....	57
Obr. 32: Detekce komplexů QRS pomocí detektoru založeného na průchodu nulou ....	57
Obr. 33: Tachogram před zátěží .....	59
Obr. 34: Tachogram po zátěži.....	60
Obr. 35: Tachogram před zátěží z praxe [18] .....	60
Obr. 36: Odstranění stejnosměrné složky spolu s původním signálem (nahore).....	61
Obr. 37: Odstranění síťového rušení ve spektrální oblasti spolu s původním signálem (nahore).....	62
Obr. 38: Odstranění plavání ve frekvenční oblasti .....	62
Obr. 39: HRV spektrum.....	64
Obr. 40: HRV spektra z praxe [18,19].....	64
Obr. 41: Úvodní okno .....	65
Obr. 42: Dialogové okno upozornění .....	66
Obr. 43: Časové analýzy .....	66
Obr. 44: Frekvenční analýzy.....	66

# SEZNAM TABULEK

Tab. 1: Tabulka parametrů pro statistiku .....	34
Tab. 2: Tabulka hodnot parametru RR interval .....	35
Tab. 3: Zpracování dat pro parametr RR interval .....	36
Tab. 4: Tabulka kritických hodnot pro Wilcoxonův test [13] .....	37
Tab. 5: Tabulka kritických hodnot pro Wilcoxonův test [13] .....	38
Tab. 6: Výsledky Wilcoxonova testu pro data všech 35 osob na hladině významnosti $p (<0,05)$ .....	38
Tab. 7: Výsledky Wilcoxonova testu na hladině významnosti $p (<0,05)$ .....	38
Tab. 8: Tabulka dat pro Kolmogorovův – Smirnovův test.....	42
Tab. 9: Tabulka kritických hodnot Kolmogorovova – Smirnovova testu pro všechna data [13] .....	43
Tab. 10: Výsledky Kolmogorovova – Smirnovova testu pro všechna data na hladině významnosti $p (<0,05)$ .....	43
Tab. 11: Tabulka kritických hodnot Kolmogorovova – Smirnovova testu [13].....	43
Tab. 12: Výsledky Kolmogorovova – Smirnovova testu na hladině významnosti $p (<0,05)$ .....	44
Tab. 13: Tabulka kritických hodnot pro Studentův t – test pro všechna data [15].....	45
Tab. 14: Výsledky Studentova t – testu pro všechna data 35 osob na hladině významnosti $p (<0,05)$ .....	45
Tab. 15: Výsledky Studentova t – testu pouze pro data měřená v této práci na hladině významnosti $p (<0,05)$ .....	45
Tab. 16: Tabulka kritických hodnot pro Studentův t - test .....	46
Tab. 17: Tabulka vyhodnocení úspěšnosti detektorů.....	58

# ÚVOD

Elektrokardiografie patří k nejčastějším diagnostickým metodám. Studuje funkci srdce a udává co je fyziologická a co patologická činnost. Hodnoty tohoto měření se znázorňují elektrokardiografickou křivkou známou jako elektrokardiogram. Aby mohla být tato křivka správně popsána, je nutná znalost anatomie a fyziologie srdce. Správná činnost závisí i na zatížení srdce, proto se v klinických pracovištích měří i činnost srdce při zátěži. To je také náplní této práce, zkoumá se vliv zátěže na srdce a další parametry kardiiovaskulárního systému. Tato práce je rozdělena do 7 kapitol.

První tři teoretické kapitoly pojednávají o anatomii a fyziologii srdce a jeho elektrické aktivitě. Činnost srdce je popsána od tvorby vzruchu, přes jeho šíření srdcem až po snímání signálu z povrchu těla pomocí přístroje zvaného elektrokardiograf. Práce si taktéž všímá krevního tlaku a metodami jeho měření.

Čtvrtá kapitola bakalářské práce, již praktická, je zaměřena na realizaci měření. Obsahuje návrh měřicího protokolu, podle kterého se postupovalo při získávání dat. Naměřená data kardiiovaskulárních parametrů před a po zátěži u skupiny osob byla dále zpracována a převedena do formátu vhodného pro další zpracování.

Pátá kapitola, je věnována statistickému zpracování naměřených dat. Data jsou podrobena neparametrickému testu a testoval se vliv zátěže na vybrané parametry. Data, která popisují parametry, u kterých je předpoklad normálního rozdělení v populaci, jsou podrobena i testu parametrickému. Zde však byla navíc nutnost ověřit tuto normalitu dat dalším z vhodných testů.

Šestá kapitola se zabývá analýzou dat v prostředí Matlab. Analýzy jsou rozděleny na analýzy v časové oblasti a na analýzy ve frekvenční oblasti. Jsou vytvořeny detektory QRS komplexů a jsou porovnány z hlediska detekčních schopností, je automaticky detekována tepová frekvence a taktéž je provedeno hodnocení variability srdeční frekvence v časové a frekvenční oblasti pomocí tachogramů a HRV spekter.

Poslední kapitola obsahuje návrh grafického rozhraní GUIDE. Toto rozhraní poskytuje uživateli jednouchou a intuitivní práci s vytvořenými funkcemi pro analýzu dat.

# 1 ANATOMIE A FUNKCE SRDCE

Srdce, latinsky cor, je dutý orgán, který tvoří čtyři dutiny. Je uloženo v dutině hrudní a ze dvou třetin v její levé části. Srdce je pumpa, která pumpuje odkysličenou krev do plic a naopak okysličenou krev do celého těla a zajišťuje tak neustálý transport krve, která roznáší kyslík a další tělu prospěšné látky tělem.

## 1.1 Anatomie srdce

Srdce je uloženo v osrdečníku (perikardu), který tvoří zevní obal srdce. Povrch srdce kryje povrchová blána (epikard), která přechází podél cév jdoucích do srdce v perikard. Pod epikardem je srdeční svalovina (myokard) a vnitřní výstelku srdce tvoří nitroblána srdeční (endokard). [1, 2]

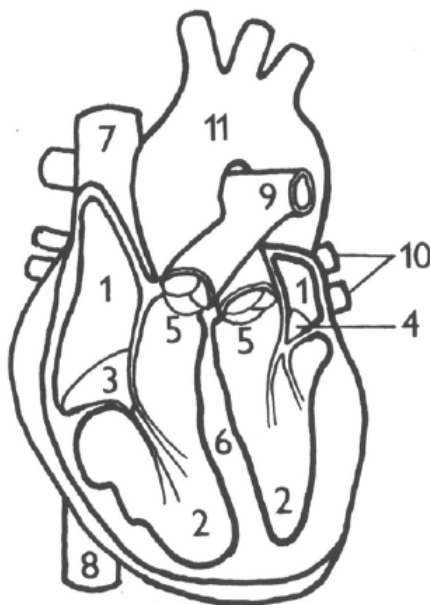
Anatomicky je srdce na Obr. 1 rozděleno přepážkou (septum) na pravou a levou část. Pravá část srdce přivádí krev do malého (plicního) oběhu, levá část přivádí krev do velkého (tělního) oběhu. Obě části jsou pak dále rozděleny na tenkostěnnou horní předsíň (atrium) a silnostěnnou spodní komoru (ventriculus).

Popis obrázku (Obr. 1) je následující: 1. atrium, 2. ventriculus, 3. valvula tricuspidalis, 4. valvula bicuspidalis, 5. valvula semilunaris, 6. Septum, 7. vena cava superior, 8. vena cava inferior, 9. arteria pulmonalis, 10. vena pulmonalis, 11. aorta

Oběh krve začíná v pravé předsíni, kam ústí horní dutá žíla (vena cava superior) a dolní dutá žíla (vena cava inferior), které přivádějí odkysličenou krev do srdce. Z předsíně proudí krev přes trojcípou chlopeň (valvula tricuspidalis) do pravé komory. Odtud je krev transportována plicními tepnami (arteria pulmonalis) do plic a následně se vrací plicními žilami (venae pulmonales) do levé předsíně. Z ní proudí krev přes dvoucípou chlopeň (valvula bicuspidalis) do levé komory, odkud je pomocí srdečnice (aorty) rozváděna do těla. Na začátku plicní tepny a srdečnice jsou umístěny poloměsíčité chlopně (valvula semilunaris), které brání zpětnému průtoku krve do komor. Všechny chlopně tedy určují jednosměrný tok krve srdcem.[1, 3]

Srdeční svalovina je charakterizována těmito fyziologickými vlastnostmi:

- Automacie: schopnost generovat vzruchy, bez vnějšího podráždění.
- Vodivost: přenos vzruchu po celém srdci.
- Dráždivost: vyvolání dostatečně silného stahu, nadprahovým podnětem.
- Stažlivost: schopnost svalové kontrakce.[3]



Obr. 1: Stavba srdce [1].

## 1.2 Činnost srdce

Srdce pracuje jako tlakově – objemové čerpadlo. Činnost srdce je neustále se opakující, cyklický děj. Jde o pravidelné smršťování (systola) a ochabování (diastola) srdeční svaloviny. Systola srdce postupuje jako vlna srdcem. Nejprve se smrští předstěna, poté komory. Pak následuje diastola celého srdce. Během jedné systoly vypudí srdce v průměru 80 ml krve.

Cyklus srdce probíhá ve čtyřech fázích. První fáze je fáze plnění komor, kdy krev přitéká do komor ze síní vlivem setrvačnosti krevního proudu a pozitivního tlaku v předstěnách, toto období se nazývá období rychlého plnění komor, období pomalého plnění komor nastává v důsledku aktivní kontrakce síní. V poslední fázi dojde k uzavření cípových chlopní. Druhá fáze je izovolumická, tato fáze popisuje začátek systoly komor, kdy se zvyšuje tlak v komorách, přičemž cípate a poloměšičité chlopně

jsou uzavřeny. Tlak v komorách roste do té doby, než překročí tlak aorty, což vede k otevření poloměsíčitých chlopní a tedy k proudění krve do velkých cév. Tato fáze se označuje jako ejekční fáze. S postupným vypuzováním krve, klesá i tlak krve v komorách a to tak dlouho, dokud není tlak v komorách menší než tlak v cévách. V této chvíli se vlivem tlakového gradientu uzavřou poloměsíčité chlopně, tudíž zabrání zpětnému návratu krve do srdce. Poslední fáze je izovolumická relaxace, kdy jsou všechny chlopně uzavřeny. Tlak klesá do doby, než je převyšena tlakem v síních, které jsou plněny krví. Následuje otevření cípatých chlopní a dochází opětovnému plnění komor krví. [3]

Činnost srdce je rytmická, repetická. Vsruchy, které jsou zdrojem činnosti srdce, vznikají v něm samém a jsou vedeny zvláštními typy buněk nazývané převodní systém srdeční. Tyto buňky mají schopnost automacie, tedy dokážou generovat vsruchy bez vnějšího podráždění.

### **1.3 Řízení srdečního stahu**

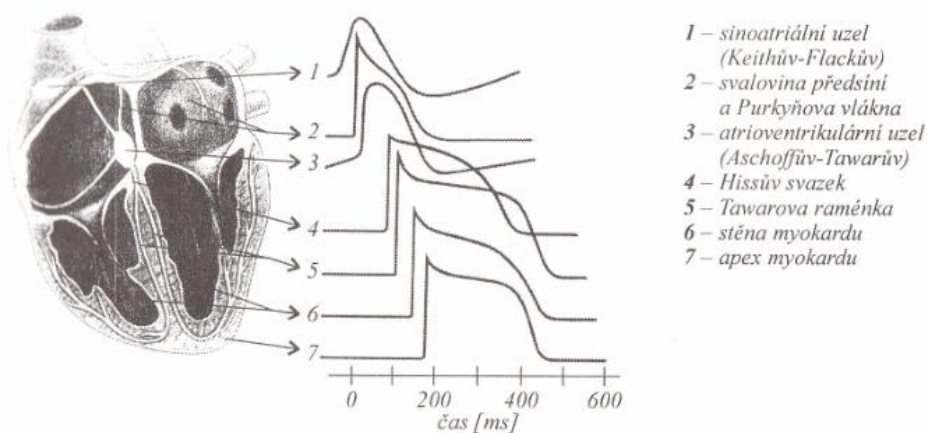
Cílem řízení srdečního stahu je dosažení odpovídajícího srdečního výdeje. Srdeční výdej se přizpůsobuje měnícím se potřebám organismu změnami tepové frekvence a tepového objemu. V řízení srdeční frekvence se uplatňuje humorální systém a nervy. Sympatikus a parasympatikus uskutečňují nervovou regulaci. Sympatikus a parasympatikus jsou součástí autonomního nervového systému, který ovlivňuje mnoho činností v lidském těle. Sympatikus zrychluje práci srdce, zvyšuje krevní tlak a jeho neurotransmitterem (přenašečem impulzu) je noradrenalin. Oproti tomu parasympatikus zpomaluje srdeční činnost a jeho neurotransmitterem je acetylcholin. Lze tedy usuzovat, že sympatikus má oproti parasympatiku budící efekt a za normálních okolností pracují sympatikus a parasympatikus v rovnováze. Sílu kontrakce a tepovou frekvenci pak ovlivňují koncentrace iontu draslíku a vápníku v tělních tekutinách. S řízením srdečního stahu úzce souvisí i elektrické děje v srdci, viz následující kapitoly. [12]

## 2 ELEKTRICKÁ AKTIVITA SRDCE

### 2.1 Vznik a princip šíření elektrických dějů v srdci

Napětí na membráně srdečních buněk je závislé na vodivosti membrány pro ionty sodíku, draslíku a vápníku. Ionty sodíku a draslíku jsou nerovnoměrně rozloženy po stranách membrány. Uvnitř buňky převládá draslík, kdežto vně buňky převládá sodík, toto rozložení dává vzniku elektrického a koncentračního gradientu na membráně. Buňka má v klidu napětí na membráně v rozmezí  $-70$  mV až  $-90$  mV. Toto napětí je označováno jako klidové membránové napětí. V tomto období je membrána vodivá pro draslík a to díky jeho koncentračnímu spádu, draslík tedy putuje ven z buňky, povrch membrány je pozitivní, hovoříme tedy o klidové polarizaci membrány. Při nadprahovém podnětu, který může být dán impulzem ze sousední buňky nebo samovolným vznikem, který je charakteristický pro buňky sinoatriálního uzlu, dojde k otevření sodíko – vápníkových kanálů a ionty sodíku a vápníku pronikají do buňky, povrch membrány je negativní a nastává děj známý jako depolarizace membrány, což je první část děje, který je označován jako akční potenciál (Obr. 2). V průběhu akčního potenciálu jsou kanály pro draslík uzavřeny a znovu se otevřou až na konci akčního potenciálu v době tzv. repolarizace. V důsledku pronikání draslíku zpět do buňky se i povrch membrány vrací ke klidovému napětí. Během pronikání sodíku a vápníku do buňky, tedy během depolarizace, jsou buňky myokardu v tzv. refrakterní fázi (nedráždivé), což znamená, že nejsou schopny reagovat na další impulz. To zajišťuje rytmickou činnost srdce. [3, 4]

Jak již bylo zmíněno, buňky sinoatriálního uzlu se vyznačují samovolným vznikem impulzů důležitých pro vznik akčního potenciálu. Jsou tedy peacemakerem srdce, tedy tím, co generuje srdeční vzruchy a udává rytmicitu srdce. Za určitých okolností se však generátorem impulzů mohou stát jiné části převodního systému srdečního. [1, 4]



Obr. 2: Akční potenciál v jednotlivých oddílech převodní soustavy a srdeční svaloviny [3]

## 2.2 Převodní systém srdeční

V srdci je systém svalové tkáně, který se specializuje na tvorbu a převod impulzů, jež vyvolávají srdeční činnost – kontrakci srdce. Impulsy, které zapříčiní stah srdce, vznikají v srdci samovolně.

Činnost srdce je řízená elektrochemickými ději. Jejich vznik a šíření zajišťuje převodní systém srdeční, který tvoří:

1. Sinoatriální uzel – je umístěný v pravé předsíni u ústí horní duté žíly.
2. Intranodální dráhy – zajišťují vedení vzruchu mezi sinoatriálním uzlem a atrioventrikulárním uzlem.
3. Atrioventrikulární uzel - je umístěný v pravé předsíni u ústí dolní duté žíly.
4. Hissův svazek – zabezpečuje spojení svaloviny předsíní se svalovinou komor, prochází síňokomorovou přepážkou.
5. Pravé a levé Tawarovo raménko – vystupují z Hissova svazku a prostupují svalovinou komor.
6. Purkyňova vlákna – přenášejí podráždění na pracovní myokard.[3]

## **2.3 Zevní projevy elektrické aktivity a metody jejího snímání**

Elektrická aktivita srdce je dána elektrickými ději v srdci. Jelikož je tělo vodivé, můžeme z různých míst jeho povrchu snímat elektrické napětí. Snímání je prováděno pomocí přístroje zvaného elektrokardiograf, kdy jsou umístěny na těle měřené osoby snímací elektrody.

### **2.3.1 Elektrokardiograf**

Elektrokardiograf je přístroj, který slouží ke snímání elektrické aktivity srdce. Tento přístroj je využíván v elektrokardiografii (EKG) což je nejstarší metoda používaná v elektrodiagnostice. Elektrokardiografem se zesilují elektrické potenciály, které vznikají při činnosti srdce a umožní jejich zápis. Elektrické potenciály jsou z povrchu těla snímány elektrodami, kdy počet a rozmístění elektrod závisí na tom, kolika svodový záznam (o svodech viz následující kapitola) ekg chceme měřit. Tento záznam, který vychází z elektrokardiografu, se nazývá elektrokardiogram (ekg). [5]

### **2.3.2 Elektrody a elektrické svody**

Základní dělení elektrod je na invazivní a neinvazivní. Neinvazivní (povrchové) elektrody jsou umístěné na povrchu těla a jejich rozložení je standardizované. Při snímání ekg pomocí invazivních (např. jícnových) elektrod se do jícnu zavede katetr. V praxi jsou nejčastěji používané povrchové elektrody.

Povrchové elektrody se dále dělí na trvalé (Obr. 3, Obr. 4) a jednorázové (Obr. 5). Nejčastěji se používají plošné nepolarizované elektrody s kontaktní vrstvou Ag/AgCl, které jsou opatřené komůrkou vyplněnou ekg pastou, která umožňuje přechod mezi kůží a kovem tedy umožňuje lepší vodivostní spojení. Tato vlastnost patří k výhodám u jednorázových elektrod, ale z hlediska nákladů jsou vhodnější trvalé elektrody, protože u povrchových elektrod musíme při novém měření vyměnit celou sadu elektrod. Trvalé elektrody mají tu nevýhodu, že před každým měřením musí být na povrch kůže, na který se umístí elektroda, nanесena vrstva gelu. [11]



Obr. 3: Trvalé elektrody – končetinové [6]    Obr. 4: Trvalé elektrody – hrudní [6]



Obr. 5: Jednorázové elektrody [6]

Elektrody můžeme dále dělit na hrudní a končetinové. V případě dvanáctisvodového elektrokardiografického záznamu (nejčastěji užívaný) je hrudních elektrod šest a jak již vyplývá z názvu, umísťují se na hrud'. Končetinové elektrody jsou čtyři, a jsou umístěné na končetinách. Svody se podobně jako elektrody dělí na hrudní a končetinové a dále navíc na bipolární a unipolární. Bipolární svod je takový, kdy měříme rozdíl potenciálů dvou elektrod. Měříme-li napětí (rozdíl potenciálů) na jedné elektrodě, hovoříme o svodu unipolárním, viz níže. Základní typy svodů používaných v diagnostice jsou bipolární končetinové svody, unipolární končetinové svody a unipolární svody hrudní.

Bipolární (Einthovenovy) končetinové svody (Obr. 6) se umísťují na obě horní končetiny a na levou dolní končetinu. Tyto tři svody dohromady tvoří Einthovenův trojúhelník. Pravá dolní končetina slouží k uzemnění. Svody jsou označeny římskými číslicemi I, II, III. Svod I snímá napětí mezi horními končetinami, svod II pak mezi pravou rukou a levou nohou a svod III měří napětí mezi levou rukou a levou nohou.

Dalším typem jsou unipolární končetinové svody (Obr. 7) neboli Goldbergovy zesílené svody. Označují se  $aVR$ ,  $aVL$ ,  $aVF$ . Jsou to svody, pro něž platí, že potenciály ve vrcholech Einthovenova trojúhelníka se na rozdíl od Wilsonových svodů nevztahují k Wilsonově svorce, ta je vytvořena spojením tří končetinových svodů přes stejně velké odpory o typických hodnotách  $5k\Omega$ , nýbrž se vztahují k průměrnému potenciálu protilehlé strany, podle rovnic (1), (2), (3) a (Obr. 7). Svody Goldbergovy tak mají větší napěťový zisk (87% - kde 100% představuje bipolární svod) než Wilsonovy (58%). [11]

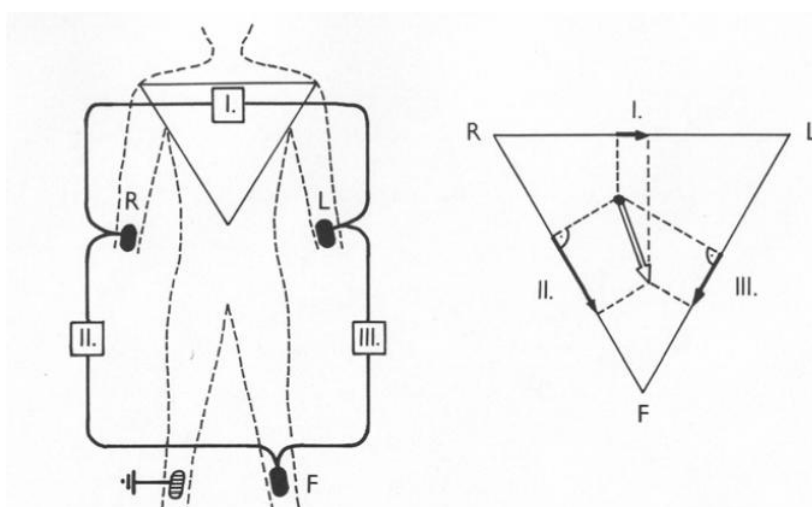
$$U_{aVR} = V_{RA} - 0,5(V_{LL} + V_{LA}) = 1,5U_{Wilson} \quad [11] \quad (1)$$

$$U_{aVL} = V_{LA} - 0,5(V_{LL} + V_{RA}) = 1,5U_{Wilson} \quad [11] \quad (2)$$

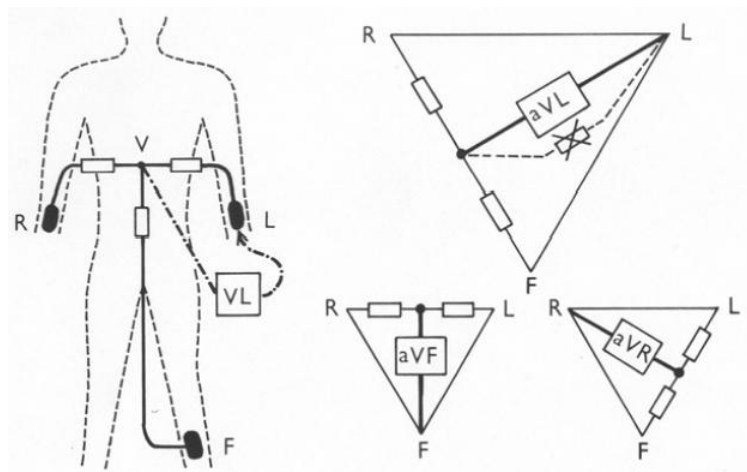
$$U_{aVF} = V_{LL} - 0,5(V_{LA} + V_{RA}) = 1,5U_{Wilson} \quad [11] \quad (3)$$

Zde  $V_{RA}$  značí potenciál snímaný na pravé ruce,  $V_{LA}$  označuje potenciál snímaný na levé ruce,  $V_{LL}$  je potenciál snímaný na levé noze a  $U_{Wilson}$  značí napětí při použití Wilsonovy svorky

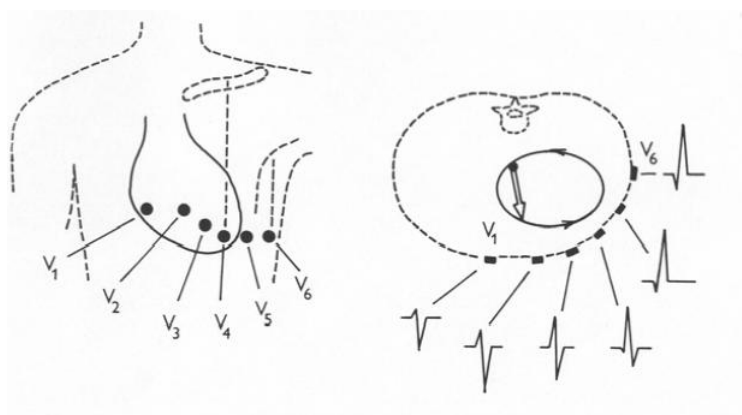
Posledními svody jsou svody hrudní – tzv. Wilsonovy hrudní svody (Obr. 8). Ty jsou umístěny na povrchu hrudníku v těsné blízkosti srdce a měří napětí vůči Wilsonově svorce. Svody se označují písmenem V s indexem 1 až 6.



Obr. 6: Bipolární končetinové svody [1]



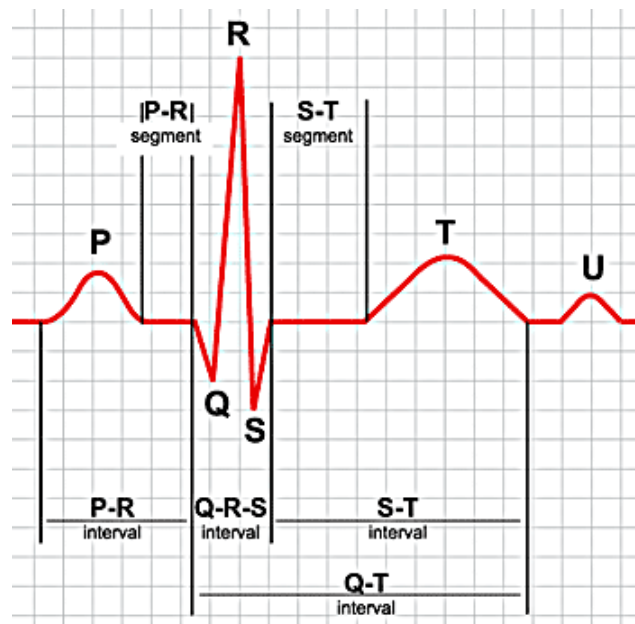
Obr. 7: Unipolární končetinové svody [1]



Obr. 8: Hrudní svody [1]

## 2.4 Popis elektrokardiografické křivky

Elektrokardiografická křivka konkrétního svodu (Obr. 9) je sumárním potenciálem (respektive rozdílem potenciálů), který je výsledkem akčních potenciálů jednotlivých svalových vláken [3]. Normální ekg záznam jedné srdeční revoluce se skládá z kmitů a vln, které mají charakteristický tvar a dobu trvání [3].



Obr. 9: Normální elektrokardiogram [9]

U ekg křivky popisujeme tyto parametry [10]:

P - vlna

- Je projevem depolarizace síní, normální amplituda je od 0 do 0,3 mV s dobou trvání 100 ms.

P – R interval

- Začíná od počátku depolarizace síní a končí s počátkem depolarizace komor. Normální doba trvání je od 120 do 200 ms, závisí na věku a tepové frekvenci. Je obrazem síňokomorového vedení.

Q - vlna

- Je první negativní výchylka komplexu QRS. Amplituda v rozsahu 0 až 25% vlny R, doba trvání je menší 30 ms.

R - vlna

- Pozitivní výchylka následující po vlně Q, amplituda je závislá na místě snímání. Normální doba trvání je 100ms.

#### S - vlna

- Je to druhá negativní výchylka. Amplituda je od 0 do 0,8 mV a doba trvání do 50 ms. Závisí na lokalizaci diferentní elektrody.

#### QRS - komplex

- V podstatě trojúhelníkový kmit doprovázející depolarizaci komor. Normální doba trvání je od 50 do 110 ms.

#### S – T segment

- Interval od konce QRS komplexu po začátek vlny T. Normální pokles nebo vzrůst oproti isoelektrické linii je do 0,1 mV.

#### Q – T interval

- Reprezentuje elektrickou systolu. Mění se s tepovou frekvencí, věkem a pohlavím měřené osoby. Průměrné hodnoty kolísají od 0,34 do 0,42 s.

#### T - vlna

- Reprezentuje depolarizaci komory. Napěťový rozsah je do 8,8 mV. Normální doba trvání je od 100 do 250 ms.

#### U – vlna

- Malá pozitivní vlna po T – vlně. Je zaznamenána jen někdy. Výskyt a tvar je závislý na tonusu vegetativního nervstva.

## 3 KREVNÍ TLAK A METODY JEHO MĚŘENÍ

Krevní tlak patří k nejdůležitějším ukazatelům funkčního stavu srdečně – cévního systému. Je to základní a nejčastější vyšetření nejen v akutních případech, proto je při každé návštěvě lékaře krevní tlak změřen. Krevní tlak je působení síly na plochu, která je výsledkem společné činnosti periferního odporu a srdeční činnosti. Působí tedy na stěnu cév, kterými proudí krev. Nejvyšší hodnoty dosahuje při systole, nejnižší při diastole. Hodnoty krevního tlaku se měří v milimetrech rtuťového sloupce. Normální hodnota systolického tlaku u zdravého člověka je 120 mmHg, diastolického 80 mmHg. Z těchto hodnot lze vypočítat podle vzorce (4) hodnotu středního tlaku, což je efektivní tlak působící v aortálním řečišti. Hodnota krevního tlaku se neustále mění, neboť se přizpůsobuje aktivitě člověka.[3]

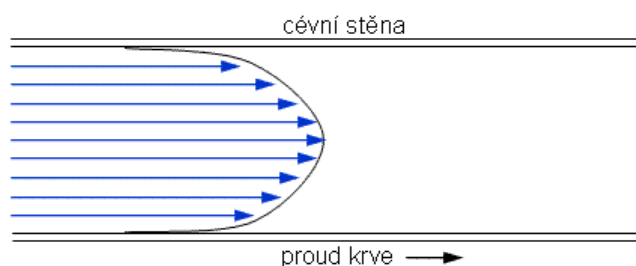
$$p_{stř} = p_{diastol} + (p_{syst} - p_{diastol})/3[3] \quad (4)$$

### 3.1 Druhy proudění krve

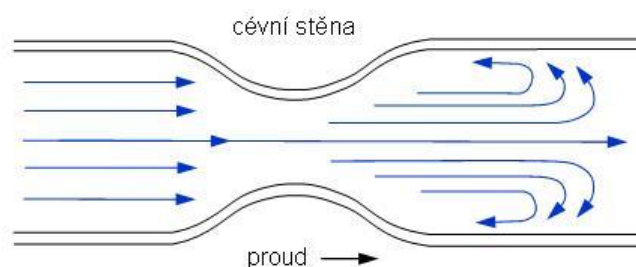
Jak již bylo zmíněno výše, krevní tlak je síla působící na stěnu (plochu) cév. Velkou roli zde hraje poddajnost cévy, která ovlivní průtok krve. Krev v krevním řečišti může v závislosti na aktuální rychlosti proudit dvěma typy, a to buď laminárně (Obr. 10), nebo turbulentně (Obr. 11). Při laminárním proudění je rychlost krve nižší a je pro něj charakteristické, že krevní elementy se soustřeďují ve středu cévy, kdežto plazma je soustředěna periferně při stěně cévy. Ve středu je tedy rychlost proudění největší, kdežto u kraje (u stěn) je vlivem tření nižší. Se zvyšující se rychlosti toku krve může dojít ke změně laminárního proudění na proudění turbulentní (vířivé). To je charakteristické vyšší rychlostí krve a promícháním krevních elementů s plazmou. Podmínky vzniku turbulentního proudění jsou dané Reynoldsovým číslem vypočítaným pomocí rovnice (5).

$$R_e = \frac{r \cdot v_s \cdot \rho}{\eta} \quad [4] \quad (5)$$

kde  $r$  vyjadřuje poloměr cévy,  $v_s$  je střední rychlost toku krve,  $\rho$  je hustota kapaliny a  $\eta$  představuje koeficient dynamické veličiny. Při překročení kritické hodnoty Reynoldsova čísla udávaného hodnotou 1000 dojde ke vzniku turbulentního proudění.[4]



Obr. 10: Laminární proudění [7]



Obr. 11: Změna laminárního proudění na turbulentní [8]

## 3.2 Metody měření krevního tlaku

Krevní tlak u člověka můžeme měřit přímo a nepřímo. Přímá (invazivní) metoda znamená, že krevní tlak se měří přímo z krevního řečiště, musíme tedy zavést měřič do cévního systému. Tato metoda je vhodná pro přesné hodnoty a pro měření dynamických změn krevního tlaku. Nepřímá (neinvazivní) metoda spočívá v získávání hodnot krevního tlaku z povrchu těla. Z důvodu použití nepřímé metody měření krevního tlaku při vypracování této práce budou v následující kapitole rozebrány pouze neinvazivní metody.

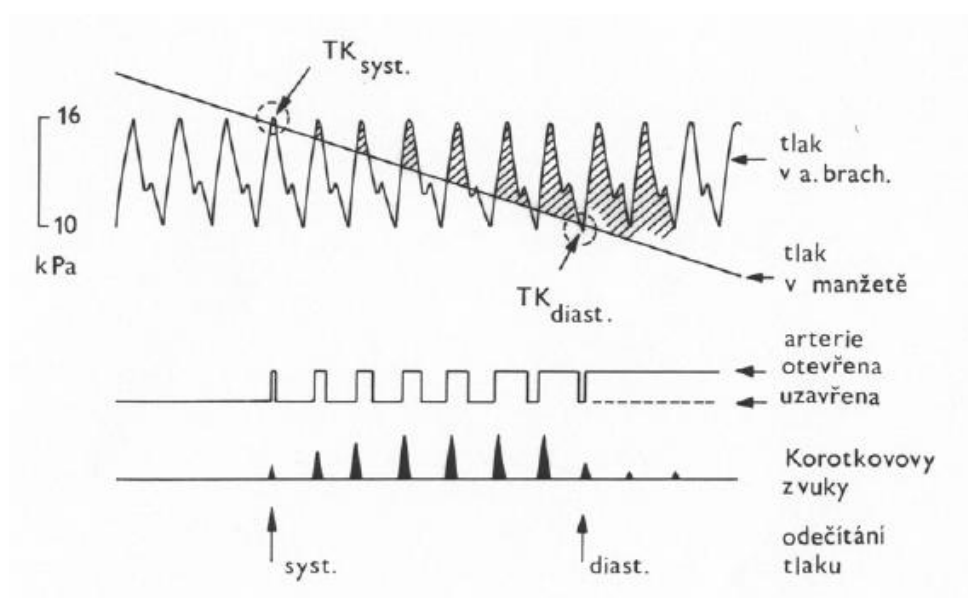
### 3.2.1 Neinvazivní metody měření krevního tlaku

Tyto metody vycházejí z principu Riva – Rocciho metody, při které se úměrným tlakem nafoukne gumová manžeta, která způsobí přerušení průtoku krve arteriemi. Příkladem je auskultační a oscilometrická metoda, kdy rozdíl mezi těmito dvěma metodami je hlavně v principu měření, kdy auskultační metoda je metoda poslechová, ale oscilometrická metoda je založena na základě oscilací, z toho plyne i jiný způsob odečítání hodnot krevního tlaku. [4]

Při auskultační metodě (Obr. 12) se získávají hodnoty krevního tlaku poslechem. V této práci byla použita metoda, při které se využívá fonendoskopu a rtuťového tonometru, který je složen z manometru a manžety s balonkem, který má vypouštěcí ventil. Z důvodu použití této metody při měření krevního tlaku je zde uveden podrobný postup měření.

1. Na obnaženou levou paži vyšetřované osoby je ve výši srdce upevněna manžeta tonometru. Současně je nahmatán puls na arterii radialis téže ruky.
2. Balónkem, jehož vypouštěcí ventil je uzavřen, je manžeta nafouknuta na tlak 20 – 23kPa (150 – 170 mmHg). Je-li při tomto tlaku puls hmatný, je zvýšen tlak v manžetě o dalších 4 – 5kPa (30 – 40 mmHg).
3. V oblasti loketní jamky je vyhmatána arteria brachialis. Nad tuto arterii je pak přiložen fonendoskop.
4. Uvolněním vypouštěcího ventilu vzduch zvolna uniká z manžety. Současně je sledována pomalu klesající hladina rtuťového sloupce (2 – 3mmHg/s) na stupnici manometru. První zvuky, tzv. Korotkovy fenomény, které jsou slyšet, jsou známkou počínajícího průtoku krve arterií. Prvnímu slyšitelnému fenoménu pak odpovídá v daném okamžiku v manžetě tlak shodný se systolickým krevním tlakem v arterii. Na tonometru je odečtena příslušná hodnota.
5. Je-li pokračováno v dalším snižování tlaku v manžetě, slyšitelné fenomény rychle zesilují v důsledku oscilací arteriální stěny. Po dosažení určitého maxima hlasitosti slyšitelnosti fenoménu začne tento fenomén opět slábnout. Při určitém tlaku se dosud zřetelně slyšitelné fenomény dalším nepatrným snížením tlaku v manžetě stanou téměř neslyšitelnými (náhlá změna hlasitosti v důsledku vymizení oscilací stěny tepny) a při dalším odpouštění vzduchu manžety rychle zcela zaniknou. V tomto okamžiku odpovídá tlak v manžetě diastolickému tlaku.

Při oscilometrické metodě se registrují výkyvy (oscilace) tlaku v manžetě pomocí membránového manometru. Manžeta se nafoukne přes systolický tlak a pomalu dochází k jeho uvolňování, při dosažení systolického tlaku začne krev turbulentně proudit, což způsobí výkyvy manžety. Oscilační metoda je vhodná k plně automatickým měřičům, je ale méně přesná. Auskultační měřiče mohou být také automatické, kdy fonendoskop nahrazuje mikrofon. [4]



Obr. 12: Princip metody měření krevního tlaku auskultační metodou [1]

## 4 REALIZACE MĚŘENÍ

V následujících kapitolách jsou nejprve popsány použité měřicí přístroje (kap. 4.1, 4.2), dále je definován akviziční protokol, dle kterého bylo při měření postupováno (kap. 4.3), kapitola 4.4 pak ilustruje softwarové vybavení BIOPACu s ukázkou již naměřených dat, a konečně kapitola 4.5 popisuje měřené objekty.

### 4.1 Systém BIOPAC

Systém BIOPAC (Obr. 13) byl použit k měření elektrických projevů srdce snímaných z povrchu těla pomocí elektrod. Hardwarová část systému BIOPAC je připojena k počítači pomocí USB rozhraní. Skládá se ze snímací jednotky MP100 (podrobný popis zde uváděných hardwarových součástí BIOPACu viz manuál [20]), tři zesilovacích modulů ECG100C, ke kterým je připojen modul TSD155C s kabely, které se připnou ke snímacím elektrodám. Při vlastním měření byly dle manuálu [14] na modulech ECG100C nastaveny následující parametry, které byly pro všechny 3 moduly stejné: zesílení 500, filtrace pásmovou propustí byla nastavena hodnota 0,5 Hz z důvodu odstranění plavání signálu vlivem dýchání a dalších fyziologických faktorů. Nedílnou součástí je i počítačový software AcqKnowledge, sloužící k zobrazování elektrických projevů srdce a práci s naměřenými signály. Právě díky modulu TSD155C, který má implementovanou Wilsonovu svorku, je možné měřit i hrudní svod, bohužel z hlediska hardwaru pouze jeden. Je tedy použito pět snímacích elektrod, tři pro snímání signálů z končetin, jedna pro snímání signálu z hrudi a jedna elektroda slouží jako zemnicí elektroda. Přímou jsou měřeny Bipolární končetinové svody (I, II), stejně tak jeden unipolární hrudní svod. Unipolární končetinové svody (aVR, aVL, aVF) a bipolární svod III jsou dopočítávány v uživatelském rozhraní programu BIOPAC pomocí rovnic definovaných v manuálu k obsluze přístroje následujícími vztahy (6), (7), (8), (9). Například vztah pro výpočet aVR lze získat ze vzorce (1) kdy je třeba si uvědomit, že Bipolární svod I je rozdíl potenciálů na pažích a bipolární svod II je rozdíl potenciálů pravé paže a levé nohy. Lze tedy vidět, že mezi vzorci je matematická závislost. [14]

$$\text{bipolární svod III} = \text{bipolární svod II} - \text{bipolární svod I} \quad (6)$$

$$aVR = - (\text{bipolární svod I} + \text{bipolární svod II})/2 \quad (7)$$

$$aVL = (\text{bipolární svod I} - \text{bipolární svod III})/2 \quad (8)$$

$$aVF = (\text{bipolární svod II} + \text{bipolární svod III})/2 \quad (9)$$



Obr. 13: Biopac [1]

## 4.2 Měření krevního tlaku

Měření krevního tlaku bylo provedeno pomocí rtuťového manžetového tonometru a fonendoskopu auskultační metodou. Popis této metody viz kapitola 3.2.1 teoretické části práce.

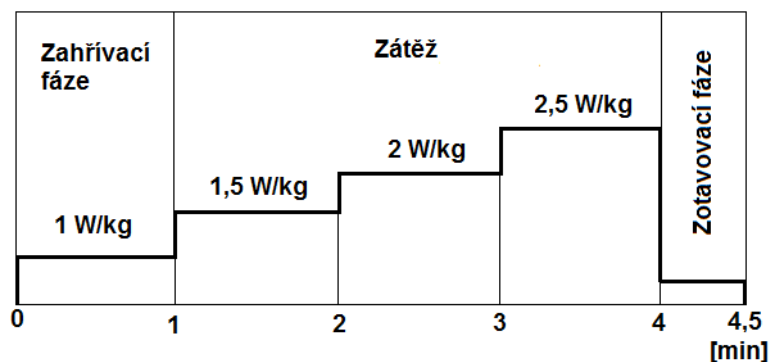
## 4.3 Protokol měření

Je prováděno měření EKG, krevního tlaku a tepové frekvence před a po zátěži, kdy zátěž je realizována šlapáním na rotopedu s jasně definovanou zátěží, viz (Obr. 14), podle následujícího postupu. U měření byl vždy přítomen lékař.

- 1) Pracovní místo je nachystáno na měření. Biopac je připojen k PC a taktéž k elektrické síti.
- 2) Moduly jsou připojeny k snímací jednotce Biopacu a jsou na nich nastavené příslušné hodnoty pro kvalitní snímání EKG signálu, viz kapitola 4.1.
- 3) Na PC je spuštěn program AcqKnowledge. V něm jsou nastaveny parametry pro vykreslení tří unipolárních končetinových svodů, tří bipolárních končetinových

svodů a parametry pro svod, který snímá signál z hrudníku (V4). Čas snímání EKG je nastaven na 120 sekund od spuštění měření signálu se vzorkovací periodou 200 Hz. Toto nastavení je uloženo jako šablona pro všechna další měření.

- 4) Měřená osoba je zvážena, posazena a je vyčkáno 5 minut, aby se aklimatizovala a uklidnila.
- 5) Místa pro přiložení elektrod se odmastí a na ně se následně přiloží jednorázové nalepovací elektrody. Místa rozložení elektrod viz kapitola 2.3.2.
- 6) Je snímáno klidové EKG po dobu dvou minut systémem BIOPAC.
- 7) Měřené osobě je na obnaženou paži ve výši srdce upevněna manžeta tonometru a je provedeno klidové měření krevního tlaku auskultační metodou. Konkrétní postup viz kapitola 3.2.1 této práce.
- 8) Je provedeno klidové měření tepové frekvence palpační metodou.
- 9) Měřená osoba vykoná fyzickou aktivitu na rotopedu, dle obrázku (Obr. 14).

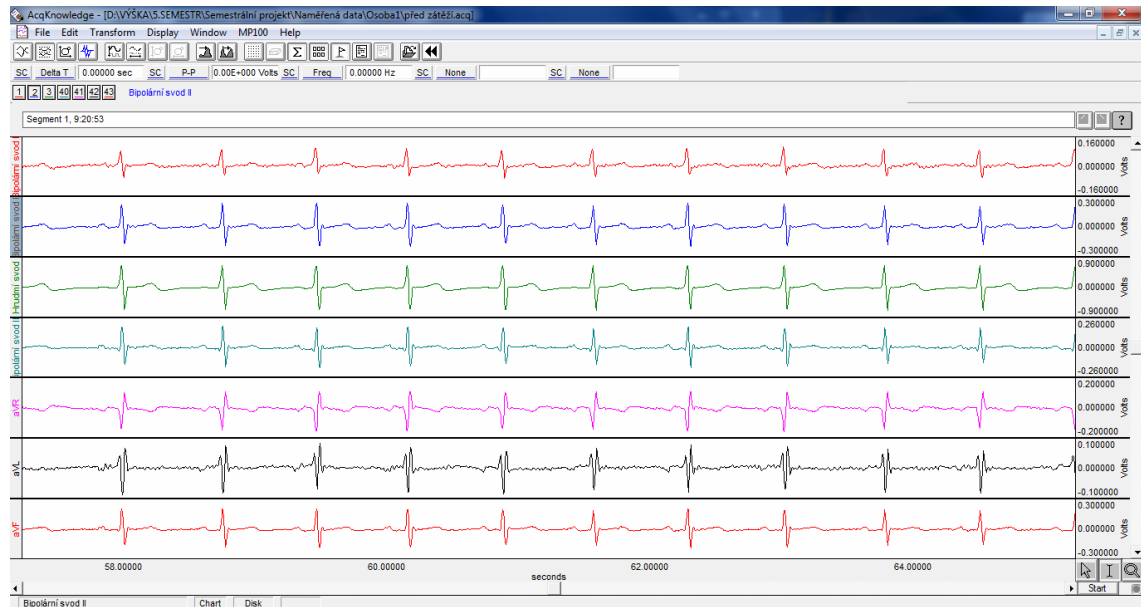


Obr. 14: Nastavení zátěže

- 10) Ihned po skončení zátěže je měřená osoba opět usazena a je měřeno EKG po zátěži po dobu dvou minut. Také je změřena tepová frekvence po zátěži palpační metodou, viz bod 6.
- 11) Po skončení měření EKG je měřen krevní tlak po zátěži obdobně jako v bodě 4.
- 12) Měřené osobě jsou sejmuty elektrody a je vyčkáno deset minut, kdy je průběžně kontrolována tepová frekvence.

## 4.4 Ukázka programu AcqKnowledge

Na obrázku (Obr. 15) lze vidět ukázkou softwarového programu AcqKnowledge s naměřenými hodnotami.



Obr. 15: Ukázka programu AcqKnowledge

## 4.5 Původ dat

Bylo měřeno 11 náhodně vybraných osob ve věkové kategorii 20 – 26 let. Tyto osoby se sportu aktivně nevěnují, ale provozují jej rekreačně ve svém volném čase. Z hlediska časových možností, množstvím použitého spotřebního materiálu (jednorázových elektrod) a zejména s časovými možnostmi nutné účasti lékařky při měření nebylo více měření realizováno. Z databáze knihovny ústavu však byly poskytnuty signály ekg dalších osob se shodnou akvizicí. Sloučením s naměřenými daty tak vznikl výběrový soubor 35 osob, který vykazuje vyšší statistickou vypovídající hodnotu.

## 5 STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ NAMĚŘENÝCH DAT

Pro účely statistického testování bylo potřeba extrahovat z naměřených signálů a dat hodnoty parametrů, u kterých bude v souladu se zadáním bakalářské práce ověřován vliv zátěže. Právě kapitola 0 popisuje volbu parametrů a způsob jejich získání z průběhů ekg. Další kapitoly pak již popisují vlastní průběh statistického testování – ověřování vlivu zátěže na vybrané parametry. Princip níže použitých statistických testů shody spočívá ve vyvrácení či potvrzení nulové hypotézy (většinou stanovena jako „zátěž nemá vliv na sledovaný parametr“). U slova hypotéza je nutno se zastavit. Hypotézu lze definovat jako tvrzení, jež ještě v praxi nebylo potvrzeno. Vzhledem k některým zde vybraným studovaným parametrům je zřejmé, že literatura již u nich vliv zátěže popsala (jako příklad budiž uvedeno, že je známo, že se zátěží se zvyšuje tepová frekvence). Proto zde mnohdy bude jako hypotéza brána již v literatuře ověřená skutečnost, tedy teorie. Účelem práce je ale ilustrovat statistické postupy v této oblasti a to je plně v souladu se zadáním bakalářské práce.

Jak bylo uvedeno v kapitole 4.5 v práci bylo naměřeno 11 osob a pro vyšší vypovídající hodnotu byly dodány signály ekg dalších osob z knihovny ústavu. Statistika je provedena pro celý sloučený výběrový soubor (35 osob), ale následně je provedeno totéž jen pro skutečně v práci měřena data z důvodu ukázání (porovnání) výsledků při použití pouze dat vytvořených pro tuto práci. U měření krevního tlaku byla k dispozici pouze data zde měřených 11 osob.

Ke statistickému testování je nejprve využit jeden z neparametrických testů (nemáme předpoklady o rozdělení dat), Wilcoxonův párový test (kapitola 5.2). V dalších kapitolách je pak uveden i jeden z parametrických testů – Studentův t-test (kapitola 5.3). Oba tyto testy jsou (a musí být) párové, neboť hledáme závislost mezi stejnými daty před a po nějaké události.

Všechny postupy a výsledky jsou pak souhrnně konzultovány v kapitole 5.4.

## 5.1 Výběr parametrů

Data, která byla naměřena a poskytnuta z knihovny ústavu, nelze statisticky zhodnotit v podobě, v jaké jsou, proto musela být exportována do formátu, ve kterém lze analýzy provádět. Protože statistické zhodnocení je provedeno v programu Statistica, byla data převedena do formátu xls, se kterým program umí pracovat.

Jelikož se tato práce zabývá zhodnocením vlivu zátěže na činnost srdce, musela být vybrána taková data, u kterých je předpoklad, že na zátěž budou reagovat. Prvním z parametrů, který bude posuzován, představuje časová vzdálenost mezi jednotlivými stahy srdce. Odpovídá vzdálenosti začátku jednoho QRS komplexu k začátku druhého QRS komplexu, respektive R – R intervalu viz obrázek (Obr. 16).



Obr. 16: Výběr parametrů pro statistické zpracování

Lze uvažovat, že při měření tepové frekvence před zátěží by se její hodnota měla pohybovat kolem hodnoty 70 tepů za minutu. Po zátěži by se měla tepová frekvence zvýšit a tedy vzdálenost dvou po sobě jdoucích QRS komplexů by se měla zkrátit.

Dalším parametrem s předpokladem vlivu zátěže je délka trvání vlny P, viz obrázek (Obr. 16). Lze se domnívat, že před zátěží by vlna měla mít delší dobu trvání než po provedení zátěže. Posledním sledovaným parametrem získaným z EKG křivky je rozdíl největší a nejmenší hodnoty napětí v jednom srdečním cyklu (v QRS komplexu). Bude tedy sledován parametr „napětí špička – špička“ (opět viz Obr. 16) vždy z bipolárního svodu II. Všechny výše uvedené parametry extrahované z ekg křivky byly odečítány pro Bipolární svod II (velká amplituda a dynamika signálu). Pro parametry RR interval a délku trvání vlny P logicky platí zjištěné hodnoty i v ostatních svodech. Zvolené další měřené parametry pro statistické ověření mimo ekg byly systolický a diastolický tlak.

Díky vestavěnému nástroji v softwaru AcqKnowledge bylo možno data pro parametry RR intervalu a hodnoty napětí získat automatickým rozměření signálů. Data se získávala z naměřeného záznamu z první minuty (kvůli rychlému uklidňování po zátěži). U odečítání hodnot trvání P – vlny bylo prováděno rozměření ručně. Z takto získaných dat byl spočítán medián (průměr z hlediska neznalosti statistického rozdělení dat použit nebyl). Pro krevní tlak medián spočten být nemohl, neboť bylo provedeno vždy jen jedno měření před a jedno po zátěži pro každou osobu.

Tímto je docíleno získání jedné hodnoty pro každou měřenou osobu před zátěží a jedné po zátěži pro každý parametr, jež jsou na vstupu statistických testů, viz níže. Přehled mediánů pro všechny parametry všech měřených osob před a po zátěži uvádí tabulka (Tab. 18) v příloze této práce.

V tabulce (Tab. 1) je pro přehled uveden seznam sledovaných parametrů.

Tab. 1: Tabulka parametrů pro statistiku

<b>Parametry pro statistiku</b>
RR interval
"napětí špička - špička" komplexu QRS
Trvání vlny P
Systolický tlak
Diastolický tlak

## **5.2 Neparametrická testování – Wilcoxonův test**

Tento test využívá rozdílu mezi párovými daty. Tyto rozdíly se zbaví znamének, jsou tedy převedeny do absolutních hodnot, aby bylo dosaženo pouze kladných hodnot. Pro tyto hodnoty se následně určí jejich pořadí v celkovém souboru dat. Těmto hodnotám pořadí se přiřadí znaménko, jaké měly u hodnoty rozdílu. Pokud byl rozdíl záporný, je i hodnota pořadí záporná. Nyní se provede stanovení hypotéz a hladiny významnosti, kdy nulová hypotéza  $H_0$  říká, že nedošlo ke změně mezi daty a alternativní hypotéza  $H_1$  říká, že došlo ke změně mezi daty. Hladina významnosti udává pravděpodobnost toho, že nulová hypotéza bude nesprávně zamítnuta. V dalším kroku se vypočítá suma pro kladné hodnoty pořadí a absolutní hodnota součtu pro záporné hodnoty pořadí. Z těchto dvou sum je vybrána ta, která nabývá menší hodnoty a je porovnána s kritickou hodnotou udávanou pro Wilcoxonův test, a pokud je menší než kritická hodnota testu, pak je nulová hypotéza zamítnuta. Hladina významnosti v testování byla stanovena na 0,05 (platí s pravděpodobností 95%) a je pro technické účely běžně používána a pro účely této práce zcela dostačující. [13]

### 5.2.1 Vzorový příklad Wilcoxonova párového testu

Jako vzorový příklad byl vzat parametr RR interval zhodnocený pro všechna data. V tabulce (Tab. 2) lze vidět mediány parametru RR interval pro jednotlivé osoby.

Tab. 2: Tabulka hodnot parametru RR interval

Měřená osoba	Před zátěží [s]	Po zátěži [s]	Rozdíl (před - po) [s]
1	0.7450	0.5375	0.2075
2	0.7700	0.4250	0.3450
3	0.6100	0.5150	0.0950
4	0.8350	0.6500	0.1850
5	0.8750	0.4650	0.4100
6	0.8150	0.5000	0.3150
7	0.7475	0.5675	0.1800
8	0.7600	0.4550	0.3050
9	0.6700	0.5075	0.1625
10	0.8550	0.5200	0.3350
11	0.7050	0.5350	0.1700
12	0.8720	0.6320	0.2400
13	0.8680	0.5280	0.3400
14	0.7920	0.5640	0.2280
15	0.7760	0.5680	0.2080
16	0.8300	0.6520	0.1780
17	0.7840	0.5240	0.2600
18	1.0640	0.9040	0.1600
19	0.6720	0.5520	0.1200
20	1.0120	0.9360	0.0760
21	0.8240	0.5760	0.2480
22	0.9325	0.6100	0.3225
23	0.8925	0.6950	0.1975
24	0.8050	0.7075	0.0975
25	0.9150	0.8050	0.1100
26	0.9050	0.6650	0.2400
27	0.9750	0.7400	0.2350
28	0.8350	0.6075	0.2275
29	0.9750	0.6700	0.3050
30	0.8900	0.5950	0.2950
31	0.7925	0.5500	0.2425
32	0.8150	0.4600	0.3550
33	0.7200	0.4650	0.2550
34	0.6800	0.4200	0.2600
35	0.7850	0.6500	0.1350

Na hladině významnosti  $\alpha = 0,05$  byla stanovena nulová hypotéza  $H_0$  a alternativní hypotéza  $H_1$ .

$H_0$  = zátěž nemá vliv na parametr RR interval.

$H_1$  = zátěž má vliv na parametr RR interval.

V tabulce (Tab. 3) lze vidět postup zpracování dat pro Wilcoxonův test.

Tab. 3: Zpracování dat pro parametr RR interval

Rozdíl (před - po) [s]	Absolutní rozdíl [s]	Pořadí abs. rozdílu
0.2075	0.2075	14
0.3450	0.3450	33
0.0950	0.0950	2
0.1850	0.1850	12
0.4100	0.4100	35
0.3150	0.3150	29
0.1800	0.1800	11
0.3050	0.3050	28
0.1625	0.1625	8
0.3350	0.3350	31
0.1700	0.1700	9
0.2400	0.2400	19
0.3400	0.3400	32
0.2280	0.2280	17
0.2080	0.2080	15
0.1780	0.1780	10
0.2600	0.2600	24
0.1600	0.1600	7
0.1200	0.1200	5
0.0760	0.0760	1
0.2480	0.2480	22
0.3225	0.3225	30
0.1975	0.1975	13
0.0975	0.0975	3
0.1100	0.1100	4
0.2400	0.2400	19
0.2350	0.2350	18
0.2275	0.2275	16
0.3050	0.3050	27
0.2950	0.2950	26
0.2425	0.2425	21
0.3550	0.3550	34
0.2550	0.2550	23
0.2600	0.2600	25
0.1350	0.1350	6

Dalším krokem bylo spočtení sum pro kladné a záporné hodnoty. Součet kladných pořadí je 629, jelikož se v souboru nenacházel záporný rozdíl, je suma pro záporné pořadí rovna 0. Z těchto hodnot byla vybrána menší hodnota, tedy  $W = 0$  a ta byla porovnána s tabulkovou hodnotou pro 35 hodnot na hladině významnosti 0,05. Z tabulky kritických hodnot pro Wilcoxonův test (Tab. 4) byla určena kritická hodnota  $W_k = 195$ . Porovnáním bylo zjištěno, že  $W_k > W$  a na hladině významnosti 0,05 byla nulová hypotéza zamítnuta. Byl vysloven závěr, že zátěž má vliv na parametr RR interval.

Tab. 4: Tabulka kritických hodnot pro Wilcoxonův test [13]

$\alpha = q$	0,05	0,025	0,01	0,005
$\alpha = 2q$	0,10	0,05	0,02	0,01
30	151	137	120	109
31	163	147	130	118
32	175	159	140	128
33	187	170	151	138
34	200	182	162	148
35	213	195	173	159
36	227	208	185	171
37	241	221	198	182
38	256	235	211	194
39	271	249	224	207
40	286	264	238	220

## 5.2.2 Výsledky Wilcoxonova testu

V tabulce (Tab. 6) lze vidět analýzu pro všechna data 35 osob. Kritická hodnota  $W_k = 195$ , která byla srovnávána s menší sumou, byla vzata z tabulky (Tab. 4). V tabulce (Tab. 7) lze pro srovnání vidět analýzu pouze pro data změřená v rámci této práce (11 osob). Kritická hodnota ( $W_k = 10$ ) pro tento menší soubor, byla vzata z tabulky (Tab. 5). Z analýzy plyne, že byl potvrzen vliv zátěže ( $p < 0,05$ ) na všechny parametry krom diastolického tlaku. To ovšem nemusí znamenat, že vliv neexistoval, pouze nemusela být dostatečná síla testu k jeho potvrzení. Výsledky pro celý soubor 35 osob se shodovaly pro soubor z dat měřených pouze v této práci.

Pro ergometrická vyšetření v praxi platí, že se zastavují ve chvíli, kdy systolický tlak dál roste, ale diastolický začne klesat. To mohlo nastat i v tomto případě, zátěž byla nastavena na moment, kdy systolický tlak dál rostl, ale diastolický už ne. To je možná příčina proč se vliv projevil pouze u systolického tlaku.

Tab. 5: Tabulka kritických hodnot pro Wilcoxonův test [13]

$\alpha = q$	0,05	0,025	0,01	0,005
$\alpha = 2q$	0,10	0,05	0,02	0,01
5	0	–	–	–
6	2	0	–	–
7	3	2	0	–
8	5	3	1	0
9	8	5	3	1
10	10	8	5	3
11	13	10	7	5
12	17	13	9	7
13	21	17	12	9
14	25	21	15	12
15	30	25	19	15

Tab. 6: Výsledky Wilcoxonova testu pro data všech 35 osob na hladině významnosti  $p (<0,05)$

Parametr	Výsledek	Zhodnocení hypotéz
RR interval	$0 < W_k$	Zátěž má vliv na RR interval $p (<0,05)$
"napětí špička - špička"	$25 < W_k$	Zátěž má vliv na hodnotu "napětí špička - špička" $p (<0,05)$
P - vlna	$35 < W_k$	Zátěž má vliv na trvání P - vlny $p (<0,05)$

Tab. 7: Výsledky Wilcoxonova testu na hladině významnosti  $p (<0,05)$

Parametr	Výsledek	Zhodnocení hypotéz
RR interval	$0 < W_k$	Zátěž má vliv na RR interval $p (<0,05)$
"napětí špička - špička"	$1 < W_k$	Zátěž má vliv na hodnotu "napětí špička - špička" $p (<0,05)$
P - vlna	$0 < W_k$	Zátěž má vliv na trvání P - vlny $p (<0,05)$
Systolický tlak	$8 < W_k$	Zátěž má vliv na hodnotu systolického tlaku $p (<0,05)$
Diastolický tlak	$12 > W_k$	Zátěž nemá vliv na hodnotu diastolického tlaku $p (>0,05)$

### 5.3 Parametrická testování – Studentův t – test

Jak již bylo zmíněno v předešlých kapitolách statistického zpracování, pro určité parametry lze předpokládat normalitu rozdělení dat v populaci. Z teorie lze pro parametry RR interval a krevní tlak usuzovat normální rozdělení v populaci. Pro tyto parametry zde tedy bude použit parametrický Studentův t-test. Avšak před použitím tohoto testu je nutno ověřit, zda naměřená data opravdu pochází z normálního rozdělení (t-rozdělení lze pro použitý takto velký soubor již aproximovat normálním) některým z vhodných statistických testů, viz níže.

Studentův t – test se používá v případě, kdy chceme porovnat 2 skupiny dat. Jelikož jsou data měřena na jedné osobě a to vždy před a po zátěži, je použito párového t – testu.

Tento test ověřuje, zda rozdíl středních hodnot je roven určitému číslu – v tomto případě nule – tedy zda jsou oba výběry se stejnou střední hodnotou.

Prvním bodem je stanovení hypotéz. Nulová hypotéza  $H_0$  říká, že nedošlo ke změně mezi daty, alternativní hypotéza  $H_1$  říká, že došlo ke změně mezi daty. Dalším krokem je stanovení hladiny významnosti, na jaké se bude potvrzovat nebo vyvracet nulová hypotéza. Ta byla v testování stejně jako u neparametrických testů stanovena na hodnotu 0,05 (platí s pravděpodobností 95%). Samotný výpočet je proveden podle vzorce (13), který lze získat sloučením vzorců pro výpočet průměru z rozdílů hodnot před a po zátěži (10), směrodatné odchylky (11) a odhadu směrodatné chyby (12). [13]

Vzorec pro výpočet průměru z rozdílů hodnot před a po zátěži

$$\bar{x} = \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n} \quad [15] \quad (10)$$

kde  $x_i$  představuje hodnotu  $i$  – tého měření a  $n$  počet měření.

Vzorec pro směrodatnou odchylku

$$s = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n-1} \quad [15] \quad (11)$$

kde  $x_i$  představuje hodnotu  $i$  – tého měření,  $\bar{x}$  je průměr hodnot a  $n$  vyjadřuje počet měření.

Vzorec pro odhad směrodatné chyby

$$s_d = \frac{s}{\sqrt{n}} \quad [15] \quad (12)$$

kde  $s$  představuje směrodatnou odchylku a  $n$  je počet měření.

Vzorec pro výpočet testové statistiky

$$T = \frac{\text{pozorovaná} - \text{předpokládaná hodnota v našem případě } 0}{\text{odhad směrodatné chyby}} = \frac{\bar{x}}{\frac{\sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n-1}}}{\sqrt{n}}} \quad (13)$$

kde  $\bar{x}$  je průměr hodnot,  $x_i$  představuje hodnotu  $i$  – tého měření, a  $n$  vyjadřuje počet měření.

Posledním krokem je vyvrácení nebo potvrzení nulové hypotézy na základě porovnání s tabulkovou kritickou hodnotou. Nulová hypotéza se zamítá, je-li hodnota testové statistiky větší, než hodnota udávaná v tabulkách. Předpokladem použití tohoto testu je ale ověření, zda data pocházejí z normálního rozdělení. Proto následující kapitola pojedná o tomto ověření normality.

### 5.3.1 Ověření normality využitím Kolmogorova – Smirnova testu

Tento test byl použit pro ověření normálního rozložení naměřených dat RR intervalu a krevního tlaku.

Prvním bodem při použití tohoto testu je stanovení nulové hypotézy  $H_0$ .

$H_0$  = data jsou normálního rozložení.

Následně je vypočtena hodnota empirické distribuční funkce, pro jednotlivé prvky ze souboru. Tato hodnota je definovaná jako počet stejných nebo menších hodnot než daný prvek dělená celkovým počtem prvků. Výpočet se provede pomocí rovnice (14) za předpokladu, že analyzovaná data jsou seřazena vzestupně.

$$F_e(x) = \frac{i}{n} \dots X_i \leq x < X_{i+1} \quad [16] \tag{14}$$

kde  $n$  představuje celkový počet prvků,  $x$  je daný prvek souboru,  $X_i$  je předcházející prvek a  $X_{i+1}$  je prvek následující.

V dalším kroku je spočtena hodnota teoretické distribuční funkce. Argument funkce je vypočten dle vzorce (15) a její hodnota poté nalezena v tabulkách.

$$F_t(x_i) = \Phi\left(\frac{x_i - \bar{x}}{\sigma}\right) \quad [13] \tag{15}$$

kde  $x_i$  je daný prvek,  $\bar{x}$  je průměr všech dat vypočtený podle vzorce  $\bar{x} = \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n}$  a  $\sigma$  představuje směrodatnou odchylku vypočtenou podle vzorce  $\sigma = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$ .

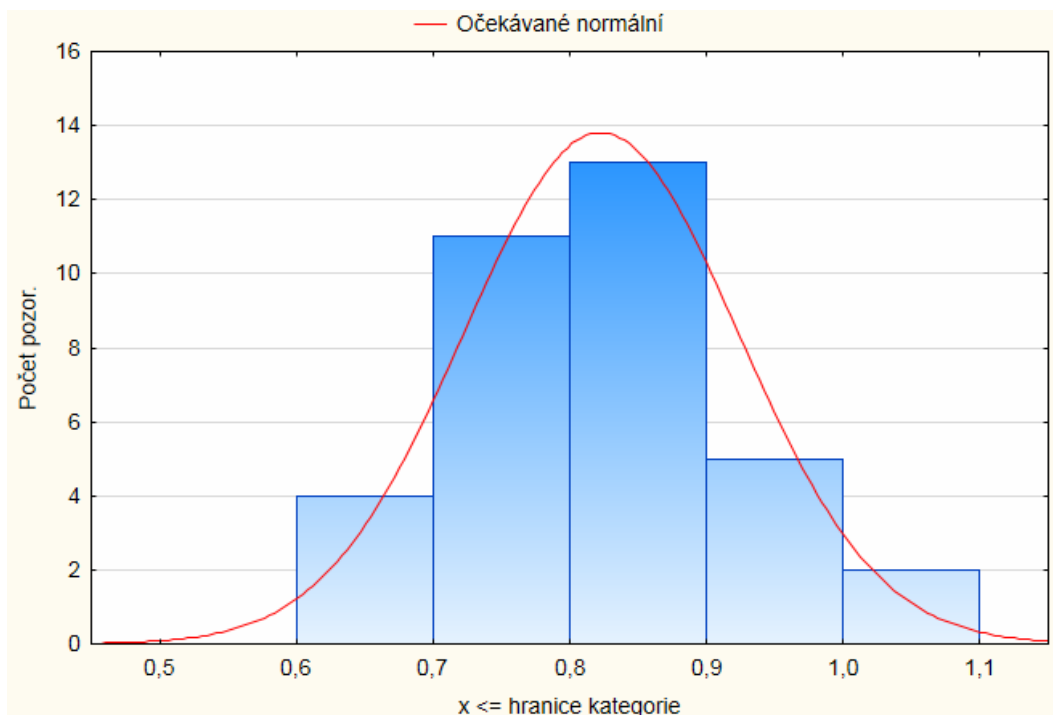
Následně je nalezeno kritérium D, které je vypočteno podle rovnice (16). Je to vlastně maximální rozdíl mezi hodnotami teoretické a empirické funkce podělené celkovým počtem prvků.

$$D = \frac{1}{n} * \max | F_r(x_i) - F_e(x_i) | \quad [13] \quad (16)$$

Posledním krokem je porovnání kritéria D s tabulkovou hodnotu. Pokud je kritérium menší než kritická hodnota udávána v tabulce, tak nulová hypotéza není zamítnutá. [13]

Vzorový výpočet Kolmogorovova – Smirnovova testu:

Tento výpočet byl provedený pro parametr RR interval před zátěží. V tabulce (Tab. 8) jsou uvedena data, pro která se tento výpočet provádí. Jde o data z tabulky (Tab. 2), či z příslušné části celkové tabulky mediánů v příloze XX této práci před zátěží, z důvodu dalších výpočtu jsou data seřazena vzestupně. Na následném obrázku (Obr. 17) je pro ilustraci ukázka histogramu z těchto dat (z programu Statistica), lze vidět, že data zatím nijak netestována mají typický tvar normálního rozdělení.



Obr. 17: Histogram dat pro parametr RR interval před zátěží

Tab. 8: Tabulka dat pro Kolmogorovův – Smirnovův test

Hodnoty před zátěží [s]						
0.6100	0.6100	0.7760	0.8050	0.8350	0.8750	0.9325
0.6700	0.6700	0.7840	0.8150	0.8350	0.8900	0.9750
0.6720	0.6720	0.7850	0.8150	0.8550	0.8925	0.9750
0.6800	0.6800	0.7920	0.8240	0.8680	0.9050	1.0120
0.7050	0.7050	0.7925	0.8300	0.8720	0.9150	1.0640

V dalším kroku je na hladině významnosti 0,05 určena nulová hypotéza  $H_0$ .

$H_0$  = data jsou normálního rozdělení.

Nyní je vypočtena hodnota empirické distribuční funkce. Výpočet je proveden podle vzorce (14) pro data z prvního sloupce z tabulky (Tab. 8), konkrétně pro číslo 0,7050.

$$F_e(0,7050) = \frac{4}{35} = 0,1143$$

Pro stejné číslo je vypočtena i teoretická distribuční funkce. Podle vzorce (15) je vypočten argument funkce a její hodnota je následně určena z tabulky pro distribuční funkci.

$$F_t(0,7050) = \Phi\left(\frac{0,7050 - 0,8228}{0,0997}\right) = \Phi(-1,1823)$$

$$F_t(0,7050) = 0,1190$$

Po provedení těchto kroků pro všechna data z tabulky (Tab. 8) je nyní nalezeno kritérium D podle vzorce (16), které představuje největší rozdíl mezi empirickou a teoretickou distribuční funkcí poděleno celkovým počtem dat v souboru.

$$D = \frac{1}{35} * \max | F_t(0,937) - F_e(0,8857) | = 0,0015$$

V posledním kroku je porovnané kritérium D s tabulkovou hodnotou, která byla vzata z tabulky (Tab. 9). Na hladině významnosti 0,05 pro 35 prvků je tabulková hodnota 0,23. Kritérium D má menší hodnotu než tabulková hodnota, tudíž byl vysloven závěr, že není důvod k zamítnutí nulové hypotézy. Data tedy mají normální rozdělení.

Tab. 9: Tabulka kritických hodnot Kolmogorovova – Smirnovova testu pro všechna data [13]

(n)	0,20	0,15	$\alpha =$ 0,10	0,05	0,01
25	0,21	0,22	0,24	0,27	0,32
30	0,19	0,20	0,22	0,24	0,29
35	0,18	0,19	0,21	0,23	0,27
$\geq 35$	$\frac{1,07}{\sqrt{n}}$	$\frac{1,14}{\sqrt{n}}$	$\frac{1,22}{\sqrt{n}}$	$\frac{1,26}{\sqrt{n}}$	$\frac{1,63}{\sqrt{n}}$

Výsledky Kolmogorovova – Smirnovova testu:

V tabulce (Tab. 10) lze vidět výsledky Kolmogorovova – Smirnovova testu pro vybrané parametry (délka RR intervalu, hodnoty krevního tlaku) pro všechna data. Tato data byla porovnáována s tabulkovou hodnotou uvedenou v tabulce (Tab. 9) pro 35 prvků na hladině významnosti 0,05. Tabulková hodnota je pro tento případ 0,23. Porovnáním kritéria D a tabulkové hodnoty bylo zjištěno, že není důvod k zamítnutí nulové hypotézy.

Tab. 10: Výsledky Kolmogorovova – Smirnovova testu pro všechna data na hladině významnosti  $p (<0,05)$

Parametr	Výsledek	Zhodnocení hypotéz
RR interval před zátěží	0.0015<krit	Data jsou normálního rozdělení $p (<0,05)$
RR interval po zátěží	0.0029<krit	Data jsou normálního rozdělení $p (<0,05)$

V tabulce (Tab. 12) lze vidět výsledky Kolmogorovova - Smirnovova testu výlučně pro data naměřena v rámci práce. Tato data byla porovnáována s tabulkovou hodnotou 0,391 uvedenou v tabulce (Tab. 11) pro 11 prvků na hladině významnosti 0,05. Porovnáním kritéria D a tabulkové hodnoty byl opět vysloven závěr, že není důvod k zamítnutí nulové hypotézy. Data jsou normálního rozdělení.

Tab. 11: Tabulka kritických hodnot Kolmogorovova – Smirnovova testu [13]

(n)	0,20	0,15	$\alpha =$ 0,10	0,05	0,01
11	0,307	0,326	0,352	0,391	0,468
12	0,295	0,313	0,338	0,375	0,450
13	0,284	0,302	0,325	0,361	0,433
14	0,274	0,292	0,314	0,349	0,418
15	0,266	0,283	0,304	0,338	0,404

Tab. 12: Výsledky Kolmogorovova – Smirnovova testu na hladině významnosti  $p$  ( $<0,05$ )

Parametr	Výsledek	Zhodnocení hypotéz
RR interval před zátěží	0.012<krit	Data jsou normálního rozdělení $p$ ( $<0,05$ )
RR interval po zátěží	0.0131<krit	Data jsou normálního rozdělení $p$ ( $<0,05$ )
Systolický tlak před zátěží	0.0293<krit	Data jsou normálního rozdělení $p$ ( $<0,05$ )
Systolický tlak po zátěží	0.0215<krit	Data jsou normálního rozdělení $p$ ( $<0,05$ )
Diastolický tlak před zátěží	0.0153<krit	Data jsou normálního rozdělení $p$ ( $<0,05$ )
Diastolický tlak po zátěží	0.0184<krit	Data jsou normálního rozdělení $p$ ( $<0,05$ )

### 5.3.2 Příklad výpočtu Studentova $t$ – testu

Pro vzorový výpočet byla vzata data pro parametr RR interval. V tabulce (Tab. 2), nebo také v části tabulky (Tab. 18) v příloze lze vidět mediány parametru RR interval pro všechny měřené osoby a to před a po zátěži a jsou vstupem pro níže uvedené výpočty.

Na hladině významnosti  $\alpha = 0,05$  byla stanovena nulová hypotéza  $H_0$  a alternativní hypotéza  $H_1$ .

$H_0$  = zátěž nemá vliv na RR interval.

$H_1$  = zátěž má vliv na RR interval.

Nyní byla spočítána testová statistika podle vzorce (13).

$$T = \frac{\frac{\bar{x}}{\sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n-1}}}}{\sqrt{n}} = \frac{0,23}{\sqrt{\frac{0,2361}{34}}} = 16,32$$

Nyní byla porovnána testová statistika s kritickou hodnotou udávanou v tabulce (Tab. 13) pro oboustranný test na hladině významnosti 0,05 pro 34 stupňů volnosti, jelikož v tabulce není hodnota pro 34 stupňů volnosti, byla vzata nejbližší uvedená hodnota pro 35 stupňů volnosti, která má hodnotu 2,030. Porovnáním bylo zjištěno, že testová statistika je přesto větší než udávaná kritická hodnota, tudíž byla zamítnuta nulová hypotéza a byl vysloven názor, že zátěž má vliv na RR interval.

Tab. 13: Tabulka kritických hodnot pro Studentův t – test pro všechna data [15]

$t_{1-\frac{\alpha}{2}}(df)$	$\alpha$		
$df$	0,05	0,01	0,001
25	2,060	2,787	3,725
30	2,042	2,750	3,646
35	2,030	2,724	3,591
40	2,021	2,704	3,551
45	2,014	2,690	3,520
50	2,009	2,678	3,496

### 5.3.3 Výsledky Studentova t – testu

Tento test byl proveden pro parametry, kde se dalo očekávat normální rozdělení (a bylo potvrzeno testováním), tedy pro RR interval, systolický krevní tlak a diastolický krevní tlak. V tabulce (Tab. 14) lze vidět analýzu pro data všech 35 osob. Výsledek testu byl porovnán s kritickou hodnotou udávanou v tabulce (Tab. 13) pro oboustranný test na hladině významnosti 0,05. Bylo zjištěno, že zátěž má vliv na parametr RR interval. V tabulce (Tab. 15) lze vidět výsledky Studentova t – testu pouze pro data naměřená v rámci této práce. Zde se výsledky testů porovnávaly s tabulkovou hodnotou udávanou v tabulce (Tab. 16) pro oboustranný test na hladině významnosti 0,05 pro 10 stupňů volnosti. Zátěž se projevila pro parametry RR interval a systolický tlak, pro diastolický tlak se zátěž neprojevila. To koresponduje s výsledky při použití neparametrického testu, viz kapitola 5.2.2.

Tab. 14: Výsledky Studentova t – testu pro všechna data 35 osob na hladině významnosti  $p (<0,05)$

Parametr	Výsledek	Zhodnocení hypotéz
RR interval	16.32>krit	Zátěž má vliv na RR interval $p (<0,05)$

Tab. 15: Výsledky Studentova t – testu pouze pro data měřená v této práci na hladině významnosti  $p (<0,05)$

Parametr	Výsledek	Zhodnocení hypotéz
RR interval	8.98>krit	Zátěž má vliv na RR interval $p (<0,05)$
Systolický tlak	2.26>krit	Zátěž má vliv na hodnotu systolického tlaku $p (<0,05)$
Diastolický tlak	0.74<krit	Zátěž nemá vliv na hodnotu diastolického tlaku $p (>0,05)$

Tab. 16: Tabulka kritických hodnot pro Studentův t - test

$t_{1-\frac{\alpha}{2}}(df)$	$\alpha$		
$df$	0,05	0,01	0,001
5	2,571	4,032	6,869
6	2,447	3,707	5,959
7	2,365	3,499	5,408
8	2,306	3,355	5,041
9	2,262	3,250	4,781
10	2,228	3,169	4,587
11	2,201	3,106	4,437
12	2,179	3,055	4,318

## 5.4 Zhodnocení statistické analýzy

Všechny parametry byly v programu Statistica podrobeny neparametrickému Wilcoxonovu párovému testu vždy s potvrzením vlivu zátěže ( $p < 0,05$ ) kromě diastolického krevního tlaku. U parametru RR interval a krevní tlak byl navíc použit parametrický Studentův párový t-test – předpoklad normálního rozdělení parametru v populaci. Normalita dat RR intervalů a tlaku byla u měřeného výběru z populace potvrzena pomocí Kolmogorovova-Smirnovova testu na hladině významnosti 0,05. T-testem pak byly potvrzeny vlivy zátěže na všechny analyzované parametry ( $p < 0,05$ ) opět kromě diastolického krevního tlaku. Byl tak potvrzen výsledek Wilcoxonova testu.

Pro zvýšení spolehlivosti získaných výsledků byla z databáze knihovny ústavu poskytnuta ekg data dalších osob měřená dle stejného protokolu (jak bylo uvedeno v úvodu statistického zpracování, krevní tlak dodán nebyl). Sloučením s naměřenými daty tak vznikl výběrový soubor 35 osob. Všechny statistické testy opět potvrdily vliv zátěže na každý parametr.

Kromě diastolického tlaku tak byl prokázán vliv zátěže u všech sledovaných parametrů, to ovšem neznamená, že vliv zátěže pro diastolický tlak neexistuje, je možné, že nebyla dostatečná síla testu k tomu, aby byl prokázán. Je však také možné další vysvětlení, jak uvádí kapitola 5.1.2.

## **6 ANALÝZA DAT V PROGRAMU MATLAB**

V souladu se zadáním jsou data importovaná z programu Biopac do programu Matlab, kde jsou provedeny analýzy v časové a frekvenční oblasti a jsou navrženy detektory QRS komplexu včetně automatické detekce tepové frekvence.

Následně je vytvořeno v grafickém prostředí Guide efektivní grafické rozhraní pro prezentaci dat viz kapitola 7.

### **6.1 Import dat do prostředí Matlab**

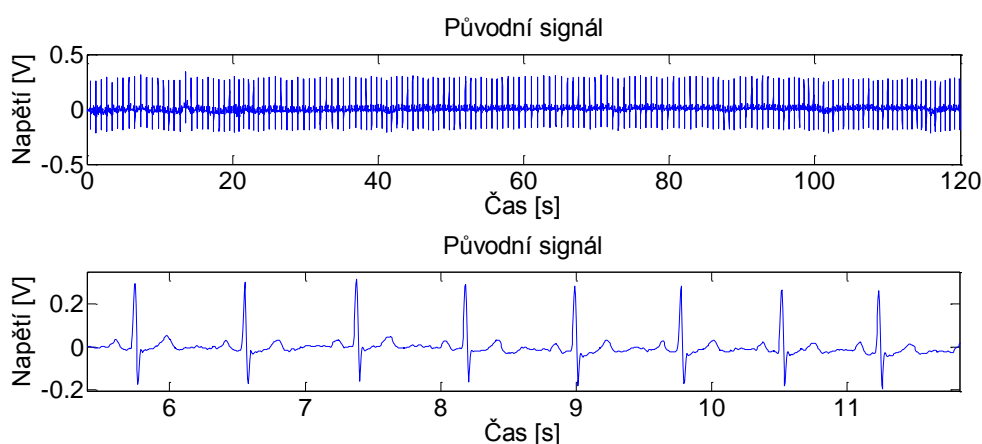
Pro zpracování dat v Matlabu je potřeba mít data v takovém formátu, které jsou tímto programem podporována. Softwarové rozhraní AcqKnowledge umožňuje ukládat data do formátu .mat, který je programem Matlab podporován.

Každý takto upravený soubor obsahuje 6 proměnných, přičemž pro zpracování je použita pouze proměnná „data“. Tato proměnná nese informaci o napětích pro všechny měřené svody, uložených v matici.

### **6.2 Vytvořené funkce a zobrazení jejich výstupu v časové oblasti**

V této kapitole jsou popsány analýzy v časové oblasti, konkrétně závislost napětí na čase. Jelikož je vstupní signál reprezentovaný indexy vzorků je nutnost převést tyto indexy na hodnoty času.

K tomuto převodu je nutná znalost vzorkovací frekvence, při měření byla použita vzorkovací frekvence 200 Hz a celkový počet vzorků signálu. Toho je docíleno použitím příkazu  $N=length(x)$ , kde  $x$  vyjadřuje vstupní signál, tvorba časové osy je poté uskutečněna pomocí příkazu  $osa=[1/fvz:1/fvz:N/fvz]$ . První část vyjadřuje první hodnotu signálu na ose  $x$ , prostřední část určuje krok, s jakým bude signál navzorkován a poslední část určuje poslední prvek osy  $x$ . Původní neupravený naměřený signál v celé své délce „Bipolárního svodu II“ jedné z měřených osob „před zátěží“ včetně časové osy je zobrazen na Obrázku (Obr. 18), včetně přiblížení.



Obr. 18: Původní signál v celém měřeném rozsahu, Bipolární svod II, před zátěží

### 6.2.1 Odstranění síťového rušení

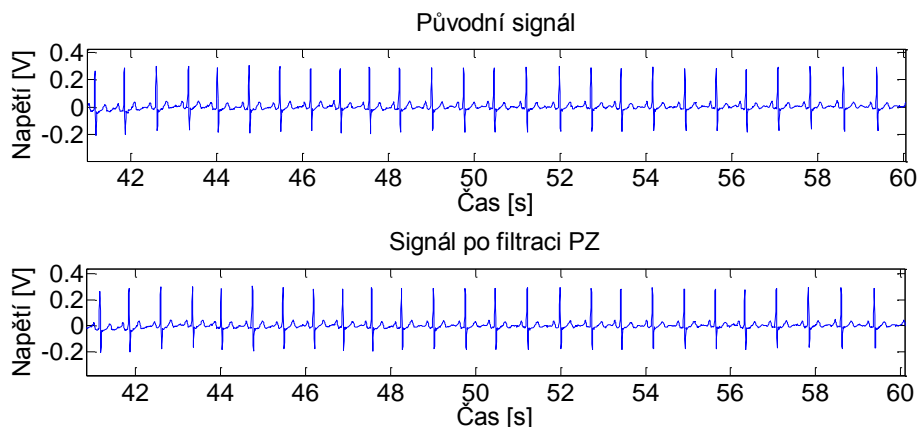
Tato funkce slouží k odstranění rušení ze sítě neboli tzv. „brumu“. Toto rušení se projevuje na frekvenci 50 Hz a k jeho odstranění je nutno signál filtrovat pomocí filtru typu pásmová zadrž. V této práci byl volen diskrétní lineární filtr FIR s konečnou impulsní charakteristikou.

Mezní hodnoty tohoto filtru jsou nastaveny na 48,5 Hz a 51,5 Hz. V prostředí Matlab je tento filtr realizován pomocí příkazu `fir1(N,wn,'stop')`, kde  $N$  vyjadřuje řád filtru – obvykle volený jako liché číslo,  $wn$  představuje pásmo filtrace (jde o normalizované hodnoty mezních frekvencí, jsou tedy v rozsahu 0-1, kde 1 odpovídá polovině vzorkovací frekvence – Nyquistově frekvenci) a „stop“ vyjadřuje typ filtru, tedy pásmovou zadrž. Všechny tyto parametry jsou uloženy do proměnné  $b$ , která reprezentuje nastavení filtru.

Samotná filtrace je provedena pomocí příkazu `filtfilt(b,a,x)`, (filtr s nulovou fází), kdy po filtraci nedojde k časovému zpoždění výstupního signálu (oproti standardní filtraci využitím např. funkce `filter`, kdy je zpoždění ve vzorcích rovno polovině nastaveného řádu filtru). Parametr `b` je návrh filtru, viz výše, a definuje, že jde o filtraci FIR filtrem a `x` představuje signál určený k filtraci. Na obrázku Obr. 19 (opět pro Bipolární Svod II, před zátěží stejné osoby jako Obr. 18, pro přehlednost je signál přiblížen, lze vidět původní signál spolu s vyfiltrovaným signálem. Z obrázku (Obr. 19) je patrné, že není vidět rozdíl mezi těmito signály, to je způsobeno tím, že samotný Biopac poměrně dobře filtruje síťové rušení. Ve spektrální oblasti, viz příslušná kapitola práce, je však rozdíl filtrovaného a nefiltrovaného signálu jasně vidět.

Realizace odstranění síťového rušení v prostředí Matlab.

```
wn=[2*48.5/fvz 2*51.5/fvz];
b=fir1(51,wn,'stop');
y=filtfilt(b,1,x);
```



Obr. 19: Původní signál spolu s filtrací síťového rušení (dole)

## 6.2.2 Odstranění pohybových artefaktů signálu

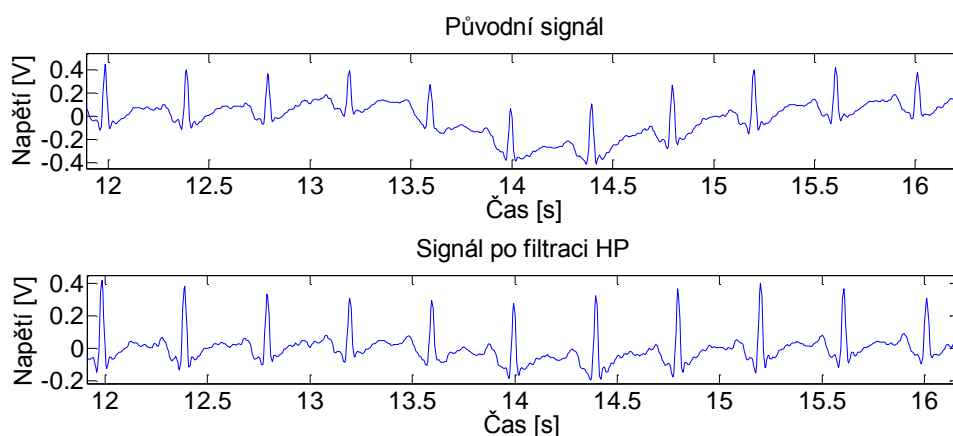
Tato filtrace slouží k odstranění pohybových artefaktů („plavání“) ze signálu, jako je například vliv dýchání, elektrochemické děje na rozhraní elektroda – kůže a pohyby měřené osoby. Toto plavání se projevuje jako kolísání nulové izoliny a ze signálu je odstraněno pomocí filtru typu horní propust, s mezní frekvencí 2 Hz.

Filtrace je obdobná filtraci k odstranění síťového rušení. Parametr `wn` a typ filtru je ‚high‘ tedy filtr typu horní propust.

Na obrázku (Obr. 20) lze tuto realizaci vidět opět pro Bipolární svod II jiné osoby po zátěži v grafickém provedení, pro lepší přehlednost byl signál přiblížen.

Realizace odstranění pohybových artefaktů v prostředí Matlab.

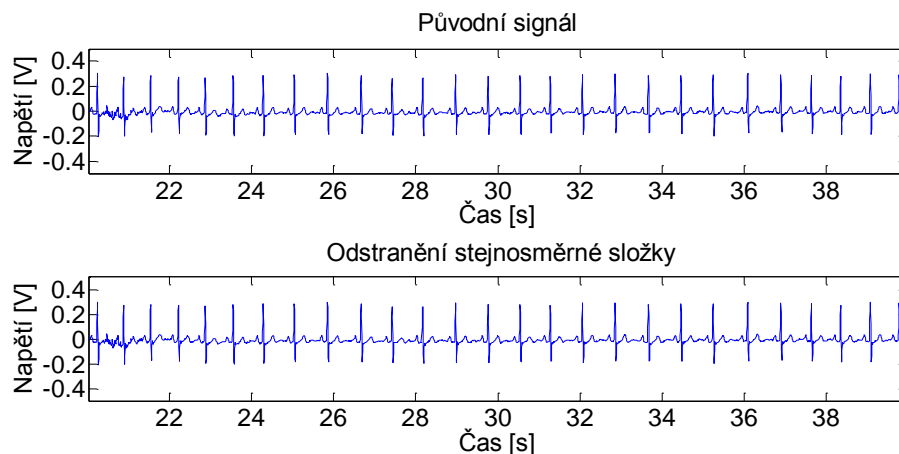
```
wn=2*2/fvz;  
b=fir1(51,wn,'high');  
y=filtfilt(b,1,x);
```



Obr. 20: Filtrace horní propustí spolu s původním signálem (nahore)

### 6.2.3 Odstranění stejnosměrné složky

Stejnosemřná složka se v signálu projevuje jako posun signálu po svislé ose a proto se filtrací izolované signálu srovná na nulu. V originální (časové) oblasti je odstranění provedeno tak, že se od každého vzorku odečte průměrná hodnota celého vektoru signálu. Na obrázku (Obr. 21) lze tuto realizaci vidět opět pro Bipolární svod II stejné osoby před zátěží stejně jako výše u síťového rušení a Obr. 18. Pro lepší přehlednost byl signál přiblížen. Jako v případě odstranění síťového rušení nejsou v časové oblasti patrné změny (i zde měly signály nízkou úroveň stejnosměrné složky), ve spektrální oblasti však je toto patrné, viz příslušná kapitola.



Obr. 21: Odstranění stejnosměrné složky s původním signálem (nahore)

## 6.2.4 Detekce QRS založená na filtraci signálu

Detektory QRS komplexů se uplatňují zejména u 24 hodinových (holterovských) záznamů. Existuje velké množství algoritmů pro detekci QRS komplexů [12]. Prvním z realizovaných detektorů je detektor založený na vhodné filtraci a prahování signálu ekg.

Na obrázku (Obr. 22) lze vidět blokové schéma detektoru, podle kterého detekce probíhá. Jednotlivé bloky detektoru jsou popsány níže.



Obr. 22: Blokové schéma detektoru založeného na filtraci

### Popis jednotlivých bloků schématu:

Filtr typu pásmová propust – měřený signál je nejprve filtrován filtrem typu pásmová propust s mezními frekvencemi 8 Hz a 25 Hz. Tímto filtrem odfiltrujeme ze signálu síťové rušení, stejnosměrnou složku a možné pohybové artefakty a informace o QRS zůstane zachována.

Realizace pásmové propusti v prostředí Matlab.

```
wn=[2*8/fvz 2*25/fvz];
b=fir1(51,wn);
y=filtfilt(b,1,x);
```

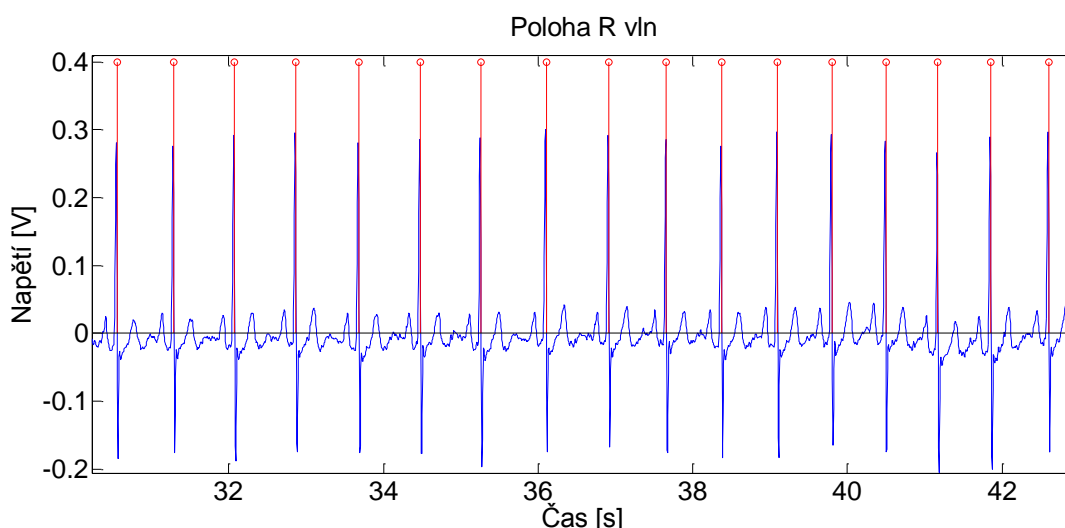
$()^2$  – umocnění signálu na druhou. Dojde tak ke zvýraznění komplexu QRS v signálu.

Filtr typu dolní propust – signál je filtrován filtrem typu dolní propust s mezní frekvencí 1 Hz. Tento filtr slouží k vytvoření tzv. obálky signálu a usnadňuje detekci.

Detekce překročení prahu – slouží k definování oblasti, ve které se vyskytuje komplex QRS. Bližší popis následuje:

1. Nastavení hodnoty prahu jako sedmina z maximální hodnoty signálu po filtraci dolní propustí. V grafickém rozhraní (viz kapitola 0) je pak uživateli umožněno tuto hodnotu prahu libovolně měnit.
2. Je sledováno první překročení prahu.
3. Jakmile dojde k překročení, hledá se první prvek, který bude pod zvolenou hodnotou prahu.
4. Následně je v oblasti kde došlo k překročení hodnoty prahu a následně ke klesnutí hodnoty pod práh hledáno maximum. Toto maximum odpovídá pozici hledané R vlny.
5. Nyní je opět sledováno první překročení hodnoty prahu, viz bod 2.

Na obrázku (Obr. 23) lze vidět měřený signál s již nadetekovanými QRS komplexy pro přehlednost přiblíženo.



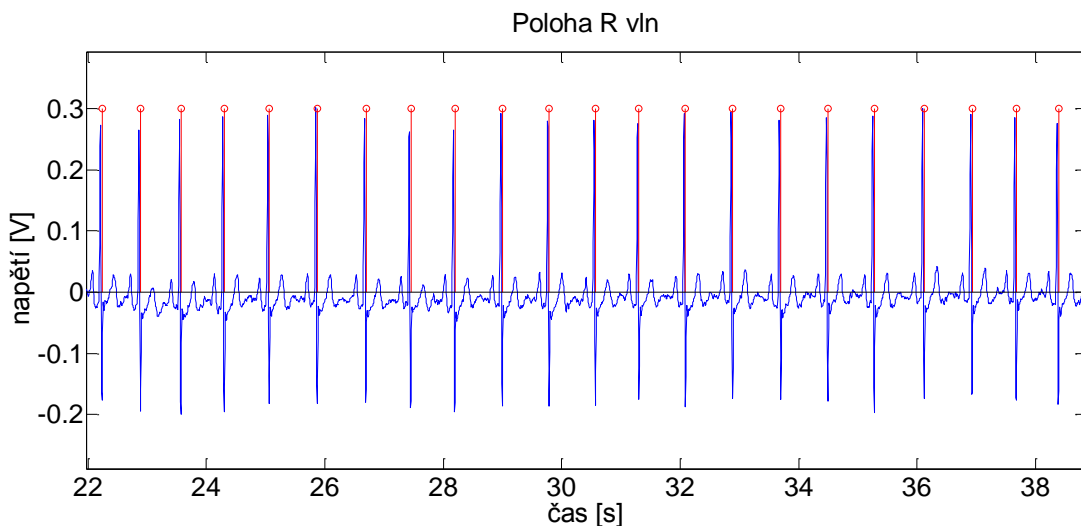
Obr. 23: Detekce komplexů QRS pomocí detektoru založeného na filtraci signálu

### 6.2.5 Detekce QRS založená na derivaci signálu

Druhý vytvořený detektor je založen na derivaci signálu ekg – jde o detekování prudké změny hodnot dvou sousedních vzorků ekg, která se očekává největší u QRS komplexu. Výhodou této metody je, že není ovlivněna pohybovými artefakty a poklesem signálu při měření. Tuto detekci lze vidět na obrázku (Obr. 24), opět přiblíženo. Byla použita první a druhá derivace, dle z [21]. Pro detekci QRS se vypočítá nový signál a to tak, že je proveden součet derivací v jejich určité lineární kombinaci, dle vzorce (17), viz níže.

$$z(n) = 1,3|y_1(n)| + 1,1|y_2(n)| \quad [21] \quad (17)$$

Vlastní detekce probíhá tak, že pokud vzorek signálu překročí práh a z následujících 8 vzorků 6 vzorků taktéž překročí práh, byl nedetekován QRS komplex [22]. Práh pro detekci byl nastaven jako dvacetina maximální hodnoty derivovaného signálu. Ve vytvořeném grafickém rozhraní (kapitola 7) může uživatel sám nastavovat hodnotu

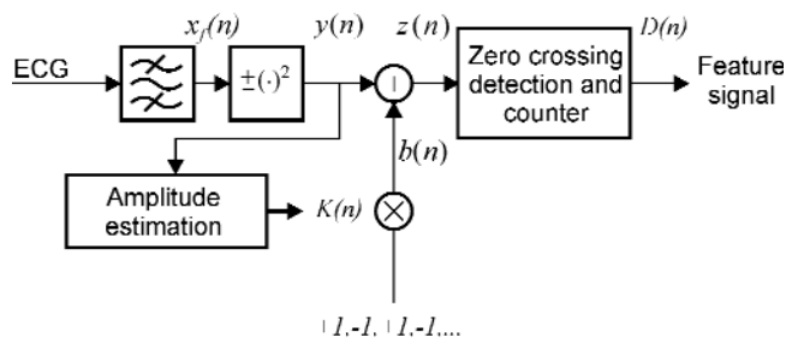


Obr. 24: Detekce komplexu QRS pomocí detektoru založeného na derivaci signálu

prahu.

### 6.2.6 Detekce QRS založená na průchodu nulou

Tento detektor byl navržen dle literatury [17]. Postup zpracování a vlastní detekce dle tohoto obrázku (Obr. 25) je popsán dále, zjednodušeně jde o vhodnou filtraci signálu, jeho umocnění se zachováním znaménka, přičtení vhodné vysokofrekvenční složky a konečnou detekci pomocí počítání průchodu nulou.



Obr. 25: Blokové schéma detektoru založeného na průchodu nulou [17]

### Postup detekce

Signál je vyfiltrován filtrem typu pásmová propust stejně jako v případě detektoru založeného na filtracích, viz kapitola 6.2.4. Touto filtrací se mimo jiné odstraní stejnosměrná složka, signál bude mít nulovou izolinii a to je vhodné pro počítání průchodu nulou.

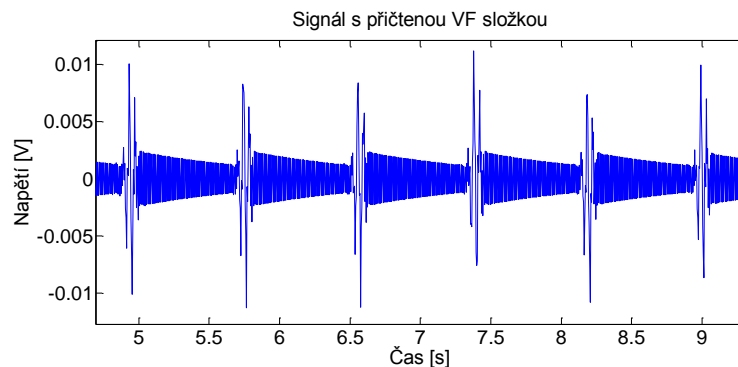
Poté je signál umocněn, aby došlo ke zvýraznění komplexů QRS. Umocnění je provedeno se zachováním znaménka, tedy záporné části signálu budou i po umocnění záporné. V prostředí matlab je umocnění provedeno v souladu s [17] pomocí příkazu  $y1(j) = \text{sign}(y(j)) * y(j)^2$ , kde funkce  $\text{sign}$  zanechává původní znaménko.

Následně je vytvořena vhodná vysokofrekvenční složka, která je k filtrovanému a umocněnému signálu přičtena. Ve výsledném signálu musí být stále patrný QRS oblasti, pokud by byla vysokofrekvenční složka s příliš velkou amplitudou, QRS by zanikly a nebylo by možno průchody nulou počítat. Takto upravený signál je využit v další fázi návrhu detektoru podle vzorce (18) z literatury [17] viz níže. Signál s už přičtenou vysokofrekvenční složkou lze vidět na obrázku (Obr. 26). V literatuře je signál zobrazován tak, jak je znázorněno na obrázku (Obr. 27).

Vzorec pro přičtení vysokofrekvenční složky

$$b(n) = (-1)^n \cdot \lambda_K K(n-1) + (1 - \lambda_K) |y(n)| \cdot c \quad [17] \quad (18)$$

Kde  $K$  představuje výslednou amplitudu,  $y$  je upravený vstupní signál,  $\lambda$  je faktor zapomínání a  $c$  je konstanta zisku, jejíž změna nejvíce ovlivňovala detekční účinnost na naměřených datech, proto její hodnotu může uživatel sám nastavovat ve vytvořeném grafickém rozhraní, viz kapitola 0. Člen  $(-1)^n$  vytvoří právě průchody nulou. Byla volena konstanta  $c = 4$  a  $\lambda_K = 0,995$ .



Obr. 26: Signál s přičtenou VF složkou



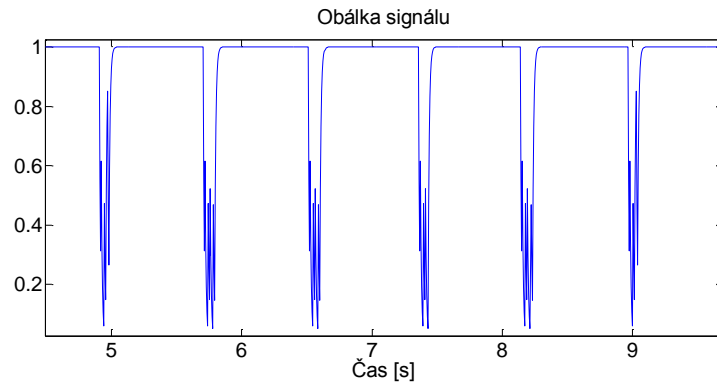
Obr. 27: Signál s přičtenou VF složkou [17]

V další fázi detekce, pracuje detektor dle vzorce (19), viz níže.

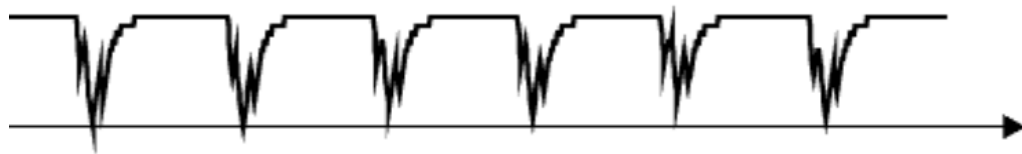
$$d(n) = \left| \frac{\text{sign}[z(n)] - [\text{sign}(n-1)]}{2} \right| [17] \quad (19)$$

Kde  $d$  představuje vektor hodnot a  $z$  je upravený vstupní signál.

Jde vlastně o porovnání znamének dvou po sobě jdoucích vzorků. Mají – li po sobě jdoucí vzorky jiná znaménka (oscilují kolem nuly, není předpoklad QRS komplexu), přiřadí se pozicím těchto vzorků hodnota jedné. Mají – li naopak vzorky jdoucí za sebou stejná znaménka (neprochází nulou, možný výskyt QRS), přiřadí se pozicím těchto vzorků hodnota nula. Dále se z tohoto signálu  $d(n)$  vytvoří obálka signálu, prakticky filtrace filtrem typu dolní propust. Grafické znázornění tohoto kroku je uvedeno na obrázku (Obr. 28). Literatura tento krok zobrazuje tak, jak jej lze vidět na obrázku (Obr. 29).

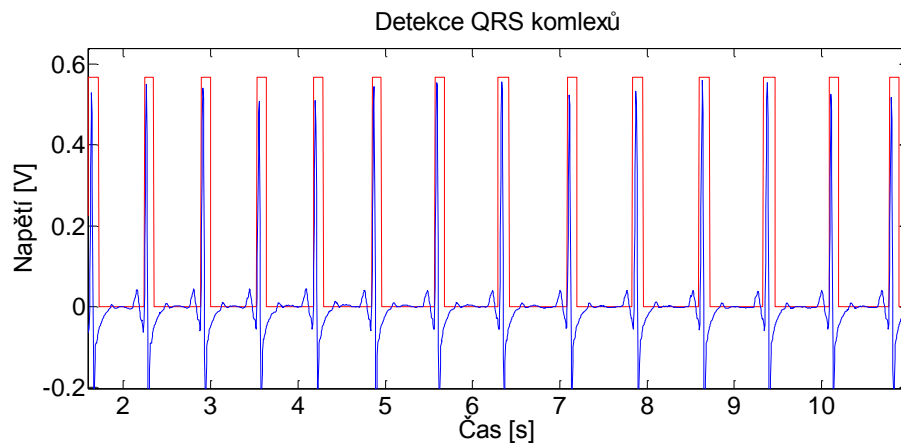


Obr. 28: Obálka signálu



Obr. 29: Obálka signálu [17]

Nyní bylo potřeba nastavit detekční práh signálu z (Obr. 28). Literatura [17] nabízí poměrně složité adaptivní prahování, avšak vzhledem ke zde naměřeným datům byl volen pevný práh, který naprosto dostačoval. Obrázek (Obr. 30) opět ukazuje výsledek po prahování a na obrázku (Obr. 31) je zobrazena ukázka výsledku z literatury.

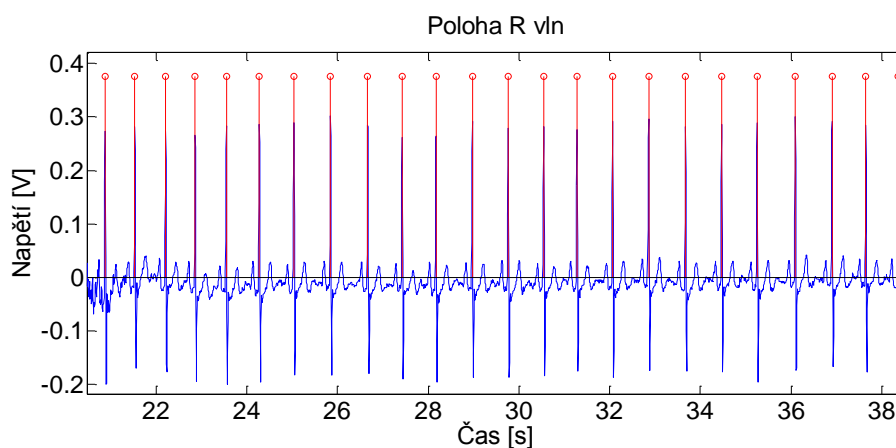


Obr. 30: Detekce průchodu nulou



Obr. 31: Detekce QRS komplexů [17]

Jak je vidět z výše uvedeného obrázku (Obr. 30), komplex QRS se nachází uvnitř červené oblasti. Nyní je potřeba ošetřit možné mnohonásobné detekce, kdy práh nebyl volen správně. Jde o sloučení nefyziologicky krátkých oblastí s QRS. Poté stačí z nadetekovaných oblastí (červeně v Obr. 30) vybrat vždy maximum a to je kýžená pozice R vlny, viz Obr. 32.



Obr. 32: Detekce komplexů QRS pomocí detektoru založeného na průchodu nulou

### 6.2.7 Vyhodnocení úspěšnosti detektorů

Porovnání detekčních účinností bylo provedeno pomocí senzitivity a pozitivní prediktivity. Senzitivita je vypočtena pomocí vzorce (20), zobrazeného níže.

$$Sens = \frac{TP}{TP + FN} \quad (20)$$

kde  $TP$  je počet správně detekovaných výskytů QRS komplexu,  $FN$  je počet detekcí, které detektor měl označit a neoznačil.

Hodnota pozitivní prediktivity je vypočtena podle vzorce, který je uvedený níže.

$$P^+ = \frac{TP}{TP + FP} \quad (21)$$

kde *FP* je počet detekcí, jež detektor označil, ale v záznamu nebyly.

Tabulka (Tab. 17) ukazuje výsledky na měřených datech. Vyhodnocení úspěšnosti bylo provedeno pro všechny detektory navržené v této práci. Z časových důvodů při vyhodnocování jednotlivých složek senzitivity a pozitivní prediktivity se vyhodnocení vztahuje jen pro data v práci naměřená. Hodnoceno tedy bylo 11 osob před a po zátěži, pro šest svodů ze záznamu dlouhých 2 minuty. Hodnocení bylo provedeno pro každou osobu před a po zátěži a to pro všechny svody kromě svodu aVL, kdy byl signál vzhledem k artefaktům a úrovni šumu mnohdy nepoužitelný. Je to způsobeno značnými pohybovými artefakty po zátěži a špatným umístěním měřících elektrod, kdy při dopočítávání svodu aVL z měřených došlo k redukci užitečné složky. Hodnota TP = 25 513 viz tabulka (Tab. 17) udává, že u všech osob před a po zátěži pro všechny svody detektor založený na filtraci správně označil 25 513 pozic QRS komplexů.

Tab. 17: Tabulka vyhodnocení úspěšnosti detektorů

Detekce filtrací		Detekce derivací		Detekce průchodem nulou	
Celkem TP [-]	25513	Celkem TP [-]	25516	Celkem TP [-]	25499
Celkem FP [-]	0	Celkem FP [-]	14	Celkem FP [-]	22
Celkem FN [-]	11	Celkem FN [-]	8	Celkem FN [-]	25
<b>Senzitivita [%]</b>	<b>99.96</b>	<b>Senzitivita [%]</b>	<b>99.97</b>	<b>Senzitivita [%]</b>	<b>99.90</b>
<b>Prediktivita [%]</b>	<b>100.00</b>	<b>Prediktivita [%]</b>	<b>99.95</b>	<b>Prediktivita [%]</b>	<b>99.91</b>

Z tabulky (Tab. 17) lze usuzovat, že největší detekční účinnost má detektor založený na filtraci. Ve skutečnosti by měly mít druhé dva detektory větší účinnost (sofistikovanější algoritmy), tento výsledek mohl vzniknout proto, že detektor založený na filtraci signálu ze začátku vykazoval největší detekční chyby a proto mu byla věnována největší pozornost při programování. Proto byl tento detektor použit i pro analýzy variability srdeční frekvence, viz níže. Celkové výsledky vykazují vysokou detekční účinnost všech detektorů, nabízí se podrobení testování těchto detektorů na větším souboru dat (například databáze ekg signálů), z časového hlediska však toto realizováno nebylo. Pro naměřená data v této práci však detekují s vysokou účinností a je třeba si uvědomit, že to platí i po zátěži, kdy jsou artefakty mnohem výraznější.

### 6.2.8 Automatická detekce tepové frekvence

Jde vlastně o nadetekování QRS komplexů pomocí daného detektoru, které jsou vztaheny pouze na jednu minutu. Je to tedy počet detekovaných R vln za jednu minutu. Více o výstupu této funkce viz kapitola 7, grafické rozhraní.

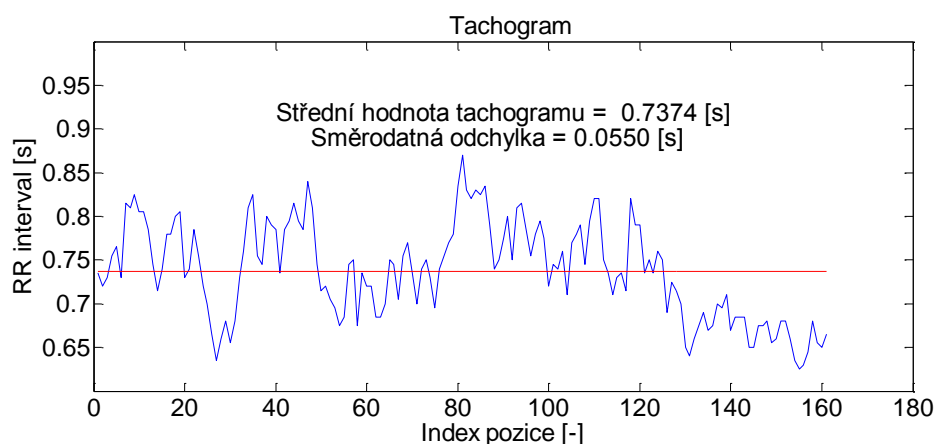
## 6.2.9 Analýza variability srdeční frekvence v časové oblasti – tachogram

Nervový systém řídí odpověď na vnitřní a vnější reakce organismu, obzvláště pak sympatikus a parasympatikus. Nejsou-li tyto tony v rovnováze, může dojít k nemocem organismu. Činnost nervového systému lze díky rychle se vyvíjejícím technologiím vyšetřovat pomocí analýzy variability srdeční frekvence (HRV analýzy). Kvalitního hodnocení HRV se podle dosavadních zkušeností dosáhlo při analýzách prováděných na dlouhodobých elektrokardiografických záznamech. Tyto analýzy lze rozdělit do dvou skupin a to na analýzy prováděné v časové oblasti a na analýzy prováděné ve frekvenční oblasti. Tato práce se zabývá jedním typem analýzy pro každou skupinu.

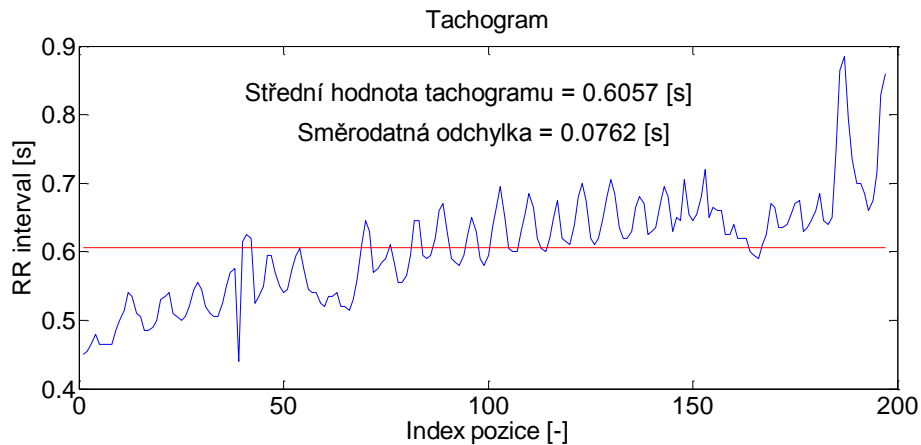
Je nutno si uvědomit, že v klinické praxi se pro analýzy variability srdeční frekvence používají dlouhodobé (Holterovské) záznamy. Data naměřená v práci jsou krátkodobá, avšak pro účely ilustrace metod jsou data dostačující.

Tachogram je metoda sloužící k hodnocení variability srdeční frekvence v časové oblasti. Tachogram je závislost trvání RR intervalů na indexu detekovaných QRS komplexů a ukazuje časovou variabilitu doby mezi stahy srdce v průběhu měření

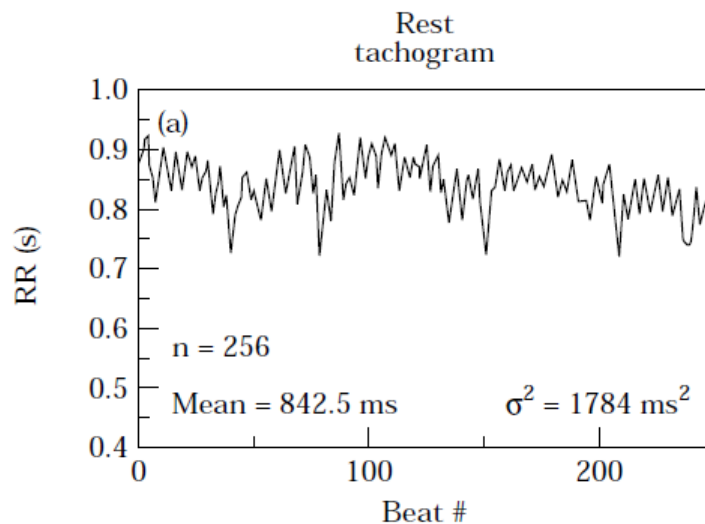
Pro výpočet tachogramu byla jako výchozí funkce využita detekce QRS komplexů založená na filtraci, neboť vykazoval lepší účinnost detekce než zbylé dva detektory zejména v pozitivní prediktivitě. Informace o polohách komplexů QRS jsou převedeny na vzdálenosti sousedních R vln. Tato analýza také počítá střední hodnotu vzdálenosti R vln a směrodatnou odchylku tachogramu. Tachogram před zátěží je znázorněný na obrázku (Obr. 33), obrázek (Obr. 34) reprezentuje tachogram po zátěži, kde je jasně patrné postupné uklidňování osoby. Pro srovnání je na obrázku (Obr. 35) uveden tachogram z praxe.



Obr. 33: Tachogram před zátěží



Obr. 34: Tachogram po zátěži



Obr. 35: Tachogram před zátěží z praxe [18]

### 6.3 Vytvořené funkce a zobrazení jejich výstupů ve frekvenční oblasti

Zobrazení signálu ve spektrální oblasti přináší další informace k analýze, které nejsou při časových zobrazeních patrné. Zde byla použita diskrétní rychlá Fourierova transformace (méně náročný algoritmus výpočtu) pro převod signálu do spektrální oblasti.

Princip této transformace je rozklad signálu na harmonické složky, funkce sinus a kosinus, s různými frekvencemi a amplitudami. Obecně je signál ve spektrální oblasti

složen z komplexních hodnot, zobrazováno bylo amplitudové spektrum (modul signálu spektra), kde na vodorovné ose jsou právě hodnoty frekvencí harmonických funkcí a na svislé ose jsou pak jejich amplitudy. Spektra jsou souměrná podle poloviny vzorkovacího kmitočtu (vzorkovací teorém je zde splněn - užitečná složka signálu ekg je obecně do 40Hz, a vzorkování bylo 200Hz – tedy s dostatečnou rezervou, viz obrázky níže) a jsou zobrazena dle standardu do poloviny vzorkovacího kmitočtu. Pro převod zpět do časové oblasti lze využít inverzní Fourierovu transformaci. Pro přehlednost zobrazení spektra a zejména pro srovnání s literaturou (u HRV spekter viz níže) jsou diskrétní spektrální čáry spektra zobrazeny spojitou linkou (spojením bodů spektra).

### 6.3.1 Odstranění stejnosměrné složky

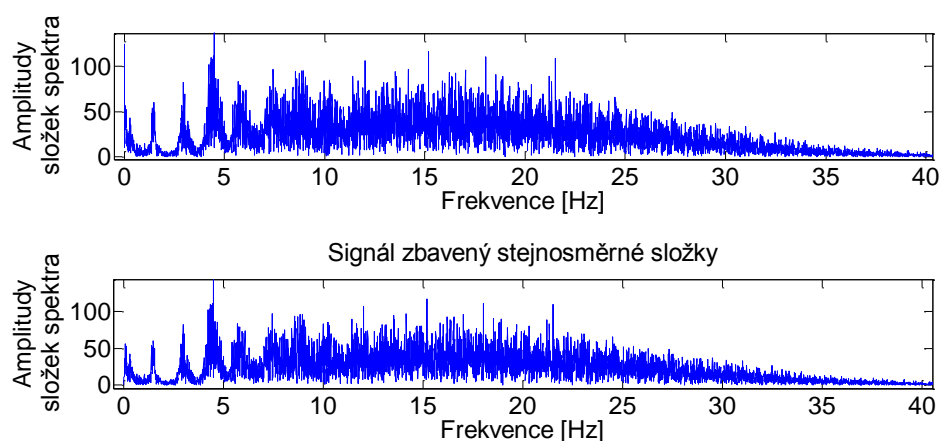
Stejnosemřná složka je v amplitudovém spektru zastoupena harmonickou složkou o nulové frekvenci, jde o první vzorek. Proto je signál nejprve převeden do spektrálního zobrazení a zde je pomocí příkazu  $x(1)=0$  vynulován první vzorek spektra (nulová frekvence).

Realizace odstranění ss složky v Matlabu

```
X=fft(x);
```

```
X(1)=0;
```

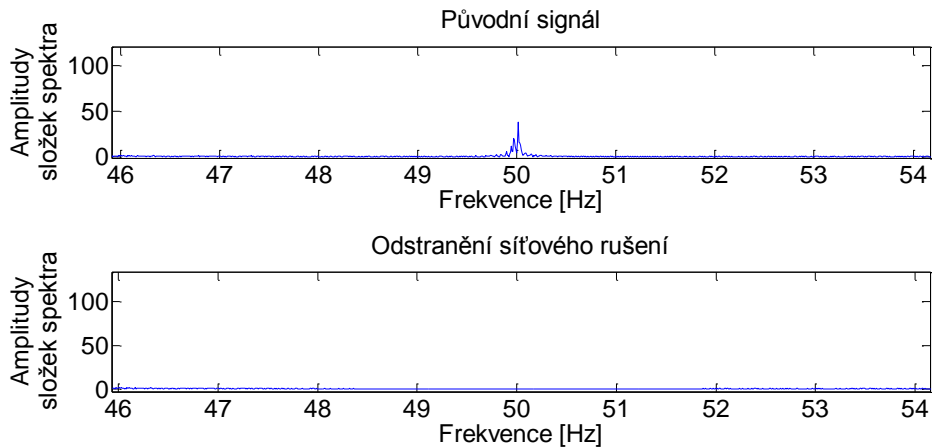
Vykreslení je na obrázku (Obr. 36) provedeno ve frekvenční oblasti, opět pro Bipolární svod II, stejné osoby před zátěží stejně jak tomu bylo u odstranění stejnosměrné složky v časové oblasti, pro přehlednost je obrázek přilbážen.



Obr. 36: Odstranění stejnosměrné složky spolu s původním signálem (nahore)

### 6.3.2 Odstranění síťového rušení

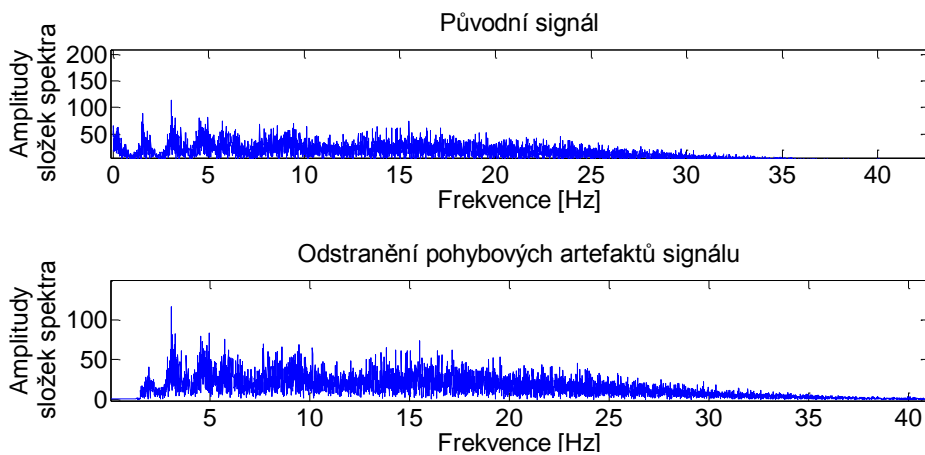
Odstranění síťového rušení ve frekvenční oblasti je provedeno stejným typem filtrace, jaká je popsána u odstranění síťového rušení v časové oblasti viz kapitola 6.2.1. Rozdíl spočívá ve způsobu vykreslení této filtrace, zde je po provedení filtrace vyfiltrovaný signál převedený do frekvenční oblasti, konkrétně do amplitudového spektra příkazem  $y2=abs(fft(y))$ ; , jak je znázorněno na obrázku (Obr. 37), pro přehlednost opět přiblížen.



Obr. 37: Odstranění síťového rušení ve spektrální oblasti spolu s původním signálem (nahore)

### 6.3.3 Odstranění pohybových artefaktů signálu

Odstranění plavání je provedeno stejným způsobem jako v časové oblasti. I zde je rozdíl pouze ve způsobu vykreslení, kdy zde je vyfiltrovaný signál převeden do frekvenční oblasti stejně jako v kapitole odstranění síťového rušení. Takto upravený signál lze vidět na obrázku (Obr. 38), pro přehlednost je obrázek přiblížen.



Obr. 38: Odstranění plavání ve frekvenční oblasti

### 6.3.4 Analýza variability srdeční frekvence ve frekvenční oblasti – HRV spektrum

V časových analýzách je hodnocení srdeční variability uskutečněno pomocí tachogramu viz kapitola 6.2.9, ve frekvenční oblasti je toto hodnocení realizované pomocí Fourierovy transformace a zobrazení PSD spekter tzv. HRV spekter. Pro tento typ hodnocení je důležité že sympatikus a parasympatikus pracují s jinou frekvencí, proto je možné rozlišit tři hlavní spektrální komponenty. [18, 19]

- VLF (Velmi nízká frekvence) – frekvence v rozsahu 0 až 0,04 Hz, původ není zcela jasný, ale příkládá se termoregulačním mechanismům.
- LF (Nízká frekvence) – frekvence v rozmezí 0,04 až 0,15 Hz, oblast je ovlivněna činností sympatiku.
- VF (Vysoká frekvence) – frekvence v rozmezí 0,15 až 0,4 Hz, oblast je ovlivněna činností parasympatiku.

Odhad výkonového HRV spektra (tedy odhad výkonové spektrální hustoty) znázorňuje grafické rozdělení uvedených tří oblastí frekvencí (VLF, LF a VF). Zde je na místě opět připomenout, že v lékařské praxi jsou diskrétní spektrální čáry spektra zobrazeny spojitou linkou, viz [18,19]. V této práci je tedy dodržen stejný způsob zobrazení jako v literatuře. Právě součet hodnot spektrálních čar (z lékařského pohledu tedy plocha pod křivkou HRV) v těchto frekvenčních pásmech je pro lékařskou diagnostiku stěžejní, například poměr LF/HF, tedy poměr aktivity sympatiku a parasympatiku, jehož hodnota slouží například jako ukazatel hypertenzních pacientů [19].

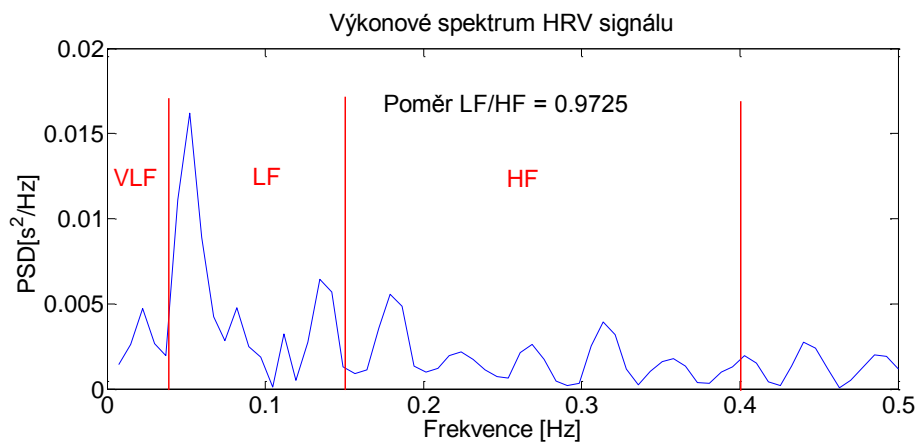
Analýza HRV spektra (jde prakticky o odhad výkonového spektra) vychází ze signálu pro tachogram, kde se jako vzorkovací frekvence uvádí 1 Hz, neboť vzorky tachogramu jsou indexy s krokem jedna. Proto je HRV spektrum zobrazeno do 0,5 Hz, tedy do poloviny vzorkovací frekvence.

Náhodné signály naměřeny v rámci této práce jsou krátké a nelze je rozdělit na více dostatečně dlouhých realizací, proto je výkonové spektrum realizováno pouze pro jednu realizaci, jde tedy o výpočet spektra pomocí periodogramu jednoho úseku signálu a to využitím Hannova okna, PSD Hann. Signál je násoben Hannovým oknem, poté převeden do amplitudové oblasti, kde se jednotlivé vzorky umocní na druhou a výsledek podělí počtem vzorků. Realizace výpočtu v prostředí Matlab je uvedena níže.

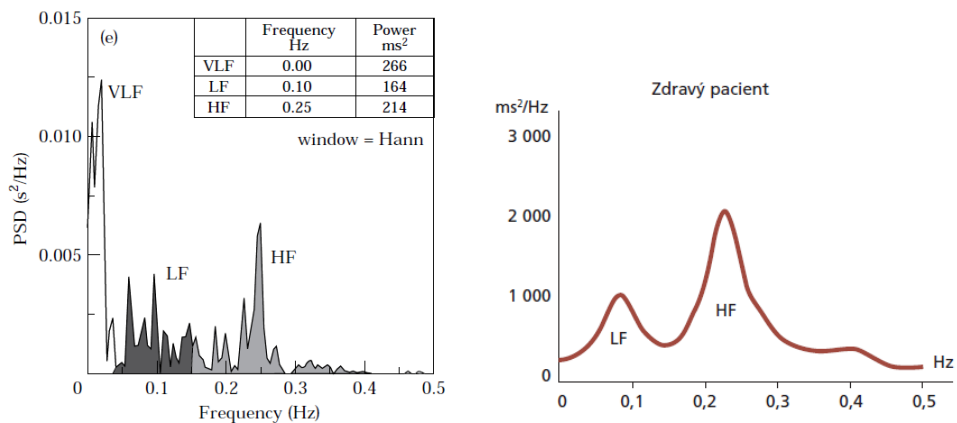
Realizace odhadu výkonového spektra metodou periodogramu z jedné realizace signálu v prostředí Matlab.

```
M=length(signal);
z=abs(fft(hann(M)'.*signal(1:M)));
vykon=(z.^2)/M;
```

Na obrázku (Obr. 39) je ilustrace odhadu výkonového spektra metodou periodogramu z jedné realizace signálu spolu se zobrazenými diagnosticky významnými frekvenčními oblastmi a uvedením poměru LF/HF. Pro srovnání jsou na obrázku (Obr. 40) uvedeny HRV spektra z praxe.



Obr. 39: HRV spektrum

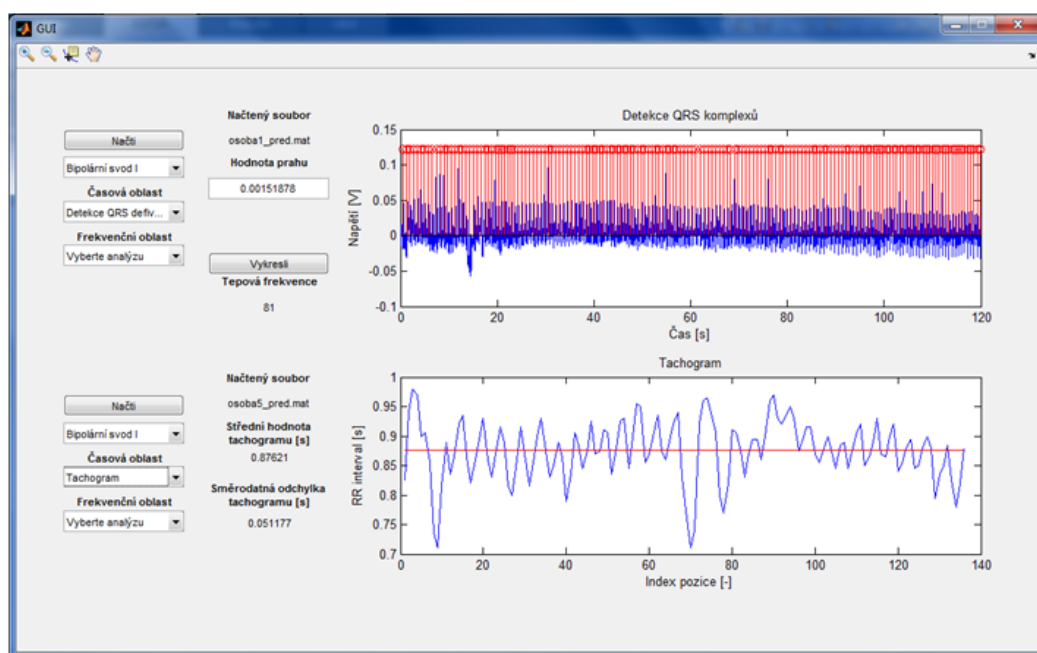


Obr. 40: HRV spektra z praxe [18,19]

## 7 GRAFICKÉ ROZHŘANÍ GUIDE

Toto rozhraní poskytuje uživateli jednoduchou a intuitivní práci s navrženými analýzami a vytvořenými funkcemi v kapitole 6. Vytvořené rozhraní se skládá ze dvou částí – grafické (přípona fig) a programové (klasické m – soubory).

Program se spustí příkazem GUI (spouštěcí m – file GUI.m) a zobrazí se úvodní okno, viz obrázek (Obr. 41) zde pro ilustraci již s vybranými analýzami. Program je rozdělen na dva shodné bloky, hlavní část a srovnávací část. Je tedy možné pro jednu osobu vyhodnotit analýzu před a po zátěži a posoudit zda se na datech projevil vliv zátěže, nebo pro jednu osobu zobrazit dvě různé analýzy (např. jednu časovou a jednu frekvenční) a získat tak vyšší diagnostickou hodnotu, nebo lze například srovnávat analýzy pro dvě osoby zároveň.

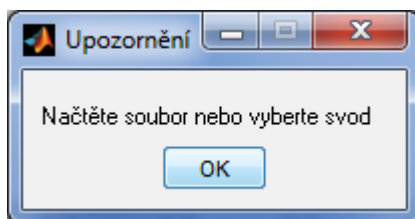


Obr. 41: Úvodní okno

Po kliknutí na tlačítko „Načti“ se uživateli otevře standardní nabídka výběru souboru. Lze vybrat pouze soubor s příponou mat. Uživatel si ve složce s naměřenými daty (mat fily značené anonymně jako osoba + číslo + před/po zátěži, každý mat file obsahuje 7 svodů ekg) některé měření konkrétní osoby načte. Po vybrání dat program uživatele informuje, že data byla načtena a vypíše název souboru, který uživatel vybral. Nyní uživatel zadá, pro jaký svod chce analýzy provést. Svod může být vybrán jen tehdy, je – li načtený signál, pokud uživatel signál nenačetl, program uživatele upozorní, že má nejprve načíst signál.

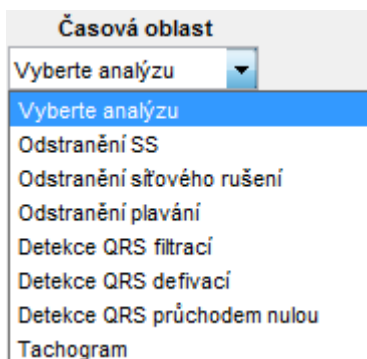
Po vybrání svodu se tedy zobrazí původní signál tohoto svodu v časové oblasti. Analýzy si uživatel vybírá ze dvou oblastí a to z časové oblasti (Obr. 43) a z frekvenční oblasti (Obr. 43).

Tyto analýzy jdou spustit tehdy, pokud byl načtený signál a vybrán svod, pokud tak učiněno nebylo, upozorní o tom program uživatele dialogovým oknem, viz obrázek (Obr. 42)

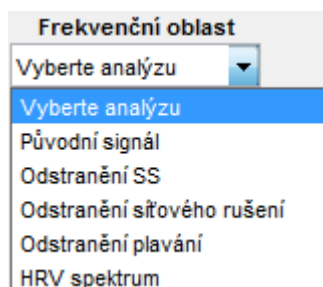


Obr. 42: Dialogové okno upozornění

Vybrané analýzy se jsou zobrazovány do pole axes, které pro každou analýzu nastaví požadované rozmezí os. Přehled nabídky analýz v časové oblasti uvádí Obr. 43. Přehled nabídky analýz ve frekvenční oblasti uvádí Obr. 44. Při výběru detekce QRS komplexů je do grafického rozhraní vypsána hodnota použitého prahu. Tuto hodnotu může uživatel změnit a po stisku tlačítka „Vykreslit“ je provedena detekce s hodnotou prahu nastavenou uživatelem. Program taktéž vypíše hodnotu tepové frekvence pro jednotlivé detektory. Tepová frekvence je počítaná automaticky. Nechá – li si uživatel vykreslit „HRV spektrum“, program automaticky vypíše poměr LF/HF a u analýzy „Tachogram“ program taktéž automaticky vypíše střední hodnotu tachogramu a směrodatnou odchylku tachogramu. Pro lepší pozorování signálu jsou do programu implementovány položky „Zoom in“ a „Zoom out“ sloužící k přiblížení a oddálení signálu a „Data kurzor“ sloužící k určení pozice vzorku signálu.



Obr. 43: Časové analýzy



Obr. 44: Frekvenční analýzy

# ZÁVĚR

Jedním z cílů práce bylo seznámit se s anatomií a fyziologií srdce literaturou potřebnou k měření dat a výsledků, jejich následnému statistickému zpracování v programech Excel a Statistica .

V první části práce je uveden teoretický rozbor práce. Ten se zabývá anatomií a fyziologií srdce, elektrickou aktivitou srdce až k metodám snímání této aktivity z povrchu těla. Teoretický rozbor je uzavřen kapitolou věnovanou krevnímu tlaku a způsobu jeho měření.

Realizace měření spočívala v navrhnutí protokolu měření, podle kterého se změřilo ekg před a po zátěži, krevní tlak před a po zátěži a tepová frekvence před a po zátěži. Jasně definovaná úroveň zátěže byla realizována šlapáním na rotopedu. Měření byl vždy přítomen lékař. Celkem bylo měřeno 11 osob, které se sportu věnují rekreačně ve svém volném čase. Z takto naměřených dat byly vybrány parametry, u kterých je předpoklad, že budou na zátěž reagovat.

Další kapitola byla věnována statistickému zhodnocení vybraných parametrů. Byly vybrány tyto parametry: délka RR intervalu, „napětí špička – špička“ QRS komplexu, doba trvání vlny P, systolický krevní tlak a diastolický krevní tlak. Jelikož nebyl předpoklad o rozdělení dat, byla tyto data testována neparametrickým testem, konkrétně Wilcoxonovým párovým testem. Pro všechny parametry kromě diastolického krevního tlaku byl prokázán vliv zátěže  $p (<0,05)$ . To ovšem neznamená, že u diastolického krevního tlaku neexistuje vliv zátěže, je možné, že nebyla dostatečná síla testu k jeho potvrzení, bližší úvahy o tomto výsledku uvádí příslušná statistická kapitola práce. Protože lze u některých parametrů předpokládat normalitu rozdělení dat v populaci, byly tyto parametry podrobeny i parametrickému testu, konkrétně Studentovu  $t$  – testu. Tento test byl proveden pro parametry délka RR intervalu, systolický krevní tlak a diastolický krevní tlak. Jelikož tento test předpokládá normalitu dat, byla normalita nejprve ověřena pomocí Kolmogorovova – Smirnovova testu. Pro všechny vybrané parametry byla prokázána normalita dat. Samotný parametrický test potvrdil výsledky Wilcoxonova nepárového testu (opět  $p (<0,05)$ ). Pro zvýšení výpovědní hodnoty byl výběrový soubor 11 měřených osob zvýšen z knihovny ústavu na 35 měřených jedinců podle ekvivalentního protokolu. Všechny testy (parametrické i neparametrické) potvrdily předchozí výsledky. Srovnáním výsledků dosažených při použití neparametrického testu a parametrického testu je zřejmé, že pro všechny sledované parametry byly dosaženy stejné výsledky. Z hlediska požadavků zadání tak byl ověřen vliv zátěže na vybrané parametry kardiovaskulárního systému.

Další část práce se zabývala analýzou naměřených dat v prostředí Matlab. Byly vytvořeny funkce pro časovou a frekvenční analýzu signálů. Do analýz v časové oblasti patří odstranění stejnosměrné složky, odstranění síťového rušení, odstranění pohybových artefaktů, návrh detektorů QRS komplexů spolu s automatickou detekcí tepové frekvence a variabilitu srdeční frekvence v časové oblasti – tachogram. Analýzy ve frekvenční oblasti zahrnují taktéž odstranění stejnosměrné složky, odstranění síťového rušení, odstranění pohybových artefaktů a vyhodnocení variability srdeční frekvence ve frekvenční oblasti – HRV spektrum. Byly realizovány tři detektory QRS (detektor založený na filtraci signálu, detektor založený na derivaci signálu, detektor založený na průchodu nulou). Jejich detekční účinnost byla zjišťována na měřených datech pomocí senzitivity a pozitivní prediktivity. Všechny detektory dosáhly poměrně vysokých hodnot detekční úspěšnosti na měřených datech. Pozitivní je fakt, že dobře fungovaly i u signálů po zátěži.

Poslední část práce je věnována návrhu grafického rozhraní GUIDE. Toto rozhraní umožňuje uživateli jednoduchou a intuitivní práci a jednotlivými analýzami. Rozhraní je navrženo tak, aby bylo možno srovnávat vždy dvě analýzy, například před a po zátěži, různý typ analýzy (časovou a frekvenční, dvě různé časové atd.) anebo dvě různé měřené osoby.

# LITERATURA

- [1] HONZÍKOVÁ, Nataša. Biologie člověka. Brno, 2003.
- [2] JELÍNEK, Jan a Vladimír ZICHÁČEK. Biologie pro gymnázia: (teoretická a praktická část). 9. vyd. Olomouc: Nakladatelství Olomouc, 2007, 575 s., [92] s. barev. obr. příl. ISBN 978-80-7182-213-4.
- [3] ROKYTA, Richard. Fyziologie: pro bakalářská studia v medicíně, přírodovědných a tělovýchovných oborech. 1. vyd. Praha: ISV nakladatelství, 2000, 359 s. ISBN 80-858-6645-5.
- [4] TROJAN A KOLEKTIV. Fyziologie: Učebnice pro lékařské fakulty. 1. vyd. Praha: Avicentrum, 1987.
- [5] ŠTĚPÁNOVÁ, Gabriela. Lékařské přístroje [online]. [cit. 2013-11-28].
- [6] Metrimpex Praha, s.r.o. [online]. 2013 [cit. 2013-11-128].
- [7] Wikiskripta: Laminární proudění. [online]. [cit. 2013-12-12]. Dostupné z: [http://www.wikiskripta.eu/images/b/ba/Laminarni\\_proudeni.gif](http://www.wikiskripta.eu/images/b/ba/Laminarni_proudeni.gif)
- [8] Wikiskripta: Turbulentní proudění. [online]. [cit. 2013-12-12]. Dostupné [http://www.wikiskripta.eu/images/c/c0/Turbulentni\\_proudeni.JPG](http://www.wikiskripta.eu/images/c/c0/Turbulentni_proudeni.JPG)
- [9] Vnitřní lékařství: kardiologie: neinvazivní vyšetřovací metody [online]. 28.10.2005 [cit. 2013-12-12].
- [10] CHMELARŤ, Milan. Lékařská přístrojová technika I. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 1995, 192 s. ISBN 80-858-6763-X.
- [11] ROZMAN, Jiří. Elektronické přístroje v lékařství. Vyd. 1. Praha: Academia, 2006, 406 s., xxiv s. barev. obr. příl. Česká matice technická (Academia). ISBN 80-200-1308-3.
- [12] Velký lékařský slovník On-Line [online]. 2008 [cit. 2013-12-12].
- [13] BAŠTINEC, Jaromír, Břetislav FAJMON a Jan KOLÁČEK. Pravděpodobnost, statistika a operační výzkum.
- [14] App109: Biopac manual. [online]. [cit. 2013-11-26].
- [15] TOMÁŠKOVÁ, Hana. Základy biostatistiky. Vyd. 1. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Zdravotně sociální fakulta, 2007, 103 s. ISBN 978-80-7368-464-8.
- [16] Empirická distribuční funkce. Univerzitní e-learningový systém: E-learning [online]. [cit. 2014-01-02].
- [17] KOHLER, B.U. et.al.: QRS Detection Using Zero Crossing Counts. *Progress in Biomedical Research*. 2003, roč. 8, č. 3, s. 138-145.

- [18] MALIK, M. et al.: Heart rate variability: Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. *European Heart Journal*. 1996, roč. 17, č. 3, s. 354-381.
- [19] FRÁŇA, Petr. Hodnocení variability srdeční frekvence, její klinický význam a možnosti ovlivnění. *Farmakoterapeutické postupy*. roč. 2005, č. 4, s. 375-377.
- [20] BIOPAC SYSTEMS, Inc. *MP System Hardware Guide* [online]. California, 2010.
- [21] KÖHLER, B.-U. et al.: The Principles of Software QRS Detection. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*. 2002, roč. 21, č. 1, s. 42-57.
- [22] FRIESEN, Gary M. et al.: A Comparison of the Noise Sensitivity on Nine QRS Detection Algorithms. *IEEE*. 1990.

## SEZNAM SYMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK

<i>ml</i>	Mililitr
<i>mV</i>	Milivolt
<i>tzv.</i>	Tak zvaně
<i>EKG</i>	Elektrokardiografie
<i>ekg</i>	Elektrokardiogram
<i>Ag</i>	Chemická značka stříbra
<i>AgCl</i>	Chemická značka chloridu stříbrného
<i>aVR</i>	Goldbergův svod
<i>aVL</i>	Goldbergův svod
<i>aVF</i>	Goldbergův svod
<i>kΩ</i>	Kiloohm
<i>%</i>	Procento
<i>U<sub>aVR</sub></i>	Potenciál svodu aVR
<i>U<sub>aVL</sub></i>	Potenciál svodu aVL
<i>U<sub>aVF</sub></i>	Potenciál svodu aVF
<i>V<sub>RA</sub></i>	Potenciál pravé ruky
<i>V<sub>LL</sub></i>	Potenciál levé nohy
<i>V<sub>LA</sub></i>	Potenciál levé ruky
<i>U<sub>Wilson</sub></i>	Potenciál Wilsonovy svorky
<i>ms</i>	Milisekunda
<i>s</i>	Sekunda
<i>mmHg</i>	Milimetr rtuťového sloupce
<i>Hz</i>	Hertz
<i>p<sub>stř</sub></i>	Střední tlak

$p_{diastol}$	Diastolický tlak
$p_{systol}$	Systolický tlak
$R_e$	Reynoldsovo číslo
$r$	Poloměr cévy
$v_s$	Střední rychlost toku krve
$\rho$	Hustota kapaliny
$\eta$	Koeficient dynamické veličiny
$kPa$	Kilopascal
$PC$	Osobní počítač
$W$	Watt
$kg$	Kilogram
$H_0$	Nulová hypotéza
$H_1$	Alternativní hypotéza
$FIR$	Filtr s konečnou impulzní charakteristikou
$TP$	Pravdivě pozitivní
$FN$	Falešně negativní
$FP$	Falešně pozitivní
$HRV$	Variabilita srdeční frekvence
$PSD$	Spektrální výkonová hustota
$VLF$	Velmi nízké frekvence
$LF$	Nízké frekvence
$VF$	Vysoké frekvence

# PŘÍLOHY

Tab. 18: Mediány parametrů

Měřená osoba	RR interval		"napětí spíčka - špička komplexu QRS		P vlna	
	Před zátěží [s]	Po zátěži [s]	Před zátěží [s]	Po zátěži [s]	Před zátěží [s]	Po zátěži [s]
1	0.7450	0.5375	0.4720	0.5920	0.1000	0.0650
2	0.7700	0.4250	0.4400	0.5400	0.1025	0.0425
3	0.6100	0.5150	0.6340	0.7940	0.1100	0.0900
4	0.8350	0.6500	0.4290	0.4990	0.1050	0.0900
5	0.8750	0.4650	0.3080	0.2760	0.1050	0.0850
6	0.8150	0.5000	0.3810	0.5360	0.1075	0.0875
7	0.7475	0.5675	0.4890	0.6020	0.0950	0.0750
8	0.7600	0.4550	0.5340	0.6250	0.0925	0.0750
9	0.6700	0.5075	0.5510	0.6010	0.0925	0.0650
10	0.8550	0.5200	0.2500	0.3600	0.1075	0.0850
11	0.7050	0.5350	0.9950	1.2900	0.1100	0.0850
12	0.8720	0.6320	0.5330	0.8290	0.1080	0.0840
13	0.8680	0.5280	0.9730	1.0580	0.1000	0.0780
14	0.7920	0.5640	0.4980	0.4360	0.0980	0.0760
15	0.7760	0.5680	0.0430	0.4320	0.1280	0.0880
16	0.8300	0.6520	1.5100	1.7370	0.0980	0.0780
17	0.7840	0.5240	1.0620	1.1510	0.1040	0.0900
18	1.0640	0.9040	0.7890	1.4480	0.1000	0.1040
19	0.6720	0.5520	1.1520	1.4540	0.1120	0.0880
20	1.0120	0.9360	0.3870	0.5170	0.1160	0.1120
21	0.8240	0.5760	1.0850	1.2170	0.1020	0.0780
22	0.9325	0.6100	2.8440	3.4090	0.1050	0.0800
23	0.8925	0.6950	0.9610	1.7040	0.1000	0.0850
24	0.8050	0.7075	3.0160	2.9610	0.1050	0.0900
25	0.9150	0.8050	0.9800	1.3740	0.0950	0.0750
26	0.9050	0.6650	2.0300	2.8050	0.1050	0.0800
27	0.9750	0.7400	1.9390	1.8420	0.1125	0.0850
28	0.8350	0.6075	1.9610	2.6010	0.1125	0.0800
29	0.9750	0.6700	1.3590	1.5140	0.1000	0.0800
30	0.8900	0.5950	2.3950	3.3940	0.1025	0.0825
31	0.7925	0.5500	0.8960	1.1570	0.1050	0.0825
32	0.8150	0.4600	0.8940	1.6960	0.1000	0.0750
33	0.7200	0.4650	1.3940	1.8240	0.1100	0.0850
34	0.6800	0.4200	1.1410	1.1670	0.1050	0.0800
35	0.7850	0.6500	1.0030	1.0310	0.1100	0.0800