

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Brno, 2022

Erik Zachar



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

ANALÝZA VARIABILITY SRDEČNÍHO RYTMU S VYUŽITÍM PPG ZÁZNAMŮ

PPG-BASED ANALYSIS OF HEART RATE VARIABILITY

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Erik Zachar

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Marina Ronzhina, Ph.D.

Bakalářská práce

bakalářský studijní program **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Student: Erik Zachar

ID: 211697

Ročník: 3

Akademický rok: 2021/22

NÁZEV TÉMATU:

Analýza variability srdečního rytmu s využitím PPG záznamů

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s měřením tepové frekvence s využitím EKG a fotopletysmografických (PPG) záznamů. Porovnejte obě metody z hlediska výhod a možných limitací. Dále se seznamte s různými parametry používanými pro analýzu variability srdečního rytmu (HRV) z krátkých a dlouhých záznamů EKG (zlatý standard) a nastudujte jejich souvislost s běžnými denními aktivitami. Provedte literární rešerši v těchto oblastech. 2) Seznamte se s volně dostupnými databázemi simultánně měřených EKG a PPG záznamů. Provedte vlastní snímání EKG a PPG záznamů u osob v průběhu různých aktivit. Sestavte databázi vhodnou pro analýzu HRV. 3) Ve vhodném softwarovém prostředí realizujte kroky nutné pro detekci výchylek v EKG a PPG záznamech a pro výpočet vybraných parametrů HRV ze signálů z databáze. 4) Na základě statistické analýzy vypočtených parametrů zjistěte, jestli PPG může být úspěšně použito pro analýzu HRV. 5) Diskutujte získané výsledky. Navrhněte doporučení pro co nejvalidnější hodnocení HRV ze signálů PPG. 6) Porovnejte dosažené výsledky s dostupnými údaji z literatury.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] RAJENDRA ACHARYA, U et al. Heart rate variability: a review. Medical and biological engineering and computing. 2006, vol. 44, pp. 1031–1051.

[2] T. BHOWMIK, J. DEY, V. N. TIWARI. A novel method for accurate estimation of HRV from smartwatch PPG signals. In 39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2017, pp. 109-112.

Termín zadání: 7.2.2022

Termín odevzdání: 27.5.2022

Vedoucí práce: Ing. Marina Ronzhina, Ph.D.

doc. Ing. Jana Kolářová, Ph.D.

předseda rady studijního programu

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

Bakalárska práca je zameraná na variabilitu srdcového rytmu a jej analýzu za pomoci PPG záznamov. V práci sú popísané, vysvetlené a porovnané metódy merania tepovej frekvencie s použitím elektrokardiografických (EKG) a fotopletyzomografických (PPG) záznamov.

V úvode práce je popísaná teória kardiovaskulárneho systému, variabilita srdcového rytmu a zoznámenie s meraním EKG záznamov. Na konci teoretickej časti je vysvetlené meranie PPG záznamov s možnosťami ich následného spracovania pre analýzu HRV. Praktická časť sa venuje snímaniu dát na dobrovoľníkoch, neskôr návrhu algoritmu pre predspracovanie signálov, výpočet vybraných parametrov HRV a nakoniec štatistickému vyhodnoteniu úspešnosti a diskusií výsledkov.

Kľúčové slová

HRV, PPG, simultánne meranie, analýza HRV, denné aktivity, EKG, detekcia výchyliiek, dychová krivka

Abstract

The Bachelor's thesis is focused on heart rate variability and its analysis using PPG records. This thesis describes, explains and compares methods of measuring heart rate using electrocardiographic (ECG) and photoplethysmographic (PPG) recordings.

In the beginning of thesis, the theory of the cardiovascular system, heart rate variability and acquaintance with the measurement of ECG recordings is described. At the end of the theoretical part, the measurement of PPG records is explained with the possibilities of their subsequent processing for HRV analysis. The practical part deals with data acquisition on volunteers, later the design of an algorithm for signal preprocessing, calculation of selected HRV parameters and finally statistical evaluation of success and discussion of results.

Keywords

HRV, PPG, simultaneous measurement, HRV analysis, daily activities, ECG, deviation detection, respiratory curve

ZACHAR, Erik. *Analýza variability srdečního rytmu s využitím PPG záznamů*. Brno, 2022. Dostupné také z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/142089>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Marina Ronzhina.

Prehlásenie

Prehlasujem, že moju bakalársku prácu som vypracoval samostatne pod vedením vedúcej bakalárskej práce Ing. Mariny Ronzhiny, Ph.D. a s použitím odbornej literatúry a ďalších informačných zdrojov, ktoré sú všetky citované v práci a uvedené v zozname literatúry na konci práce.

Ako autor uvedenej bakalárskej práce ďalej prehlasujem, že v súvislosti s vytvorením tejto bakalárskej práce som neporušil autorské práva tretích osôb, najmä som nezasiahol nedovoleným spôsobom do cudzích autorských osobnostných práv a som si plne vedomý následkov porušenia ustanovenia § 11 a nasledujúcich autorského zákona č. 121/2000 Sb., vrátane možných trestnoprávných dôsledkov vyplývajúcich z ustanovení druhej časti, hlavy VI. diel 4 Trestného zákonníka č. 40/2009 Sb.

Brno

.....

podpis autora

Pod'akovanie

Týmto chcem poďakovať vedúcej mojej bakalárskej práce Ing. Marine Rozhine, Ph.D. za odborné vedenie, trpezlivosť, konzultácie a podnetné návrhy k práci.

Brno

.....

podpis autora

Obsah

ÚVOD	10
1. KARDIOVASKULÁRNY SYSTÉM.....	11
1.1 SRDCE	11
1.2 VARIABILITA SRDCOVÉHO RYTMU	11
1.3 REAKCIA NA ZÁŤAŽ.....	14
1.4 ARYTMIE.....	15
2. EKG.....	16
2.1 ZAPOJENIE EKG.....	16
2.2 EKG KRIVKA.....	16
2.3 ANALÝZA HRV A SPRACOVANIE EKG ZÁZNAMU	18
2.3.1 Detekcia QRS komplexov.....	20
3. PPG.....	21
3.1 SPÔSOBY SNÍMANIA	21
3.2 PPG VLNA	22
3.3 MOŽNOSTI ANALÝZY HRV Z PPG ZÁZNAMU.....	23
4. VÝSLEDKY MERANIA HRV Z INÝCH ZDROJOV	25
5. VLASTNÉ MERANIE DÁT	26
5.1 SUBJEKTY.....	26
5.2 PRÍSTROJE	26
5.3 SNÍMANIE EKG A PPG.....	27
6. STANOVENIE VARIABILITY SRDCOVÉHO RYTMU	29
6.1 ROZDELENIE SIGNÁLOV.....	29
6.2 PREDSPRACOVANIE SIGNÁLOV	30
6.3 POSTUP STANOVENIA HRV PARAMETROV.....	37
6.4 VÝSLEDKY NAVRHNUTÉHO ALGORITMU	41
7. ZÁVER.....	51
LITERATÚRA.....	54

ZOZNAM OBRÁZKOV

Obr. 1-1 Variabilita srdcového rytmu	14
Obr. 2-1 Zapojenie 12-zvodového EKG [13]	17
Obr. 2-2 EKG krivka [15].....	18
Obr. 2-3 Obecná schéma detektoru QRS komplexov	20
Obr. 3-1 Meranie PPG z prstu, transmisívny režim (vľavo), reflektívny režim (vpravo) [18]	21
Obr. 3-2 PPG krivka [20].....	23
Obr. 4-1 Meracia jednotka Shimmer3 EXG [26].....	26
Obr. 4-2 Meracia jednotka Shimmer3 GSR+ [26]	27
Obr. 4-3 Úsek PPG signálu meraného z prstu.....	28
Obr. 4-4 Úsek PPG signálu meraného z ucha	28
Obr. 5-1 Graf úseku nepoužiteľného EKG záznamu Ema_boulder	29
Obr. 5-2 Úsek surového EKG signálu	30
Obr. 5-4 Úsek EKG signálu po filtri typu pásmová priepusť.....	31
Obr. 5-3 Úsek EKG signálu po nahradení extrémov	31
Obr. 5-5 Úsek EKG signálu po umocnení a vyhladení dolnou priepusťou.....	32
Obr. 5-6 Úsek surového PPG signálu	33
Obr. 5-7 Úsek signálu PPG filtrovaným Chebyshevovým filtrom	34
Obr. 5-8 Blokovaná schéma EKG detektoru	34
Obr. 5-9 Blokovaná schéma PPG detektoru	35
Obr. 5-10 Detekované R vlny v EKG signáli	35
Obr. 5-11 Detekované systolické peaky v PPG signáli.....	36
Obr. 5-12 Interpolácia kubickými splajnmami	37
Obr. 5-13 Odhad výkonovej spektrálnej hustoty	38
Obr. 5-14 Poincarého mapa z EKG signálu	39
Obr. 5-15 Poincarého mapa z PPG signálu	39
Obr. 5-16 Parametre SDRR a RMSSD pre kľudové záznamy	42
Obr. 5-17 Parameter pNN50 pre kľudové záznamy	42
Obr. 5-18 Parametre HF a LF pre kľudové záznamy	43
Obr. 5-19 Parametre TP a LF/HF pre kľudové záznamy	43
Obr. 5-20 Parametre SD1 a SD2 pre kľudové záznamy	44
Obr. 5-21 Krabicový graf parametrov SDRR a RMSSD pre kľudové záznamy	45
Obr. 5-22 Krabicový graf parametru pNN50 pre kľudové záznamy	45
Obr. 5-23 Krabicový graf parametrov HF a LF pre kľudové záznamy	46
Obr. 5-24 Krabicový graf parametrov SDRR a RMSSD pre kľudové záznamy	46
Obr. 5-25 Krabicový graf parametrov SD1 a SD2 pre kľudové záznamy	47

ZOZNAM TABULIEK

Tabuľka 1-1: Parametre HRV v časovej oblasti, upravené z [6]	12
Tabuľka 1-2: Parametre HRV vo frekvenčnej oblasti, upravené z [6].....	13
Tabuľka 5-1 Vypočítané parametre HRV z kľudových záznamov PPG	41
Tabuľka 5-2 Vypočítané parametre HRV z kľudových záznamov EKG	41
Tabuľka 5-3 Overenie normálneho rozdelenia dát v parametroch HRV z EKG (vľavo) a PPG (vpravo) ..	48
Tabuľka 5-4 Overenie zhodného rozptylu dvojíc parametrov HRV	48
Tabuľka 5-5 Overenie štatisticky významného rozdielu medzi parametrami HRV z kľudových záznamov	49
Tabuľka 5-6 Overenie štatisticky významného rozdielu medzi parametrami HRV zo záznamov pri fyzickej (vľavo) a psychickej (vpravo) aktivite.....	50

ÚVOD

Zdravé ľudské srdce nebije presne pravidelne, v skutočnosti sa jeho rytmus mení s každým úderom. Táto stále sa vyskytujúca odchýlka medzi údermi srdca v milisekundách je známa ako variabilita srdcového rytmu (HRV).

HRV odráža schopnosť srdca reagovať na rôzne situácie – stres, chorobu, fyzickú aktivitu. Poskytuje užitočné informácie o úrovni stresu, fyzickej kondícii, stave zotavenia a celkovej pohode. Je spojená s dvomi konkurenčnými vetvami autonómneho nervového systému (ANS), sympatikom (aktivačná) a parasympatikom (deaktivačná), a ich rovnováhou. Vyváženie týchto dvoch síl pomáha ANS reagovať na každodenné stresové faktory a regulovať niektoré z najdôležitejších systémov tela, vrátane srdcovej frekvencie, dýchania či trávenia.

Cieľom tejto práce je získať biologické signály formou fotopletyzmografie (PPG) u meraných osôb pri rôznych fyzických a mentálnych aktivitách. Zo záznamov sú následne detekované výchylky a vypočítané všetky dôležité parametre HRV. Ako referencia sú použité simultánne merané elektrokardiografické záznamy.

Obidva typy záznamov sú získané pomocou špecializovaných záznamníkov Shimmer3. Pre získanie a export záznamov je použitý software Consensus. Algoritmy pre výpočet parametrov a štatistická analýza HRV sú programované v softwarovom prostredí Matlab 2018a.

1. KARDIOVASKULÁRNY SYSTÉM

Pre zachovanie homeostázy je nevyhnutné, aby boli esenciálne látky ako napr. kyslík alebo nutrienty neustále dodávané z vonkajšieho prostredia do tela a buniek a odpadové látky neustále vylučované. Je nutná tiež správna regulácia tepla či transport hormónov a ďalšie dôležité funkcie.

Kardiovaskulárny cirkulárny systém ktorý významne prispieva k homeostáze ako telový transportný systém pozostáva zo srdca, krvných ciev a krvi. Všetky tkanivá v tele sú životne závislé od neustáleho toku krvi, ktorý je produkovaný kontrakciami srdca. Množstvo krvi, ktoré srdce poháňa cez krvné cievky závisí od toho, či je telo v pokoji alebo je vystavené fyzickej či psychickej záťaži. [1]

1.1 Srdce

Srdce je dutý nepárový orgán uložený v hrudnej dutine. Je rozdelené na ľavú a pravú stranu, každá strana obsahuje dve časti – predsieň a komoru. Všetky tieto dutiny sú navzájom oddelené chlopňami. Stena srdca je tvorená špeciálnym typom svaloviny.

Srdcové predsieňe a komory sa neustále rytmicky sťahujú a relaxujú vplyvom elektrickej aktivity srdcového prevodného systému. Tento jav sa nazýva srdcový cyklus. Srdcový cyklus sa začína v sinoatriálnom uzle, ktorý generuje elektrické impulzy a tým zahajuje sťah (systolu) predsiení, z ktorých sa krv presúva do komôr. Nasleduje systola komôr, kedy sa z nich krv vypudzuje do aorty a pľúcnej tepny, predsieňe sú v diastole a plnia sa krvou z krvného riečiska. Nastáva fáza systoly predsiení a celý cyklus sa opakuje. [2] [3]

1.2 Variabilita srdcového rytmu

Variabilita srdcovej frekvencie (HRV) je spoľahlivým odrazom mnohých fyziologických faktorov, ktoré modulujú zdravý rytmus srdca. Je to nástroj umožňujúci pozorovanie súhry medzi sympatickým (SNS) a parasympatickým nervovým systémom (PNS).

Srdcová frekvencia (HR) je nestacionárny signál. Variácie v HR môžu obsahovať indikátory aktuálneho alebo blížiaceho sa ochorenia srdca. Tieto indikátory môžu byť prítomné neustále alebo naopak, vyskytovať sa náhodne, napr. v určitých

intervaloch dňa. Analyzovať a presne určiť abnormality v objemných dátach zozbieraných počas niekoľkých hodín je namáhavé a časovo náročné. Preto sa analýza HRV (okamžitá HR v čase) stala účinným populárnym a neinvazívnym nástrojom na hodnotenie aktivít ANS. Počítačové analytické nástroje na štúdium údajov v denných intervaloch môžu byť veľmi užitočné v diagnostike. Preto je počítačová analýza parametrov HRV široko využívaná.

Je dokázané, že HRV je závislá od pohlavia aj veku. Vo všeobecnosti platí, že HRV klesá s vekom, v prípade mužov rýchlejšie ako u žien. U dospelých sa zvyčajne s postupujúcim vekom zvyrazňuje útlm respiračnej sínusovej arytmie. Existuje tiež významný rozdiel medzi dennými a nočnými hodinami pri štúdiu HRV. [4] [5]

Podľa dĺžky merania je možné popisovať ultrakrátkodobé až celodenné oblasti HRV pomocou meraní v časovej a frekvenčnej oblasti. Pri analýze časovej oblasti sa rozlišujú dva typy indexov HRV. Krátkodobé (STV) indexy predstavujú rýchle zmeny v HR. Indexy dlhodobé (LTV) sú pomalšie zmeny (menej ako 6/min). Obidva typy indexov sú vypočítané vo zvolenom časovom okne z RR intervalov, čo je časové obdobie medzi po sebe nasledujúcimi údermi srdca. Dlhšie nahrávacie epochy lepšie reprezentujú procesy s pomalšími zmenami (napr. cirkadiánne rytmy) a reakciu kardiovaskulárneho systému na väčší rozsah podnetov. Prehľad používaných parametrov v časovej oblasti je znázornený v *Tabuľka 1-1*. [4] [6]

Tabuľka 1-1: Parametre HRV v časovej oblasti, upravené z [6]

Parameter	Jednotky	Popis
SDNN	ms	Smerodajná odchýlka NN intervalov (RR intervaly sínusového pôvodu)
SDRR	ms	Smerodajná odchýlka RR intervalov (intervaly depolarizácie komôr srdca)
SDANN	ms	Smerodajná odchýlka priemerných NN intervalov zo všetkých 5 min segmentov z 24h záznamu HRV
SDNN index	ms	Priemer smerodajnej odchýlky všetkých NN intervalov zo všetkých 5 min segmentov z 24h záznamu HRV

pNN50	%	Množstvo NN intervalov, ktoré sa líšia o viac ako 50ms
HR max-min	bpm	Priemerný rozdiel medzi najvyššou a najnižšou HR v každom dychovom cykle
RMSSD	ms	Odmocnina priemeru kvadrátu odchýlky všetkých NN intervalov
TINN	ms	Šírka izolínie v histograme RR intervalov

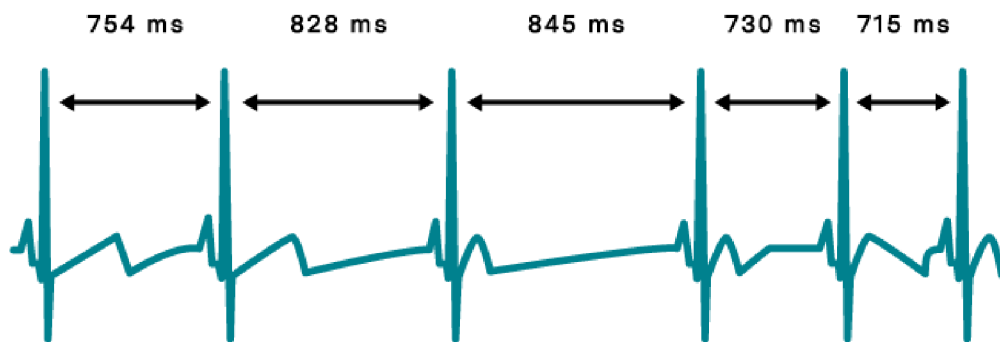
Metódy vo frekvenčnej oblasti poskytujú presnú a špecifickejšiu analýzu. Rozdeľujú relatívny alebo absolútny výkon do troch frekvenčných pásiem a rozkladajú srdcový cyklus v rôznych základných vlnách amplitúdy. Oscilácie HR sa podľa svojej frekvencie delia na pásmo veľmi nízkej frekvencie (VLF), nízkej frekvencie, (LF) a vysokej frekvencie (HF). Prehľad základných parametrov používaných vo frekvenčnej oblasti s príslušnými frekvenciami je znázornený v *Tabuľka 1-2*. [7] [8]

Tabuľka 1-2: Parametre HRV vo frekvenčnej oblasti, upravené z [6]

Parameter	Jednotky	Popis
VLF výkon	ms ²	Absolútny výkon vo veľmi nízkofrekvenčnom pásme (0.0033-0.04 Hz)
LF peak	Hz	Najvyššia frekvencia v nízkofrekvenčnom pásme (0.04-0.15 Hz)
LF výkon	ms ²	Absolútny výkon v nízkofrekvenčnom pásme
LF výkon	%	Relatívny výkon v nízkofrekvenčnom pásme
HF peak	Hz	Najvyššia frekvencia vo vysokofrekvenčnom pásme (0.15-0.4 Hz)
HF výkon	ms ²	Absolútny výkon vo vysokofrekvenčnom pásme
HF výkon	%	Relatívny výkon vo vysokofrekvenčnom pásme
LF/HF	%	Pomer výkonu nízkofrekvenčného k vysokofrekvenčnému pásmu

1.3 Reakcia na záťaž

HRV je vlastnosť vzájomne závislých regulačných systémov, ktoré fungujú v rôznych časových intervaloch, aby pomohli telu prispôbiť sa environmentálnym a psychologickým zmenám. Zvýšená aktivita SNS alebo znížená aktivita PNS má za následok zvýšenie HR. Naopak, nízka aktivita SNS alebo vysoká aktivita PNS spôsobuje zníženie HR.



Obr. 1-1 Variabilita srdcového rytmu

HRV ovplyvňuje mnoho faktorov, pričom tým najčastejším je stres. Nízka úroveň HRV môže odrážať nízku vytrvalosť, nízku adaptabilitu na zmeny prostredia či znížené kognitívne funkcie, pretože PNS alebo SNS sa inhibujú navzájom. Naopak vysoká HRV odráža zlepšený výkon, vysokú adaptabilitu a zlepšené kognitívne funkcie, pretože telo dobre reaguje na zmeny prostredia a vie sa prispôbiť. Presná hranica medzi normálnymi a abnormálnymi hodnotami HRV však nie je presne definovateľná. [4] [9] [10]

Základnou myšlienkou je, že keď je HRV vyššia, človek je pripravený podať optimálny fyzický či psychický výkon. Vysoká HRV však nie je lepšia vždy, pretože ju môžu produkovať aj patologické stavy. Abnormality kardiovaskulárneho systému ktoré zvyšujú hodnoty HRV sa spájajú so zvýšeným rizikom smrti (najmä u starších ľudí). Optimálna úroveň HRV je spojená so zdravím a schopnosťou adaptability alebo odolnosti. Vyššie úrovne pokojovej HRV sú spojené so stavom pozornosti alebo spracovávaní emócií. Zmeny v kardiovaskulárnej regulácii vplyvom ANS v dôsledku pravidelného fyzického tréningu môžu viesť v pokoji k zvýšeniu aktivity parasymptiku a zníženiu aktivity sympatického nervového systému. [4] [9]

HRV sa mení s vykonávanou mentálnou či fyzickou záťažou. Záznamy HRV majú preto potenciál merať úroveň stresu a viesť preventívne opatrenia na zníženie chorôb súvisiacich hlavne so stresom. [11]

1.4 Arytmie

Srdcová arytmia môže byť definovaná ako nepravidelnosť alebo vybočenie srdcovej činnosti z normálneho frekvenčného rozmedzia. Niektoré typy arytmií môžu mať vplyv na RR intervaly v EKG zázname (pozri kap. 2.2) a tým skomplikovať analýzu HRV. [12]

Rytmická elektrická aktivácia srdca normálne začína v sinoatriálnom (SA) uzle, z ktorého je generované vlny (fyziologicky 60-90/min) depolarizácie buniek srdcovej svaloviny začínajúca sa predsieňami. Tá sa šíri k atrioventrikulárnemu (AV) uzlu a ďalej cez Hisov zväzok deliaci sa na dve Tawarove ramienka, ktoré sa rozvetvujú na Purkyňove vlánka až na svalovinu komôr. Prechod tejto elektrickej vlny môže byť spomalený alebo úplne blokován na ktorejkoľvek zo spomínaných častí. [2]

Arytmie sa delia podľa veľkosti HR na tachykardie (<90/min) a bradykardie (>60/min). Na základe miesta vzniku môžeme hovoriť o komorových alebo predsieňových arytmiách.

Pre extrasystoly je charakteristických niekoľko normálnych srdcových úderov po ktorých príde jeden predčasne. Pri fibrilácií predsiení dochádza k ich kmitaniu a neschopnosti kontrakcie, teda dochádza k zníženiu množstva krvi ktorá sa dostane do komôr a ďalej do krvného obehu. Pri fluttere predsiení je frekvencia kontrakcií nad 250/min. Môže sa tiež stať, že srdce jeden tep vynechá, pri tomto jave sa hovorí iba o čiastočnej nepravidelnosti. [2] [12]

Sínusová arytmia je fyziologická a prejavuje sa kratšou vzdialenosťou QRS komplexov (viď kap. 2.2) v zázname EKG počas nádychu ako počas výdychu. Predsiene aj komory pracujú normálne. [13]

2. EKG

Elektrokardiografia je vyšetrovacia metóda, ktorá sníma elektrickú aktivitu srdca. Klinický elektrokardiografický záznam ukazuje zmeny elektrického napätia počas srdcového cyklu medzi dvoma meranými miestami na povrchu tela. EKG má kľúčovú rolu v diagnostike a liečbe porúch srdcového rytmu. [2] [14]

2.1 Zapojenie EKG

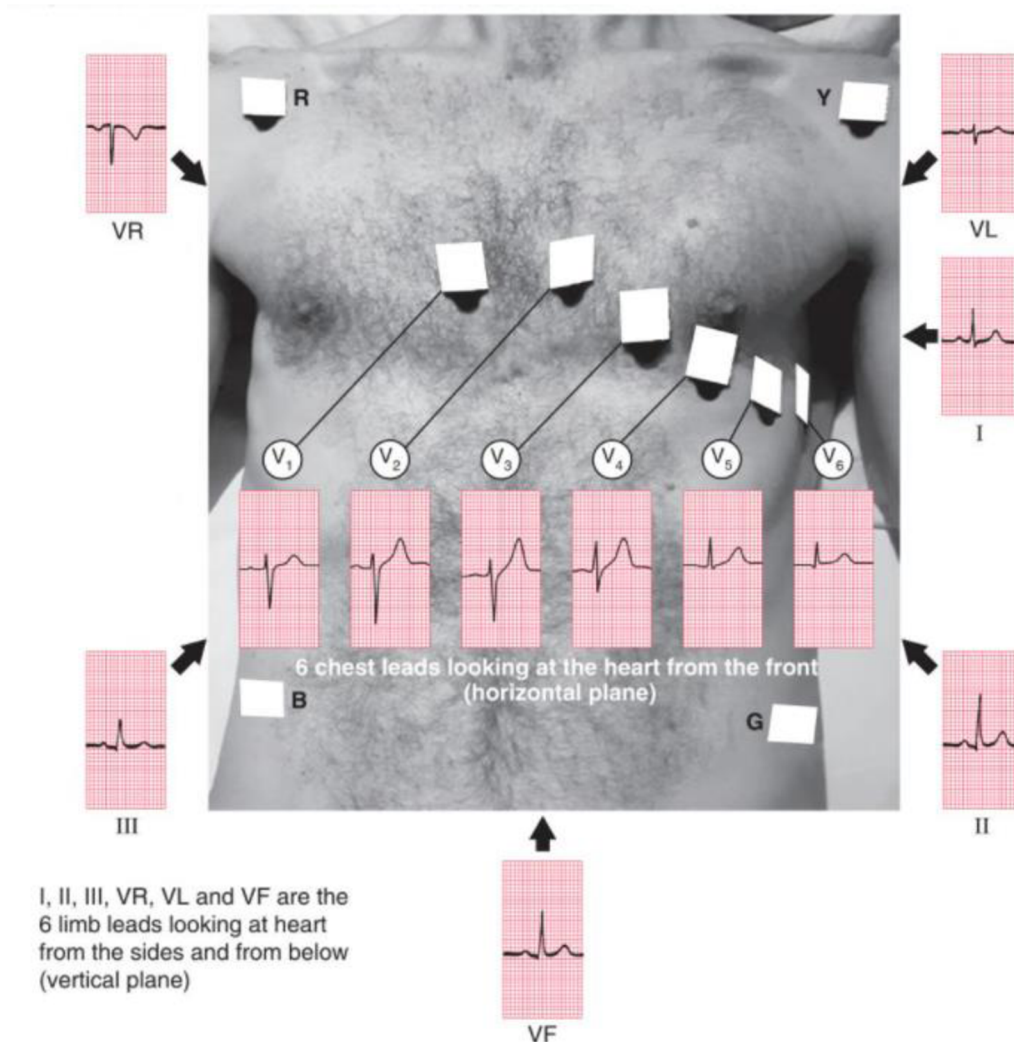
Pre snímanie EKG sa používajú elektródy, ktoré sa umiestňujú na hrudník a končatiny. Existujú rôzne druhy zapojenia pre možnosť odlišných zobrazení a detekciu špecifických patologických javov. Každý druh zobrazenia sa nazýva zvod, ktorý vyžaduje zapojenie dvoch elektród a odráža rozdiel elektrických potenciálov medzi týmito elektródami.

Pre kompletný obraz srdcovej elektrickej aktivity sa štandardne používa 12-zvodové zapojenie. Štyri elektródy, ktoré sú pripojené ku každej končatine, poskytujú šesť zvodov a teda šesť rôznych pohľadov na srdce vo vertikálnej rovine. Zvody označované ako I-III vychádzajú z tzv. Eithovenovho trojuholníku. Eithovenove zvody sú bipolárne. Unipolárne končatinové AVL, AVR a AVF sú nazývané Goldbergerove zvody, písmeno A sa v označovaní niekedy nepoužíva. Ďalších šesť elektród je pripojených k hrudníku poskytujú unipolárne Wilsonove zvody označované ako V₁-V₆ a dávajú pohľad na srdce z horizontálnej roviny. Umiestnenie končatinových elektród nemá špecifickú danú pozíciu, na rozdiel od hrudných elektród, ktorých presné štandardizované umiestnenie je nevyhnutné pre správnu neskoršiu analýzu EKG záznamu. Kompletné zapojenie 12-zvodového EKG je znázornené na *Obr. 2-1*. [2] [13]

2.2 EKG krivka

Každý srdcový cyklus tvorí na zázname EKG charakteristickú, približne periodickú krivku. Každá opakujúca sa časť tejto krivky sa skladá z piatich vln. Popis a porozumenie týmto jednotlivým vlnám je kľúčové ku správnej analýze záznamu, detekcií patologických javov a správnej diagnóze. Elektrický impulz generovaný zo SA

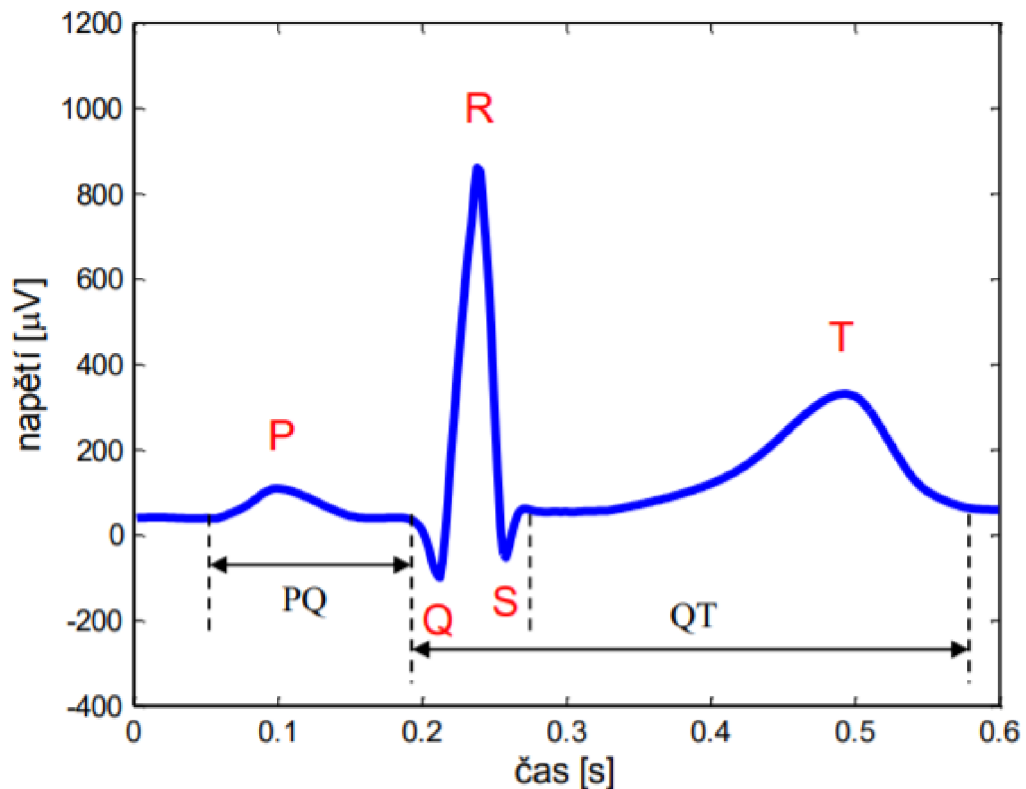
uzlu je vedený cez srdcový prevodný systém a postupne iniciuje depolarizáciu jednotlivých častí srdca, ktoré sa následne repolarizujú.



Obr. 2-1 Zapojenie 12-zvodového EKG [13]

Vlna P reprezentuje systolu, teda depolarizáciu predsiení. Väčšinou neprekračuje dobu 20 ms a 300 μ V. Komplex QRS je zložený z prvej negatívnej výchylky označovanej ako vlna Q, následnej pozitívnej výchylky - vlny R a nakoniec ďalšej negatívnej výchylky, ktorá sa nazýva vlna S. Tento komplex odráža depolarizáciu komôr, jeho trvanie je zvyčajne 70-110 ms a veľkosť až 2-3 mV, je teda veľmi výrazný a pri počítačovej analýze EKG detekovaný ako prvý. Posledná vlna T zobrazuje repolarizáciu komôr a vyskytuje sa v približne 300 ms intervale za QRS komplexom. Tvar vlny T je podstatne ovplyvnený HR, pri vyšších hodnotách sa prekrýva s vlnou P

a komplikuje analýzu záznamu. Repolarizácia predsieni nie je na zázname viditeľná, pretože prebieha v čase výskytu QRS komplexu, ktorý je omnoho výraznejší. Veľkosti jednotlivých vln sa stanovujú vzhľadom k izolínií EKG. Interval RR je doba medzi dvomi meranými vlnami R. Tento interval je základný parameter používaný v analýze HRV. Grafické znázornenie priebehu EKG krivky je zobrazené na Obr. 2-2. [15]



Obr. 2-2 EKG krivka [15]

2.3 Analýza HRV a spracovanie EKG záznamu

HRV sa určuje z väčšinou ľahko rozpoznateľných komplexov QRS, presnejšie z NN intervalov, teda intervalov RR sínusového pôvodu. To znamená, že zaujímavé sú iba detekované QRS komplexy pred ktorými sa nachádza vlna P. Analýza HRV sa vykonáva zo záznamov krátkodobých a dlhodobých. Krátkodobé záznamy sa vykonávajú po dobu približne 5-20 minút, kedy je ešte možné efektívne eliminovať rušivé vplyvy prostredia a vykonávať meranie iba pri konkrétnej aktivite pre dosiahnutie čo najlepšej možnosti analýzy s minimom rušenia. Dlhodobé záznamy

v dĺžke až 24 hodín sa zaznamenávajú holterovským monitorovaním signálu EKG, ktoré zahŕňajú celodenné aktivity pacienta.

Analýza HRV sa vykonáva v časovej, frekvenčnej alebo v časovo-frekvenčnej oblasti, napr. s využitím spektrogramov. V časovej oblasti sa najčastejšie používajú parametre ako:

- Smerodajná odchýlka NN intervalov

$$SDNN = \sqrt{\frac{1}{M-1} \sum_{i=1}^M (NN_i - \mu_{NN})^2} \quad [ms], \quad (2.1)$$

kde M je počet NN intervalov, NN_i je i-tý interval NN a μ_{NN} je stredná hodnota NN intervalov

- Odmocnina priemeru kvadrátu odchýlky všetkých NN intervalov

$$RMSSD = \sqrt{\frac{1}{M-1} \sum_{i=2}^M (NN_i - NN_{i-1})^2} \quad [ms] \quad (2.2)$$

Zoznam ďalších používaných parametrov v časovej oblasti je uvedený v *Tabuľka 1-1*.

Rozdelenie frekvenčnej oblasti do pásiem bolo spomenuté v kap. 1.2. Pre správnu analýzu spektra v danom pásme by mal byť záznam o dĺžke minimálne desaťnásobku periódy najnižšej harmonickej zložky. Analýza pásiem VLF a ULF je problematická, preto sa nevykonáva veľmi často. Aby odhad výkonového spektra mal zmysel, musí byť totiž signál stacionárny.

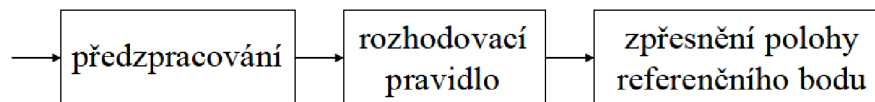
EKG signál má frekvenčné rozpätie približne 0.01-125 Hz. Vzorkovacia frekvencia sa zvyčajne volí 250-500 Hz, hlavne preto, aby nebol porušený vzorkovací teorém a nedošlo k aliasingu. Spektrum užitočného signálu sa prekrýva so spektrami veľa rušivých signálov, spravidla je to sieťový brum, tj. harmonické rušenie na úrovni 50 alebo 60 Hz. Vplyvom dýchania a pomalými pohybmi pacienta sa môže stať rušivým signálom kolísanie nulovej izolácie (drift), jeho spektrum nepresahuje 2 Hz. Činnosťou svalov vzniká šum označovaný ako myopotenciály, ktoré zaberajú pásmo od 100 Hz v prípade kludového EKG. Tieto rušivé signály je treba potlačiť. [16]

2.3.1 Detekcia QRS komplexov

Spracovanie signálu EKG sa nezaobíde bez detekcie QRS komplexov. Predstavuje základ pre stanovenie dĺžok RR intervalov. Existuje mnoho rôznych typov detektorov QRS.

Predspracovanie signálu spočíva v zvýraznení QRS komplexov, tým sa potlačí rušenie a ďalšie vlny (P, T). Na toto sa používa väčšinou filter typu pásmová priepusť s hranicami 11 a 21 Hz, keďže energia QRS komplexov je v pásme približne 5-20 Hz. Nasleduje rozhodovacie pravidlo, ktorým sa stanovuje približná pozícia referenčného bodu, tj. miesto QRS komplexu a posledným krokom býva zvyčajne spresnenie polohy referenčného bodu, najmä pri použití kumulácií pri analýze HRV. Táto obecná schéma detektoru QRS komplexov je znázornená na *Obr. 2-3*.

Medzi blokom predspracovania a rozhodovacím pravidlom sa často používajú ďalšie kroky ako umocnenie na druhú a vyhladenie signálu ďalšou filtráciou, tentokrát filtrom typu dolná priepusť o frekvencií 3 Hz. Takýto postup detekcie QRS komplexov je založený na obálke filtrovaného signálu. [16]



Obr. 2-3 Obecná schéma detektoru QRS komplexov

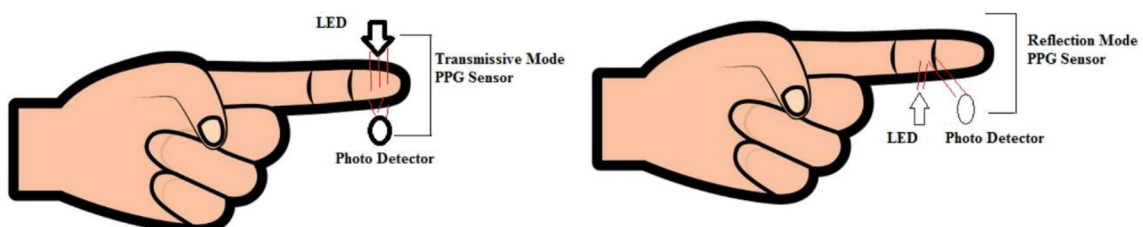
3. PPG

Fotopletyzmografia (PPG) je jednoduchá optoelektrická technika používaná pre diagnostiku cievneho systému. Táto metóda je založená na meraní zmeny objemu krvi v tkanive počas srdcového cyklu pomocou svetelného zdroja. PPG metóda je široko používaná v medicínskej starostlivosti, ale aj v komerčne dostupných zariadeniach na meranie saturácie kyslíka, srdcovej frekvencie, minútového objemu srdca alebo detekcií vaskulárnych ochorení. Je to teda neinvazívna a finančne dostupná metóda, ktorá poskytuje dôležité informácie týkajúce sa kardiovaskulárneho systému. [17] [18]

Senzor PPG pozostáva z dvoch elektronických komponentov - žiariča svetla a detektoru intenzity svetla. Typicky sa používa LED svetelný žiarič a fotodetektor, určený na detekciu zmeny intenzity svetla. Jedna vlna PPG záznamu zodpovedajúca jednému úderu srdca je zložená zo systolickej a diastolickej fázy. Systolická fáza zaznamenáva väčší objem krvi v tepnách, pretože v tejto fáze je srdce stiahnuté a vytláča okysličenú krv do ciev, tkanív a orgánov. Spomenutá fáza spôsobuje, že erytrocyty absorbujú viac svetla, nakoľko je množstvo detekovaného svetla fotodetektorom v meranom okamihu nízke. Počas diastolickej fázy sa krv vracia späť do srdca. Z uvedeného dôvodu sa počas fázy diastoly množstvo detekovaného svetla zvyšuje v dôsledku zníženia objemu krvi v cievach. [18]

3.1 Spôsobu snímania

V závislosti od aplikácie je možné PPG použiť v transmisívnom, resp. reflektívnom režime. V závislosti od umiestnenia senzoru je možné vykonať meranie napr. na prste, ako je znázornené na *Obr. 3-1*. [18]



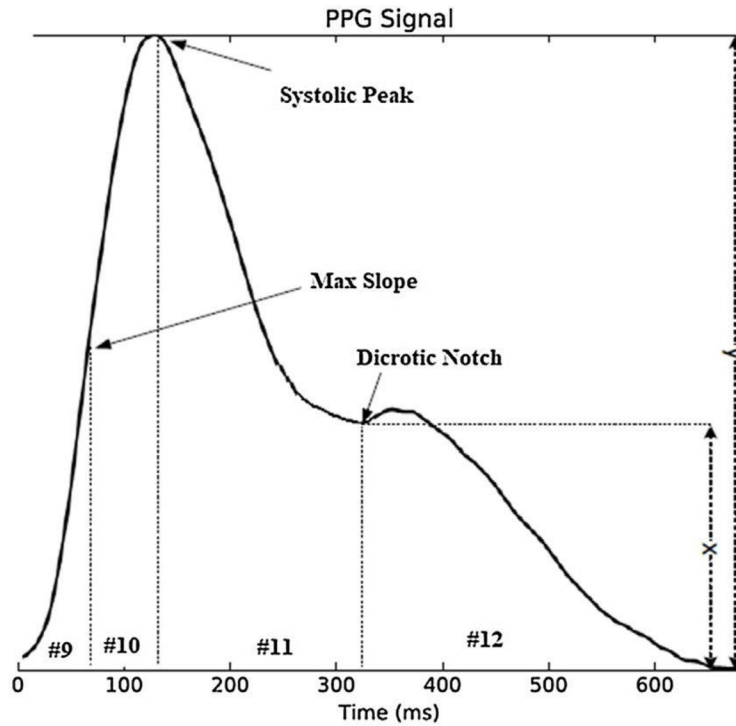
Obr. 3-1 Meranie PPG z prstu, transmisívny režim (vľavo), reflektívny režim (vpravo) [18]

V prípade keď sú fotodetektor a zdroj svetla umiestnené na paralelných stranách tkaniva, ide o transmisívny režim a detekuje sa transmisivita svetla. V transmisívnom režime je senzor v projekcii, kde sú fotodetektor a zdroj svetla otočené proti sebe s vrstvou tkaniva medzi nimi. Detekcia v transmisívnom režime závisí od prenosu svetla v meranej časti tela, teda aplikácia senzoru v tomto režime sa vykonáva na tenkých štruktúrach ako ušný lalok alebo prst. V reflexívnom režime sú fotodetektor aj zdroj svetla umiestnené vedľa seba na rovnakej strane meranej časti, detekuje sa odrazené svetlo. Preto môže reflektívny režim použiť akékoľvek miesto aplikácie senzoru, napr. čelo alebo zápästie. Výber miesta na umiestnenie senzorov závisí od pacientovho prekrvenia, pohodlia a požadovaného výstupu. [18]

3.2 PPG vlna

Fotopletyzmografická vlna popisuje zmeny v absorbovaní svetla pri prenose alebo odraze v tkanivách a krvnom obeh. Tento tvar vlny súvisí so systolou a diastolou srdca, ako je znázornené na *Obr. 3-2*, ktorý ukazuje úsek PPG signálu meraný na zdravom človeku, kde je jasne viditeľný systolický peak a diktorický zárez hneď nasledovaný diastolickým peakom. [19]

PPG vlna je tvorená dvomi zložkami - striedavou (AC) a jednosmernou (DC). AC zložka reprezentuje srdcový cyklus a s každým úderom sa jej tvar mení. Jej frekvencia sa pohybuje okolo 1 Hz v závislosti od frekvencie srdca, Za jej tvar sú zodpovedné pravidelné zmeny v objeme krvi v cievach pri každom údere srdca. AC zložka je superponovaná na pomaly sa meniacej jednosmernej zložke, ktorá je tvorená ďalšími nízkofrekvenčnými prvkami pripisovanými dýchaniu, sympatickému nervovému systému a termoregulácií. [17]



Obr. 3-2 PPG krivka [20]

3.3 Možnosti analýzy HRV z PPG záznamu

Na základe analýzy obrázku Obr. 3-2 je možné odhadnúť niektoré parametre, ako je amplitúda vlny systolického peaku, amplitúda pulzovej vlny diastoly, za predpokladu viac po sebe nasledujúcich PPG vln ako na obrázku aj časový interval medzi údermi atď. Takto je možné určiť napr. okamžitú srdcovú frekvenciu (HR_{inst}). HR je možné vypočítať z intervalu medzi systolickými peakmi pomocou rovnice

$$HR_{inst} = \frac{60}{t_1} \quad (3.1)$$

, kde t_1 je časový interval medzi systolickými peakmi. [20]

Najbežnejšou používanou metódou pre analýzu PPG signálu je detekcia jeho vrcholových hodnôt, ktoré približne zodpovedajú systolickým fázam srdcového cyklu a následný výpočet času medzi nimi (RR interval). Časový okamih amplitúdy PPG signálu však závisí od mnohých faktorov, vrátane arteriálneho tlaku, tuhosti artérií,

rýchlosti pulzovej vlny či vzdialenosti miesta merania od aorty, čo môže analýzu komplikovať.

Na analýzu vo frekvenčnej oblasti sa spektrálne zložky musia matematicky spracovať, čím sa vytvorí tachograf. Tachograf je graf vyjadrujúci variáciu intervalov medzi jednotlivými údermi srdca ako funkciu času. Na vytvorenie tachografu sa používa napr. Fourierova transformácia (FFT) signálu alebo autoregresívne modely (AR). FFT metóda sa používa pre aproximovanie spektrálneho výkonu HRV. Na druhú stranu, AR model ponúka jednoduchý odhad parametrov riešením lineárnych rovníc. Analýza výkonovej spektrálnej hustoty je jedným z najpoužívanejších prístupov na skúmanie autonómneho riadenia kardiovaskulárneho systému. Prostredníctvom tejto analýzy je možné napr. určiť že HF pásmo zodpovedá respiračnému rytmu, alebo že zložka LF označuje aktivity SNS. [21]

4. VÝSLEDKY MERANIA HRV Z INÝCH ZDROJOV

Meraniu HRV z PPG záznamov sa venuje mnoho autorov, preto je na mieste zhrnúť poznatky a výsledky z prác a publikácií, ktoré sa venujú podobnej problematike pre možnosť porovnania výsledkov na konci predloženej práce, príp. validácie niektorých hodnôt.

Bakalárska práca od autorky Ládrové [22] je zameraná na analýzu HRV z multikanálového fotopletyzmozografu od 2 meraných osôb z 10-minútových úsekov v kľude a ľahu vždy po danej dennej aktivite. PPG bolo merané dvomi prstovými snímačmi, EKG klapkovými končatinovými zvodmi. Počítané parametre, ktoré sú zhodné aj pre predloženú prácu, sú SDRR, HF, LF a LF/HF. Hodnoty parametrov z PPG boli spriemerované pre jednoduchšiu interpretáciu. Parameter SDRR pri prvom meraní sa pohyboval od 0.06s pre EKG po 0.049s pre PPG, výkony v HF pásme sú mierne odlišné, 1148ms² pre EKG a 580ms² pre PPG. Hodnoty LF pásma sú 740ms² pre EKG a 580ms² pre PPG. Hodnoty pri druhom meraní mali obdobný charakter, až na výkon v LF pásme, kde PPG ukázalo vyššie hodnoty - 1100ms² ako EKG - 874ms².

Práca N. Pinheira a kolektívu [23] naznačuje, že analýza PPG záznamov pre získanie parametrov HRV má tendenciu ich nadhodnocovať. V tejto práci boli získané záznamy od 33 zdravých ľudí v kľude a analyzované klzavým oknom s dĺžkou 180 sekúnd posúvaným o 5 sekúnd. Výsledky uvedenej práce ukazujú, že korelácia medzi vypočítanými hodnotami z PPG a EKG v časovej oblasti je vyššia než 82%, pri frekvenčnej oblasti je to 87%. Je nutné podotknúť problematickosť parametru pNN50, ktorý spôsobuje výrazné zníženie celkovej korelácie časových parametrov, taktiež v menšej miere aj výkon v HF pásme.

Práca od V. Jeyhani a kolektívu [24] je zameraná na porovnanie HRV parametrov získaných z EKG záznamov oproti PPG záznamom. Záznamy boli namerané od 18 zdravých mužov vo veku 38.1 ± 13.1 rokov s dĺžkou 5 minút. PPG signál bol zaznamenaný z prstu. Vypočítané boli časové a nelineárne parametre SDNN, RMSSD, pNN50, SD1 a SD2. Výsledky ukazujú, že najväčšiu chybu merania 29.89% dosiahol parameter pNN50, zatiaľ čo pri všetkých ostatných bola menšia ako 6%.

5. VLASTNÉ MERANIE DÁT

5.1 Subjekty

Súbor dát, na ktorom je táto práca založená, pozostáva zo 14 záznamov meraných od 8 dobrovoľníkov (5 mužov a 3 ženy) vo veku 23 až 28 rokov. Každý z týchto dobrovoľníkov bol oboznámený s priebehom merania, možnými komplikáciami a prípadnými rizikami a podpísal informovaný súhlas. Od každého účastníka bol zaznamenaný signál EKG, ktorý bol použitý ako referencia, ako aj signál PPG, ktorý bol použitý na analýzu HRV.

5.2 Prístroje

Referenčný EKG signál bol zaznamenávaný meracou jednotkou Shimmer3 EXG prispôsobenou na 5-kanálové meranie. Pre snímanie PPG signálu bola použitá meracia jednotka Shimmer3 GSR+, ktorá okrem samotného PPG signálu umožňuje aj meranie kožného odporu, táto funkcia však pri meraní použitá nebola. Obidva typy záznamníkov disponujú funkciou vzájomnej synchronizácie, čo uľahčovalo samotné meranie a analýzu. Export nameraných dát zo záznamníkov do počítačového softwaru Consensus Pro umožňovala dokovacia stanica Shimmer Consensus Base 6U. Samotná analýza HRV prebiehala v prostredí Matlab 2018a.



Obr. 5-1 Meracia jednotka Shimmer3 EXG [26]



Obr. 5-2 Meracia jednotka Shimmer3 GSR+ [26]

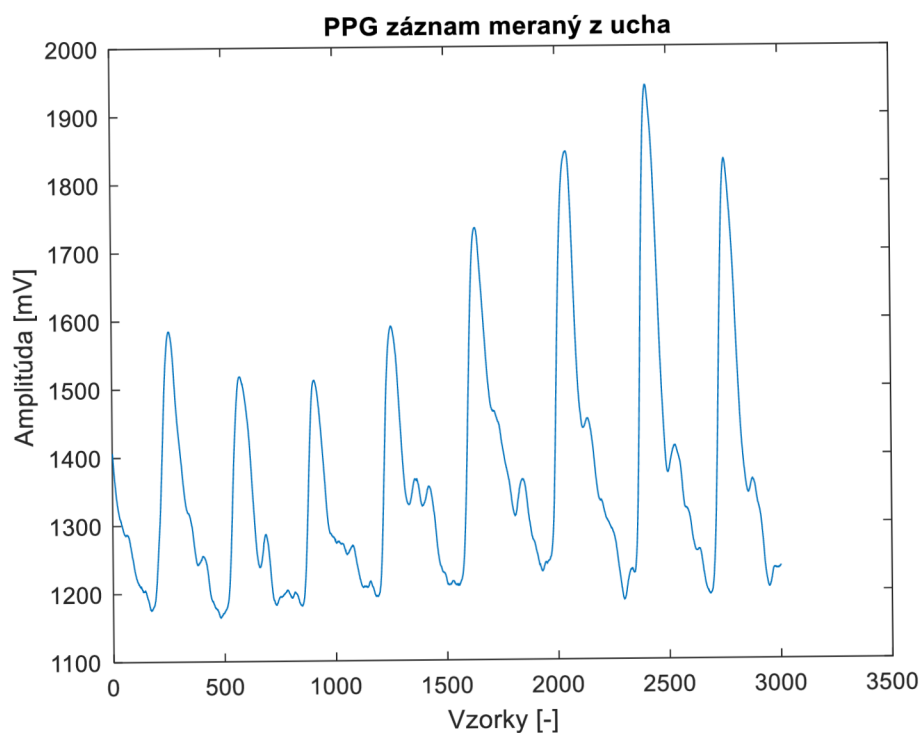
5.3 Snímanie EKG a PPG

Obidva typy signálov boli merané simultánne s nastavenou vzorkovacou frekvenciou 512 Hz a zbierali okrem EKG a PPG aj akcelerometrické údaje. Elektródy pre EKG boli umiestnené ku každej končatine tela, zo šesť Wilsonových hrudných zvodov bol použitý len jeden – V_5 . Po každom meraní boli teda k dispozícii 4 zvody (I-III Eithovenove zvody a V_5 -RL). Pre PPG bolo na výber miesto snímania z prstu alebo z ušného laloku, obidve transmisívnou metódou. Keďže pri športových aktivitách by bolo snímanie z prstu nepraktické a z hľadiska pohodlnosti pre pacienta, bolo zvolené snímanie z ucha, navyše PPG je veľmi citlivá metóda na vznik pohybových artefaktov, preto je výhodnejšie snímanie z ucha, kde nieje vykonávaný pohyb v takej miere ako na prste. Taktiež snímanie z prstu je náchylnejšie na nesprávne nasadenie snímača alebo jeho uvoľnenie počas snímania. Na Obr. 4-3 je možno vidieť úsek meraného PPG signálu z ucha, na Obr 4-4 zase z prstu. Aj na nespracovanom signále je očividná nedostatočná kvalita signálu snímaného z prstu, pravdepodobne z dôvodu nízkeho kontaktu snímača s kožou alebo prenikania okolitého svetla na snímač.

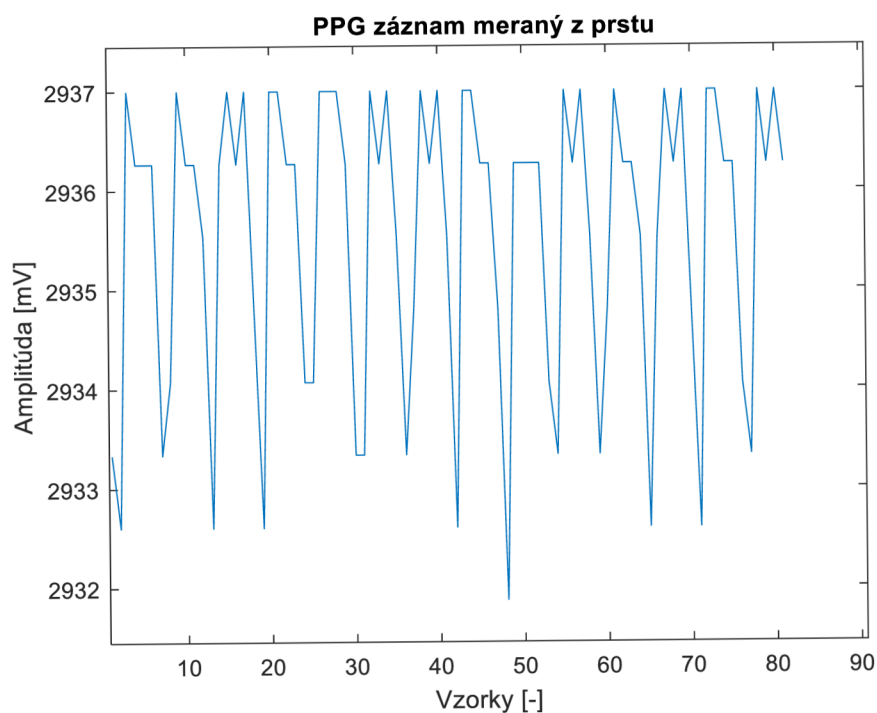
Ešte pred samotným meraním a po meraní bol dobrovoľníkom odmeraný krvný tlak, ktorý môže pomôcť spresniť interpretáciu HRV, niektoré dáta však chýbajú vzhľadom na technické problémy s tlakomerom.

Meranie prebiehalo počas rôznych fyzických alebo psychických aktivít po dobu 26 až 197 minút, v závislosti od časovej náročnosti danej aktivity. Každé meranie začína aj končí približne 2 až 4-minútovým oddychom v sede alebo ľahu, nasledovalo niekoľko pohybových artefaktov v podobe drepov z dôvodu kontroly synchronizácie meracích zariadení. Tento postup sa zopakoval vždy aj na konci merania. V priebehu

merania si dobrovoľníci zapisovali denník s konkrétnymi vykonávanými aktivitami a presným časom, ako aj subjektívnymi pocitmi, prípadne nejaké významné predošlé aktivity, ktoré by mohli ovplyvniť ich HRV.



Obr. 5-4 Úsek PPG signálu meraného z ucha



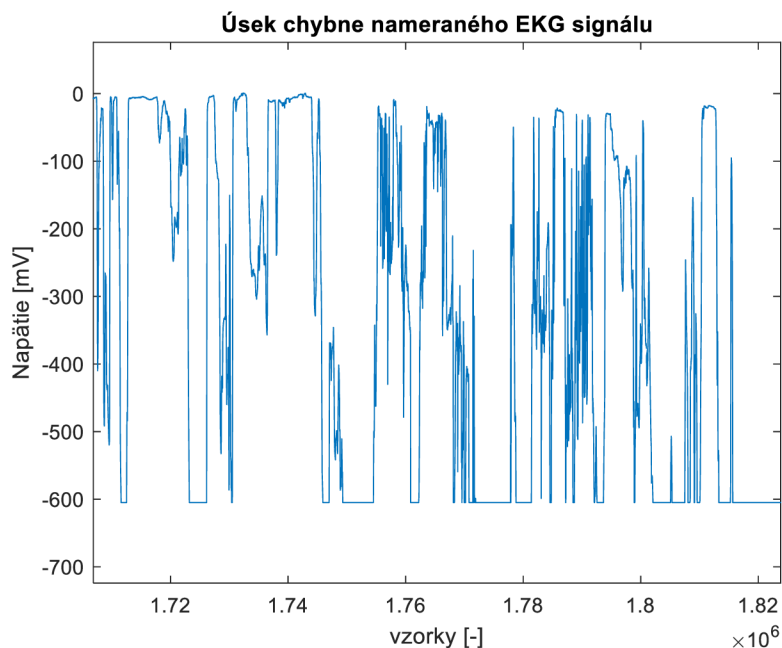
Obr. 5-3 Úsek PPG signálu meraného z prstu

6. STANOVENIE VARIABILITY SRDCOVÉHO RYTMU

6.1 Rozdelenie signálov

K prehľadnému a dostupnému uloženiu nameraných signálov bola vytvorená databáza v prostredí Matlab, v ktorej sa nachádza 14 priečinkov s názvom *Krstnémeno_aktivita* podľa mena osoby a vykonávanej aktivity. Z analýzy HRV museli byť dva signály z vytvoreného datasetu vyradené kvôli ich nedostatočnej kvalite spôsobenou pravdepodobne zlým kontaktom elektród s kožou a nadmerným potením. Úsek jedného z chybných nameraných signálov je zobrazený na Obr. 5-1.

Každý priečink obsahuje 3 rôzne dlhé signály EKG a PPG. Z kompletného záznamu s názvom *full_EKG* resp. *full_PPG* je v priečinku uložený jeho úsek o dĺžke 100 sekúnd na začiatku merania s názvom *EKG_klud* resp. *PPG_klud*, kedy bola osoba v kľude. Tento úsek záznamu je najzaujímavejší a nesie najviac informácií pre analýzu HRV, preto sa táto bakalárska práca zameriava hlavne na ne. Jeden z týchto záznamov s názvom *Pato_beh* bol vhodný iba na analýzu jeho kľudovej časti, tiež z dôvodu slabšej kvality na konci merania. Tretí typ uloženého úseku s názvom *EKG* resp. *PPG* zodpovedá vykonávaniu samotnej aktivity s dĺžkou 5 minút. Tento typ uloženého signálu bol extrahovaný z kompletného signálu za účelom zistenia robustnosti



Obr. 6-1 Graf úseku nepoužiteľného EKG záznamu *Ema_boulder*

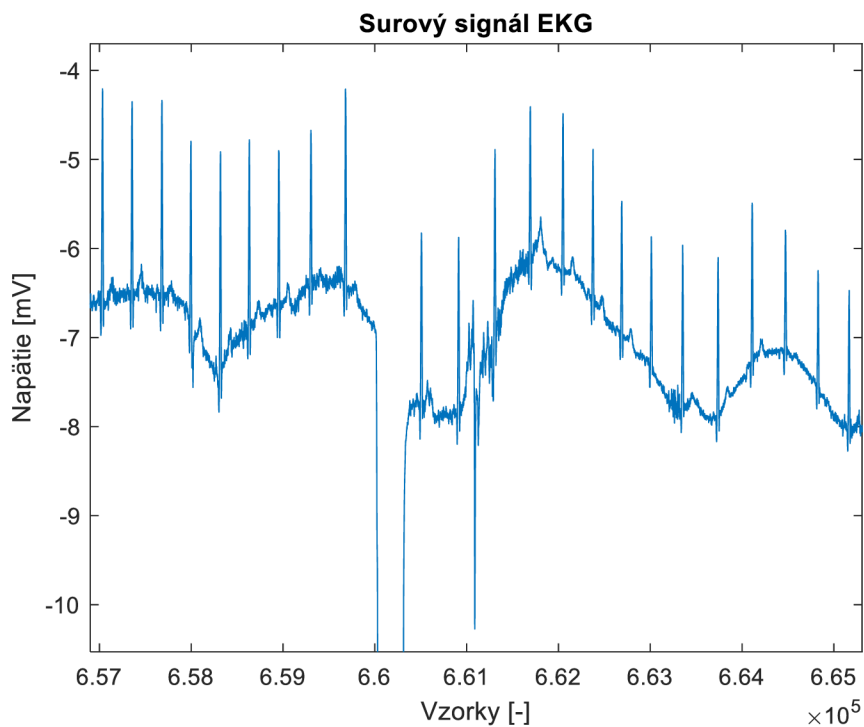
vytvoreného algoritmu pre túto bakalársku prácu v praxi.

Osobné údaje o meranej osobe, podrobné časové informácie o vykonávaných aktivitách, hodnoty krvného tlaku ale aj subjektívne pocity a možné ovplyvňujúce faktory HRV sú popísané v textovom dokumente s názvom *Popis_merania* priloženom ku každému meraniu.

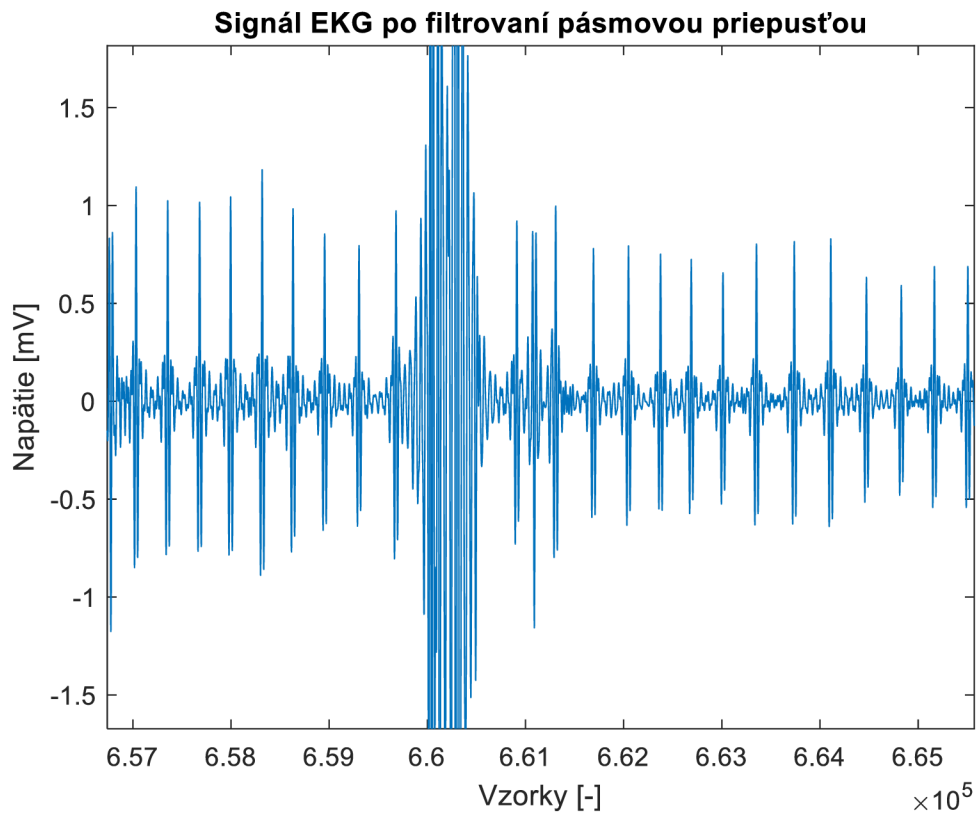
6.2 Predspracovanie signálov

Surové signály EKG obsahujú mnoho artefaktov a rušivých zložiek signálu, ktoré je treba pri ich analýze odstrániť. Pre účely tejto bakalárskej práce boli preto navrhnuté dva osobitné detektory komplexov QRS v EKG signáli a systolických peakov v PPG signáli.

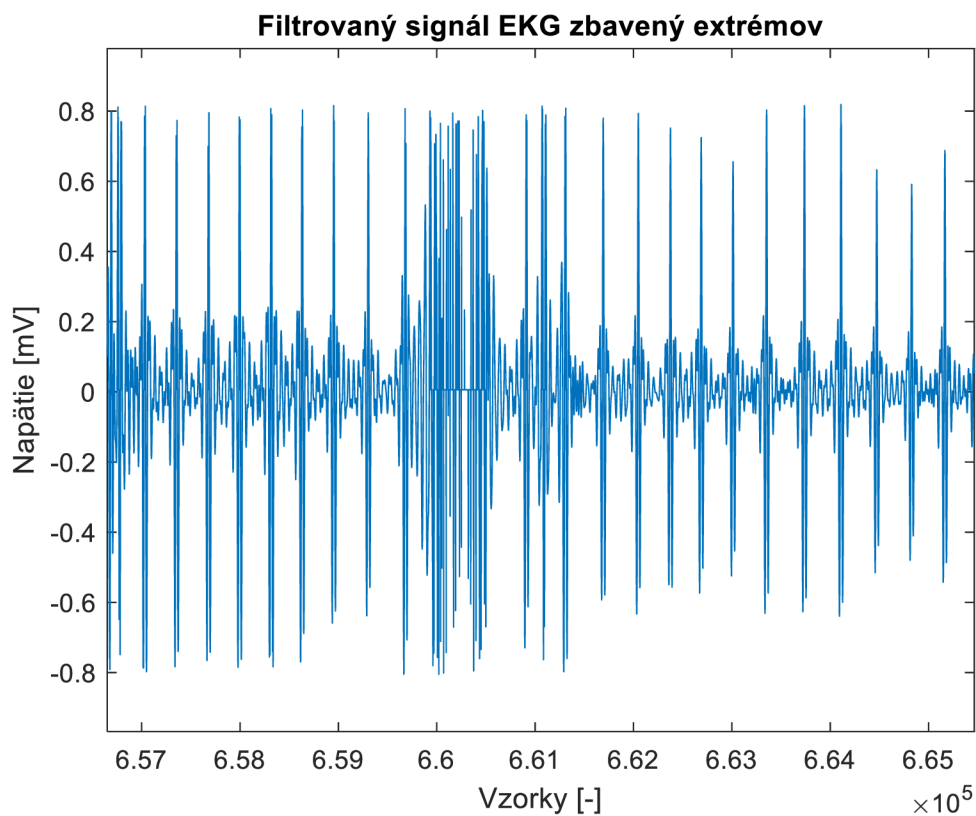
V EKG detektore sa v prvom kroku na surový signál použil lineárny filter typu pásmová priepusť s hraničnými frekvenciami 10 a 21 Hz, v ktorých sa nachádzajú hľadané QRS komplexy (Obr. 6-4). Nasledovalo zbavenie sa prípadne vzniknutých extrémov po filtrácii (Obr. 5-3) ich nahradením za medián signálu pomocou jednoduchého hraničného kritéria o 4-násobku smerodajnej odchýlky od mediánu signálu.



Obr. 6-2 Úsek surového EKG signálu

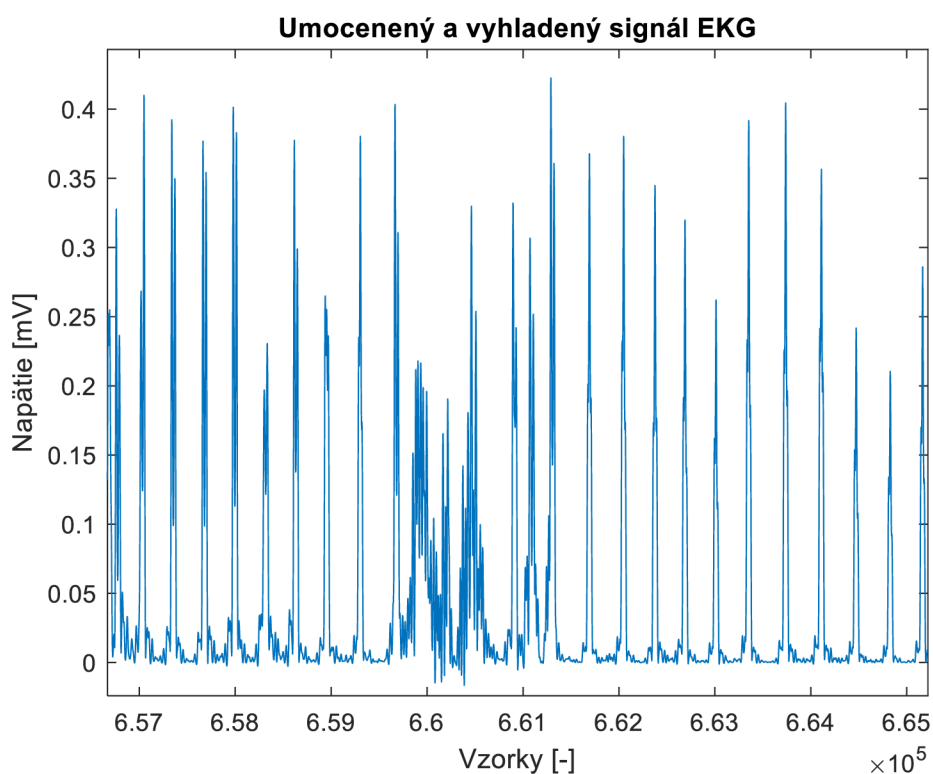


Obr. 6-4 Úsek EKG signálu po filtri typu pásmová priepusť



Obr. 6-3 Úsek EKG signálu po nahradení extrémov

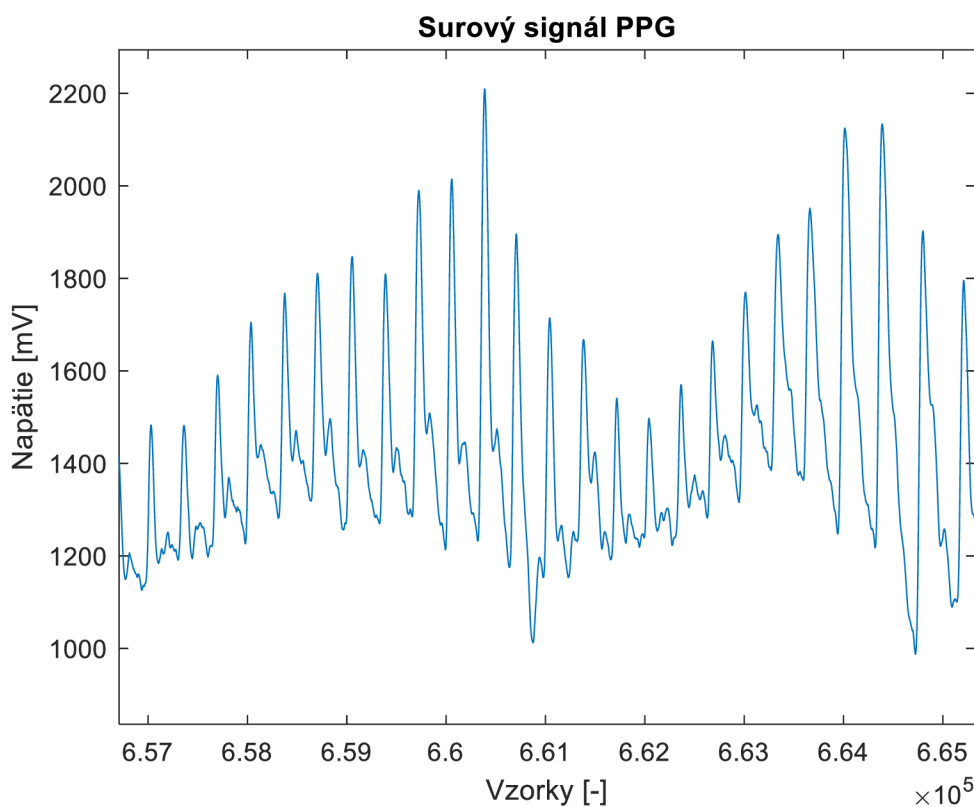
Na Obr. 5-5 je znázornený tretí krok spracovania – výpočet kvadrátu obálky signálu pre zvýraznenie R vln a jej vyhladenie pomocou lineárnej filtrácie dolnou priepusťou o frekvencií 3 Hz.



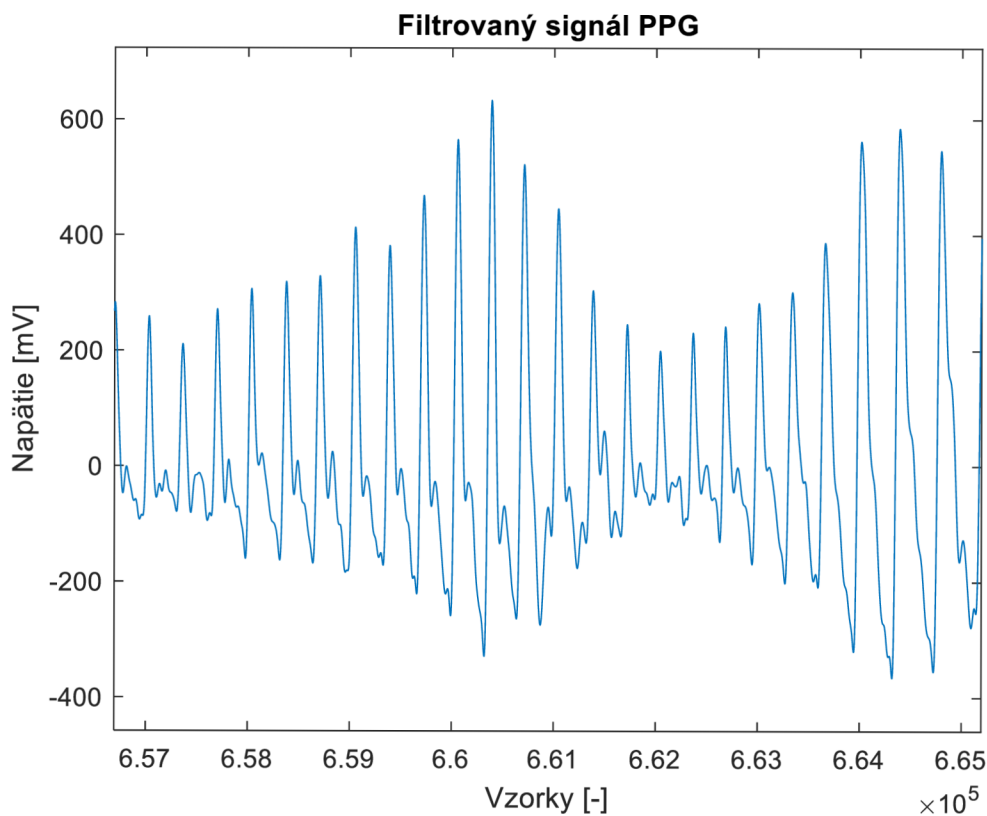
Obr. 6-5 Úsek EKG signálu po umocnení a vyhladení dolnou priepusťou

V grafe sú zreteľne zvýraznené R vlny, následná detekcia bola teda vykonaná pomocou funkcie *findpeaks* s nastavenými prahovými hodnotami – minimálna možná vzdialenosť 170 vzorkov (ekvivalent maximálnej povolenej HR 180/min) a minimálna výška peaku ako 0,15-násobok maxima filtrovaného signálu EKG určená empiricky. Pri signáli s názvom *Veru_bar* bolo nutné tento prah mierne upraviť na hodnotu 0,07 kvôli premenlivej kvalite signálu pre čo najpresnejší výsledok. Nakoniec sa vykoná kontrola detekcie, v prípade menšieho počtu detekovaných peakov ako fyziologické minimum 40/min sa detekcia opakuje so zmenšeným prahom minimálnej výšky peaku na pätinu. Navrhnutý detektor dosiahol podľa poskytnutého testeru z ÚBMI hodnotu senzitivity 98,51% a pozitívnu prediktívnu hodnotu 96,16%. [25]

PPG detektor obsahuje návrh Chebyshevovho filtru druhého typu pre čo najväčšie odstránenie kolísania nulovej izolácie, čo je vidieť na Obr. 5-7 a opäť použitie funkcie *findpeaks* s prahovými hodnotami minimálnej vzdialenosti peakov totožnou ako v prípade EKG detektoru a minimálnej význačnosti peaku, ktorá sa odvíja podľa smerodajnej odchýlky filtrovaného signálu v rozmedzí 35-120mV z dôvodu premenlivej veľkosti mierky a amplitúd rôznych signálov, ktoré boli spôsobené pravdepodobne nedokonalým kontaktom PPG senzoru s kožou alebo rôznorodým pigmentom pokožky testovaných osôb. Detektor tiež obsahuje kontrolu detekcie. V prípade menšieho či väčšieho počtu detekovaných peakov o nastavenú odchýlku od počtu peakov z EKG detektoru sa detekcia opakuje s menším, resp. väčším prahom význačnosti peaku. Povolená odchýlka sa nastavuje podľa dĺžky analyzovaného záznamu od 5 do 60 peakov.

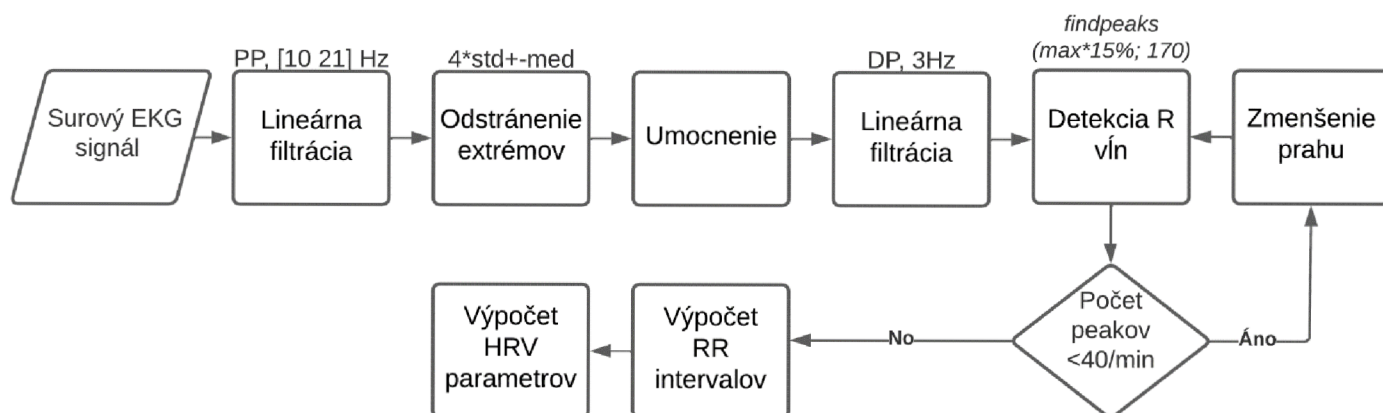


Obr. 6-6 Úsek surového PPG signálu

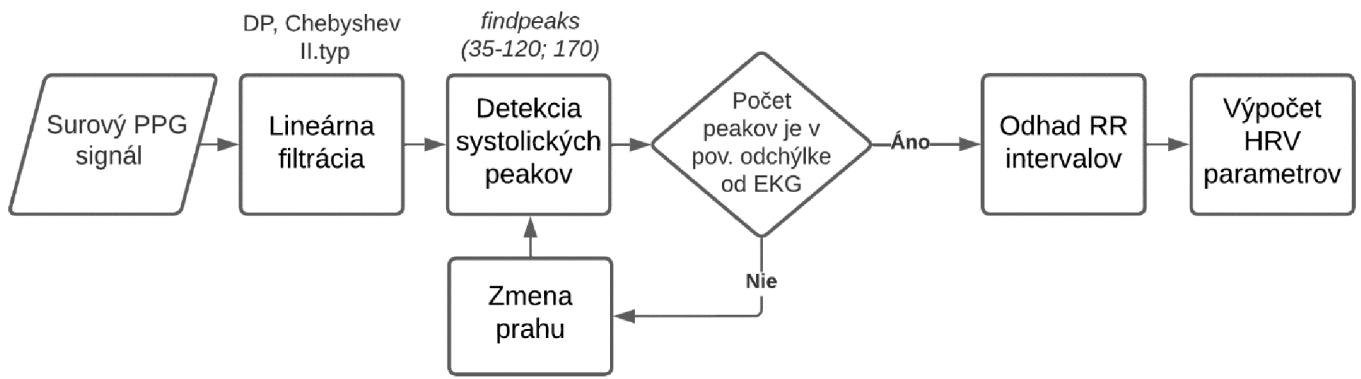


Obr. 6-7 Úsek signálu PPG filtrovaným Chebyshevovým filtrom

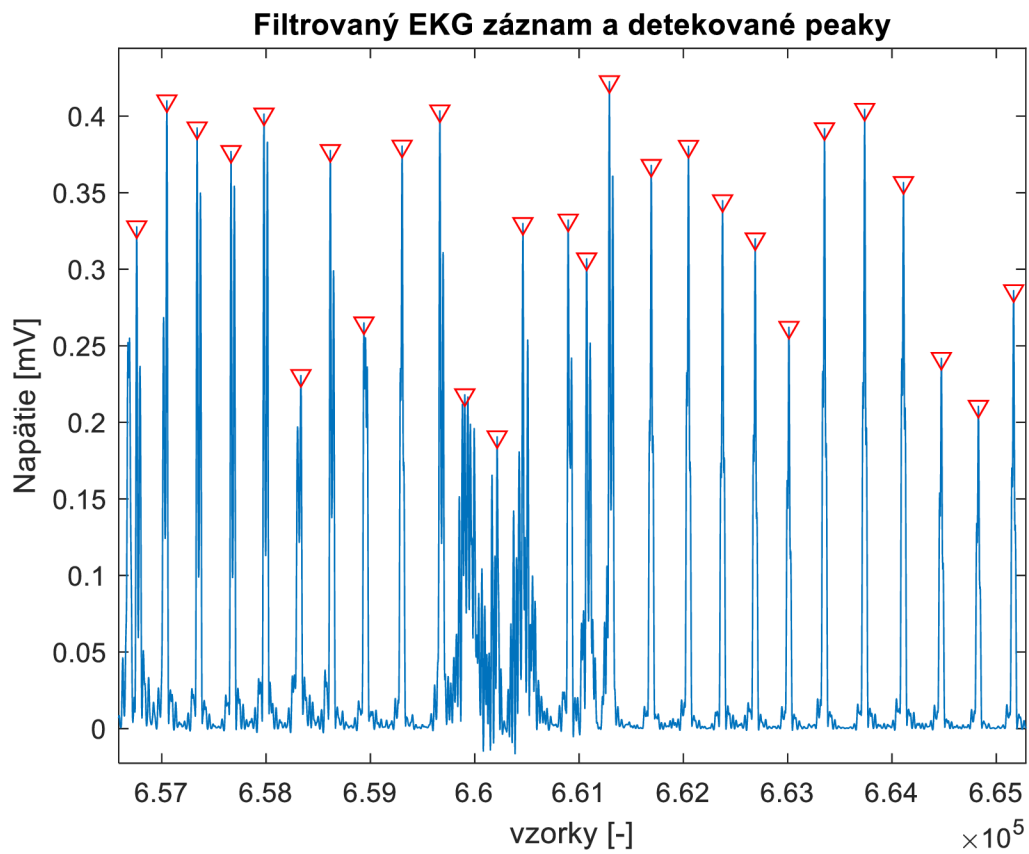
Grafické znázornenie postupu predspracovania signálov je možno vidieť na Obr. 5-8 a Obr. 5-9. Výstupy týchto detektorov boli presné polohy detekovaných peakov vo filtrovanom signáli. Na Obr. 5-10 a Obr. 5-11 je zobrazené, ako funguje detekcia navrhnutých detektorov.



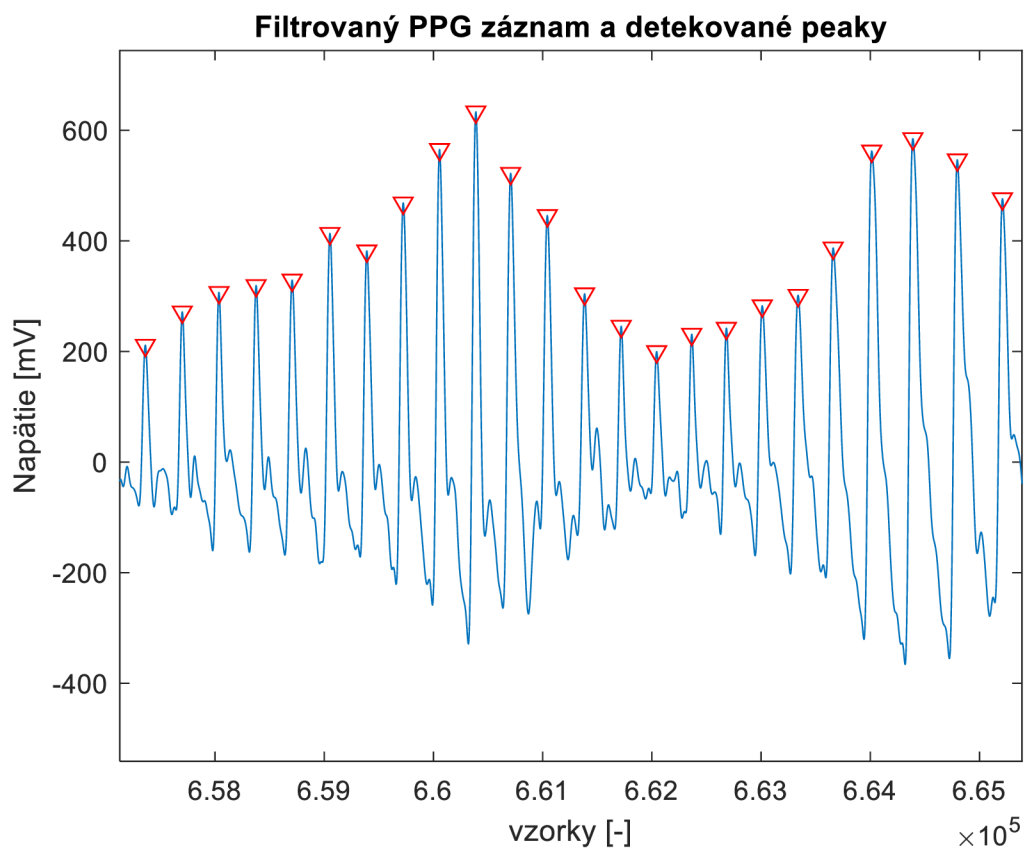
Obr. 6-8 Bloková schéma EKG detektoru



Obr. 6-9 Bloková schéma PPG detektoru



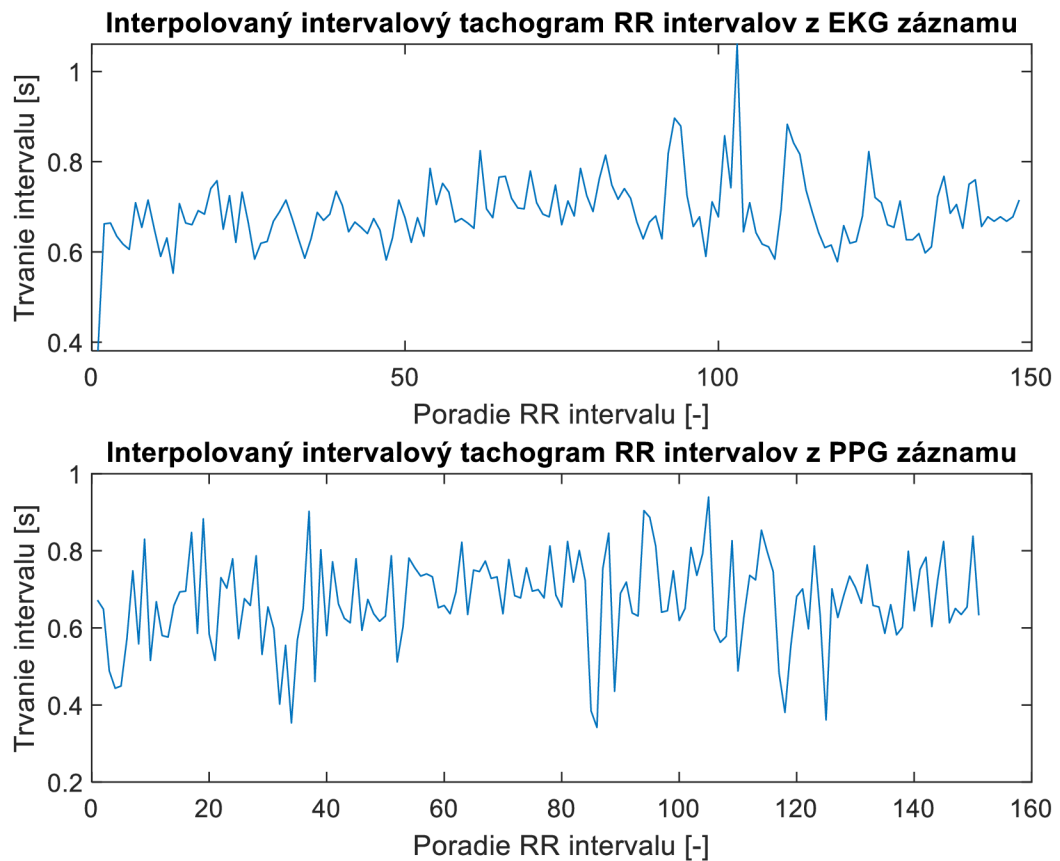
Obr. 6-10 Detekované R vlny v EKG signáli



Obr. 6-11 Detekované systolické peaky v PPG signáli

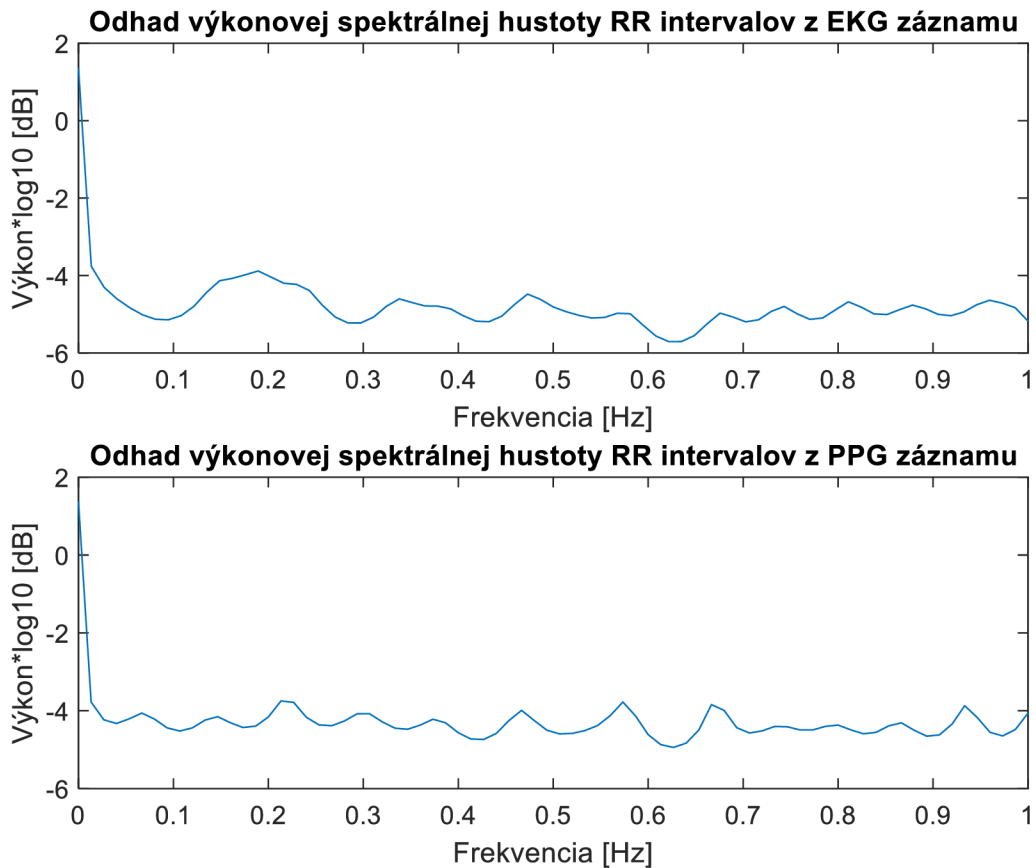
6.3 Postup stanovenia HRV parametrov

Po úspešnej detekcii peakov z predspracovaných 100-sekundových signálov z nich mohli byť extrahované intervaly RR. Z časovej oblasti podľa Tabuľka 1-1 boli vybrané tri najdôležitejšie časové parametre, ktoré boli z postupnosti RR intervalov vypočítané: smerodajná odchýlka RR intervalov (SDRR) pomocou vzorca 2.1, odmocnina priemeru kvadrátu odchýlky všetkých NN intervalov (RMSSD) pomocou vzorca 2.2 a percento NN intervalov, ktoré sa líšia o viac ako 50 ms (pNN50). Pre analýzu vo frekvenčnej oblasti bolo treba z postupnosti RR intervalov získať intervalový tachogram, ktorý je ekvidistantný. Ten bol získaný interpoláciou kubickými splajnami (viď Obr. 5-12).



Obr. 6-12 Interpolácia kubickými splajnami

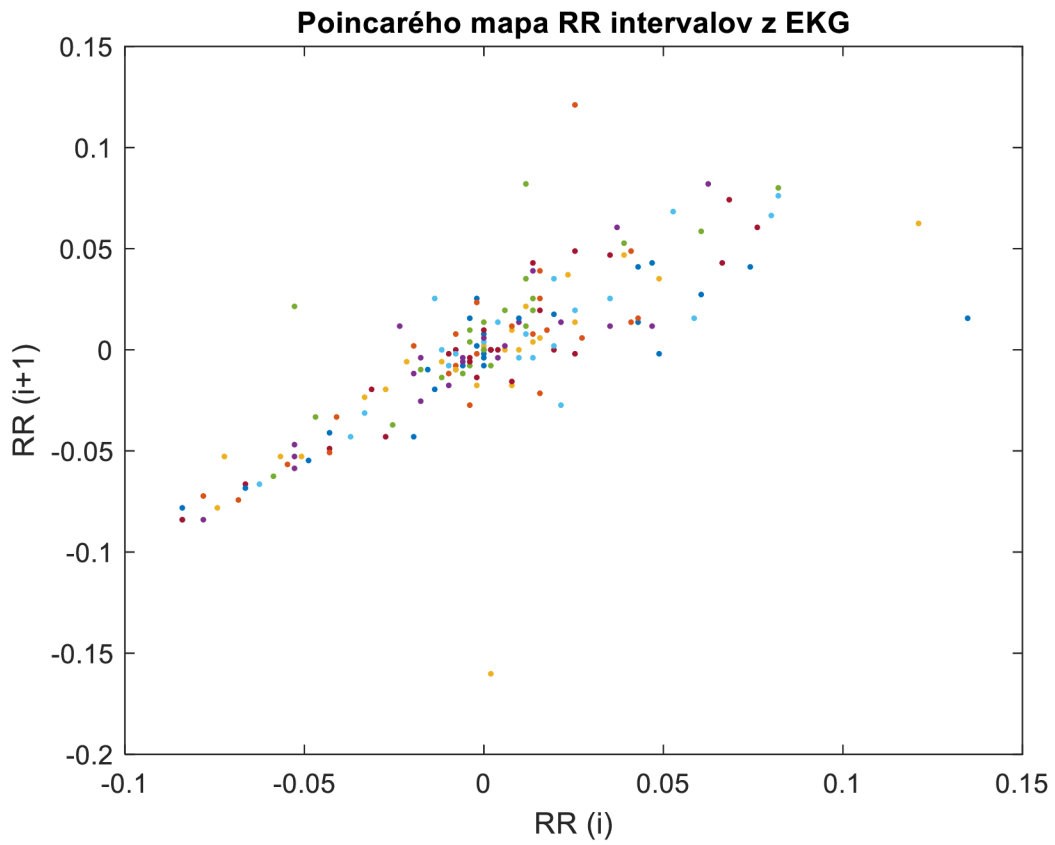
Následne bola odstránená DC zložka signálov pre vyššiu presnosť výpočtov a bol vykonaný odhad výkonovej spektrálnej hustoty pomocou AR odhadu Burgovou metódou (viď Obr. 5-13). Rád použitého modelu bol empiricky stanovený na hodnotu 30.



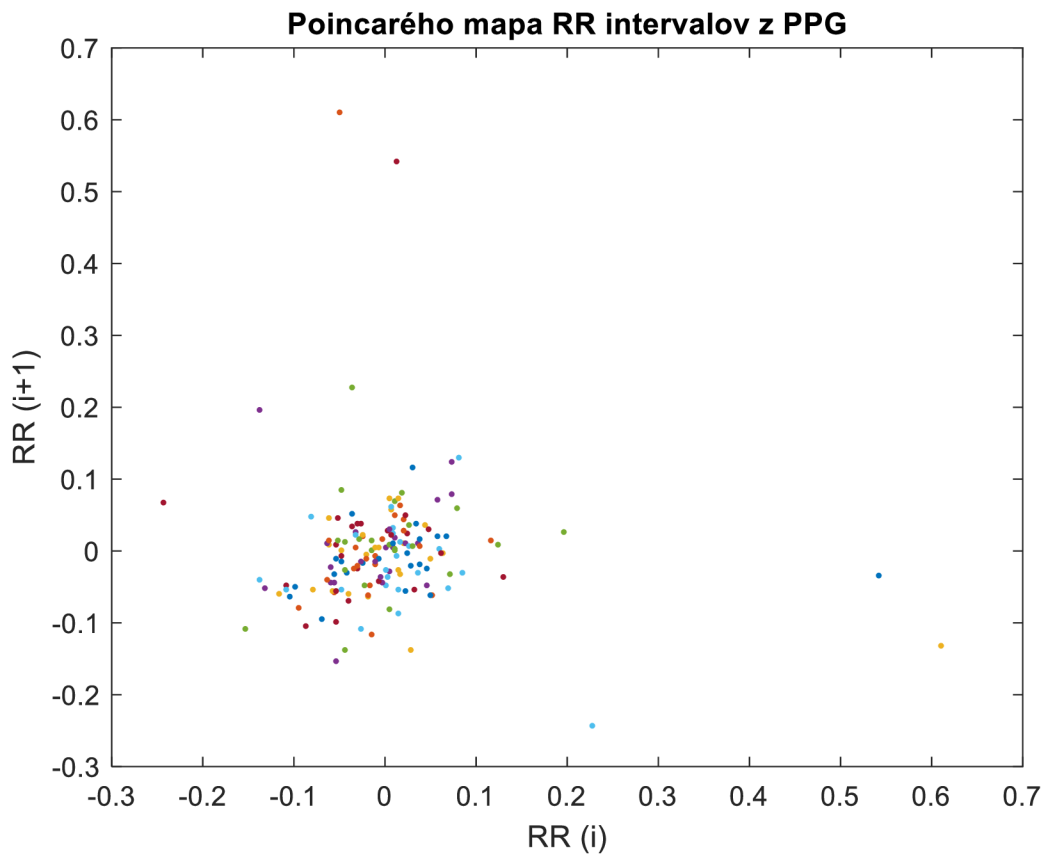
Obr. 6-13 Odhad výkonovej spektrálnej hustoty

Z odhadu celkového výkonu (TP) signálu boli ďalej vypočítané relatívne výkony v pásmach LF a HF a ich vzájomný pomer. Ako už bolo vysvetlené v kap. 2.3, výkon vo VLF pásme pri takto krátkych signáloch nemalo význam počítať, pretože by neposkytlo žiadne relevantné výsledky.

Z nelineárnych parametrov boli vypočítané smerodajné odchýlky z Poincarého mapy fluktuácií hodnôt po sebe idúcich RR intervalov v smere kolmom na os identických RR intervalov (SD1) a v smere pozdĺž nej (SD2).



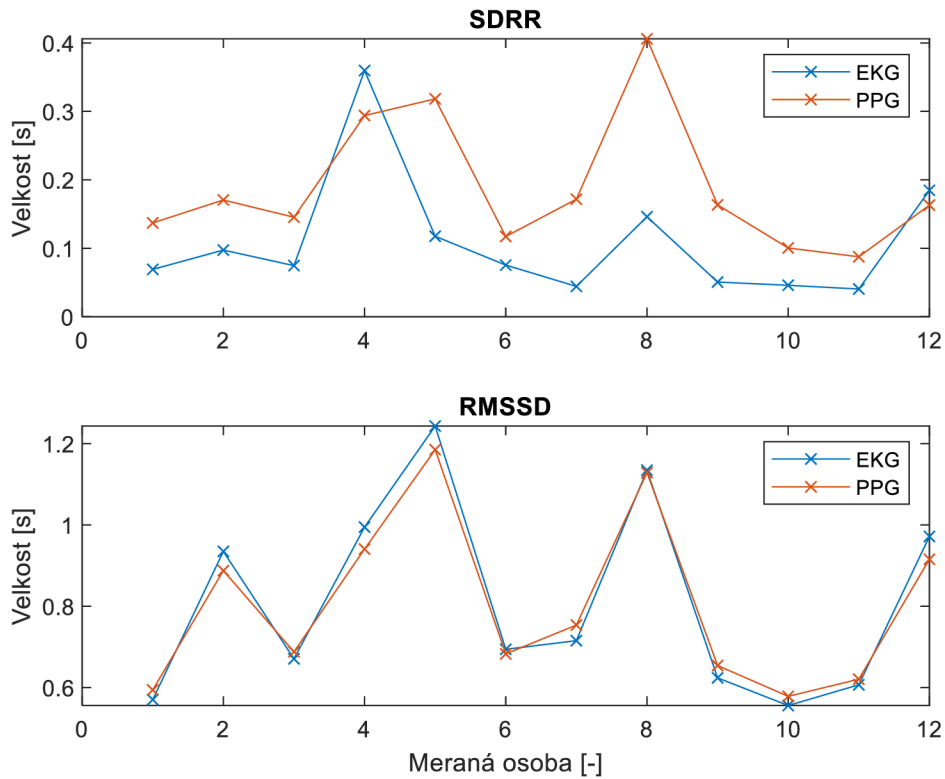
Obr. 6-14 Poincarého mapa z EKG signálu



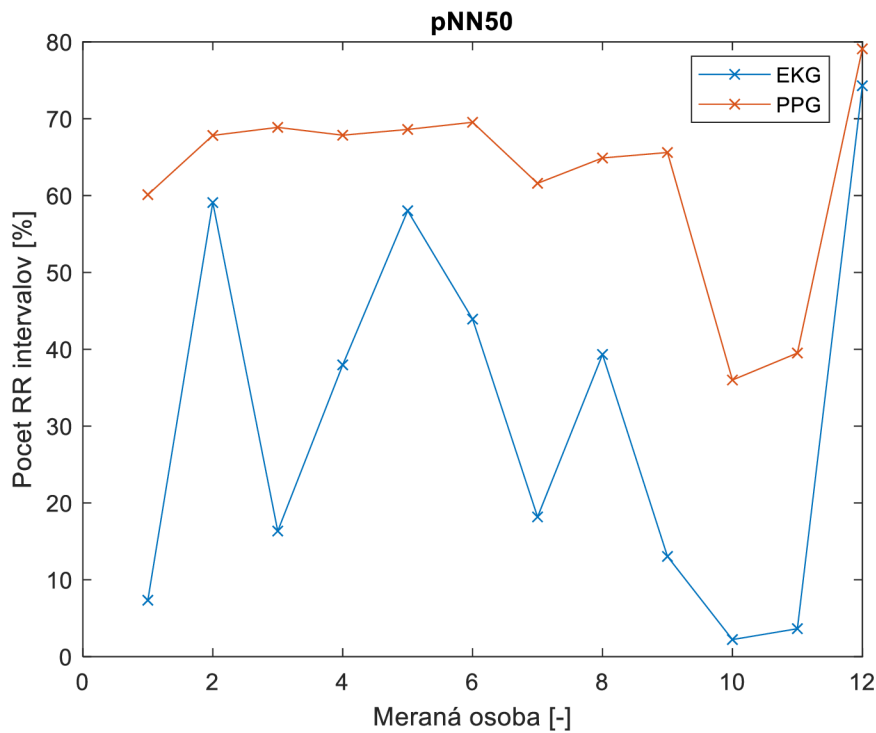
Obr. 6-15 Poincarého mapa z PPG signálu

Nasledovala štatistická analýza všetkých vypočítaných parametrov, ktorá mala za úlohu zistiť, či je medzi parametrami štatisticky významný rozdiel alebo nie. K tomu bolo najprv potrebné overiť normálnosť rozloženia dát. K overeniu tohto predpokladu bol použitý dvojvýberový Lillieforsov test. Na parametre, u ktorých bolo vyvrátené normálne rozloženie bola použitá alternatíva v podobe dvojvýberového nepárového Mann-Whitney testu. Ďalej bolo treba zistiť, či majú jednotlivé parametre v EKG a PPG naprieč všetkými meraniami zhodný rozptyl, čo ponúkol dvojvýberový nepárový F-test. Podľa výsledkov sa pokračovalo na konečný dvojvýberový nepárový t-test pre zhodný alebo nezahodný rozptyl. Všetky štatistické testy sa vykonávali na hladine významnosti $\alpha = 0.01$.

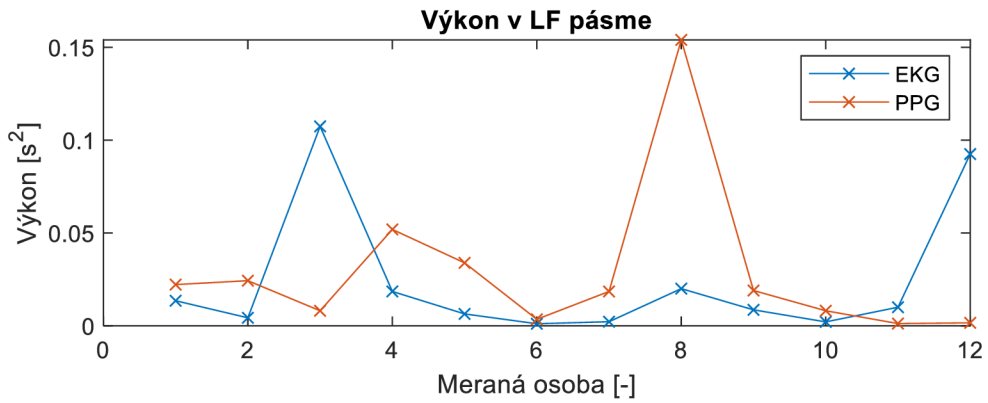
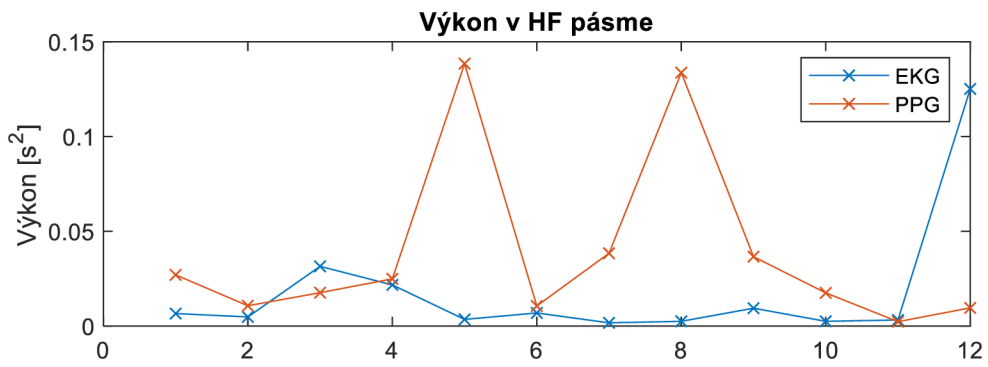
Vzájomné porovnanie hodnôt parametrov vynesené do grafickej podoby je znázornené na nasledujúcich grafoch.



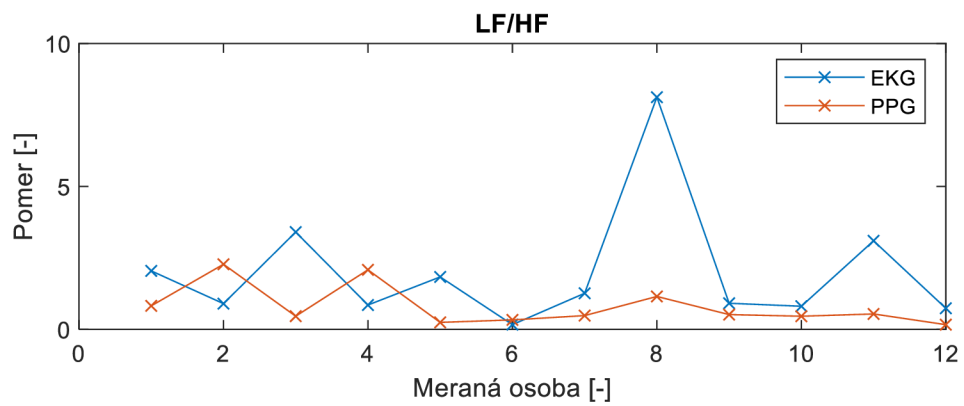
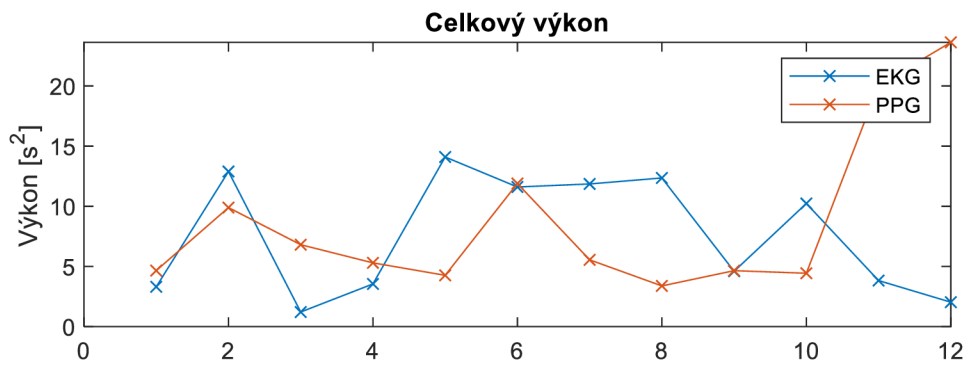
Obr. 6-16 Parametre SDRR a RMSSD pre kľudové záznamy



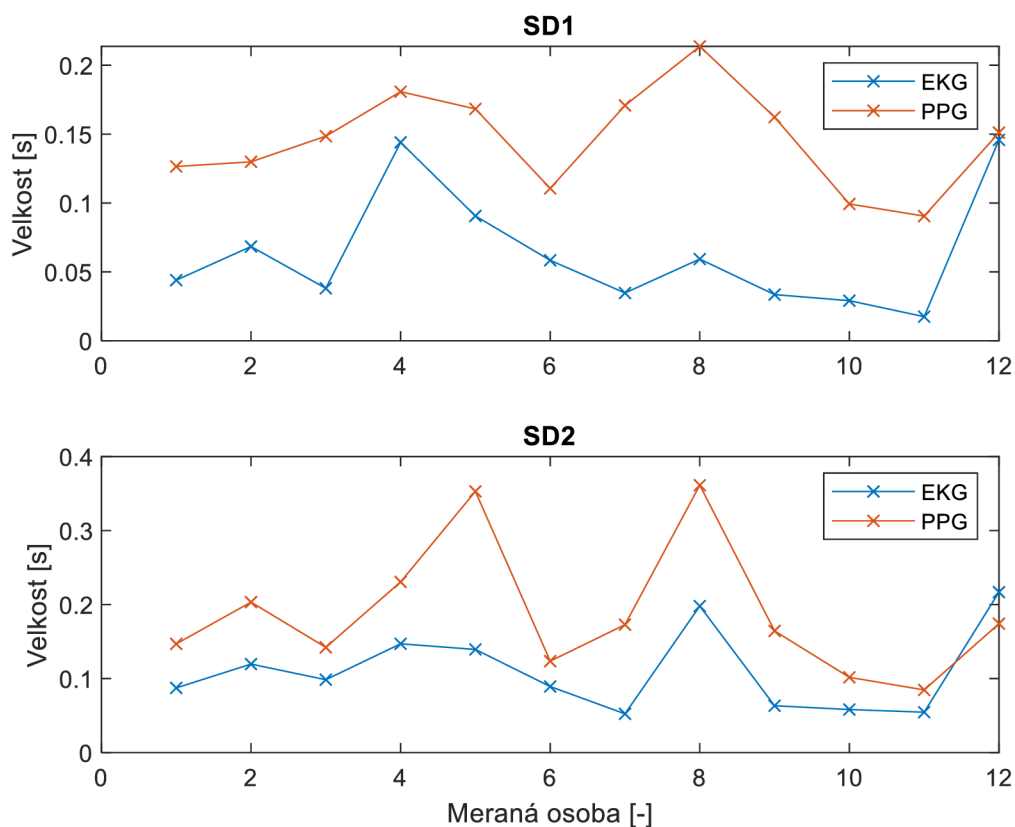
Obr. 6-17 Parameter pNN50 pre kľudové záznamy



Obr. 6-19 Parametre HF a LF pre kludové záznamy

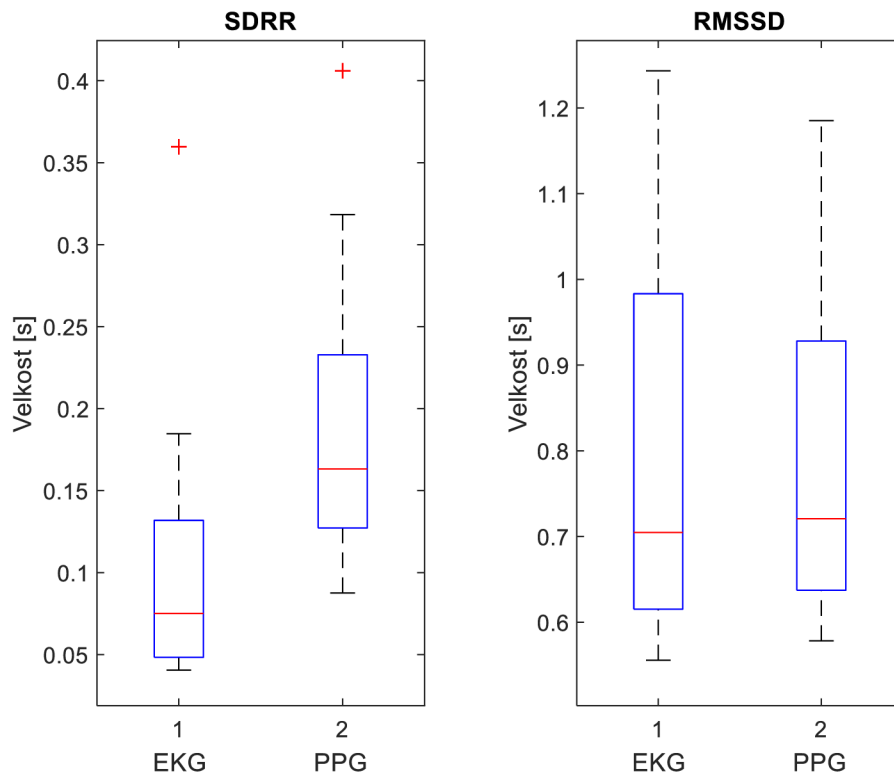


Obr. 6-18 Parametre TP a LF/HF pre kludové záznamy

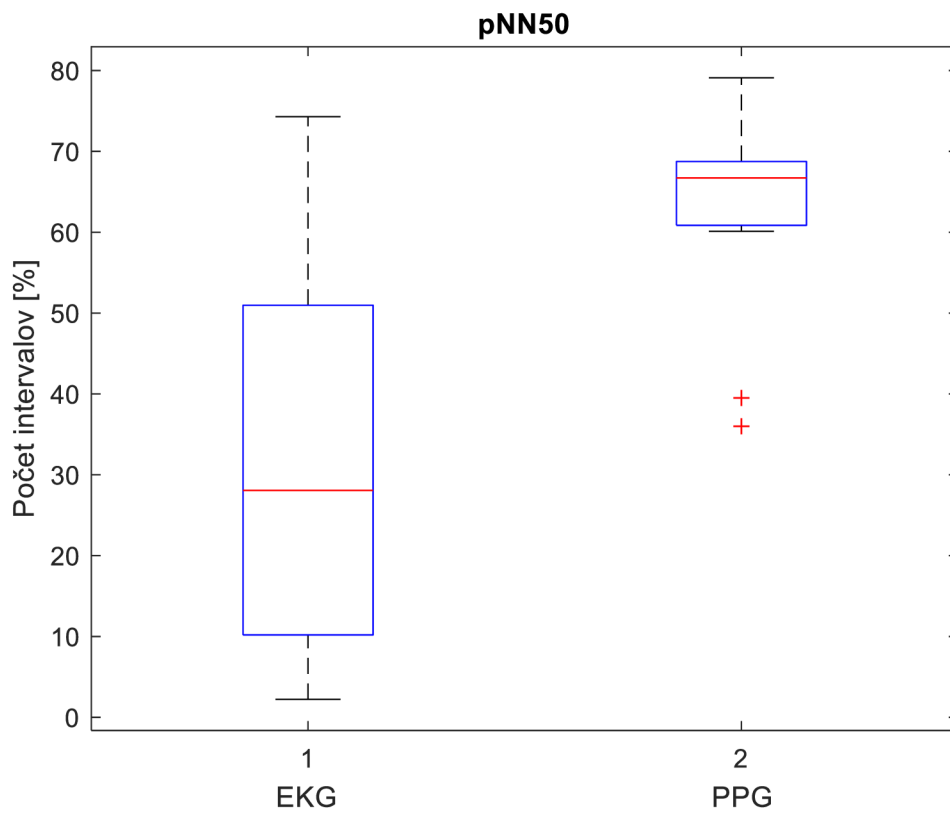


Obr. 6-20 Parametre SD1 a SD2 pre kludové záznamy

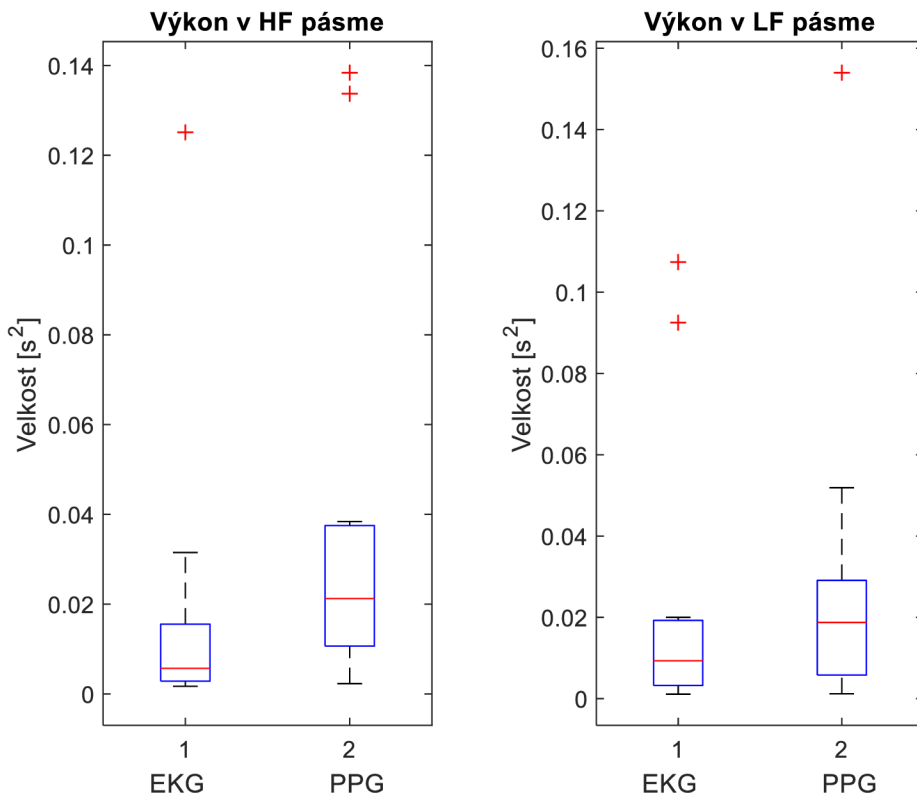
Rozdiely vo vypočítaných parametroch sa dajú zdôvodniť napr. neodfiltrovanými artefaktmi spôsobenými pohybom meranej osoby či nadmerným potením, nedokonalým priliehaním elektródy na kožu alebo nedostatočnou kvalitou detekcie peakov. Tým ostáva v signáli šum, z ktorého sa mylne odvodí RR intervaly, ktoré skresľujú výpočet konečných parametrov HRV. Pre predstavu o type rozdelení obsiahnutých dát a odľahlých hodnotách boli jednotlivé parametre vynesené do krabicových grafov a vizuálne porovnané.



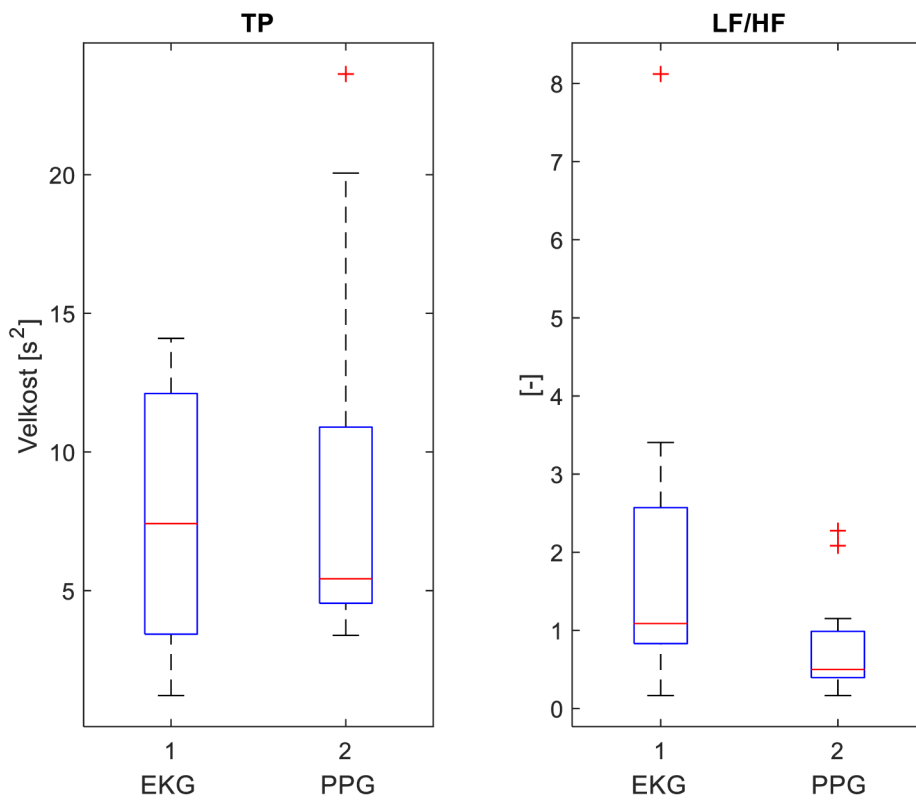
Obr. 6-21 Krabicový graf parametrov SDRR a RMSSD pre kludové záznamy



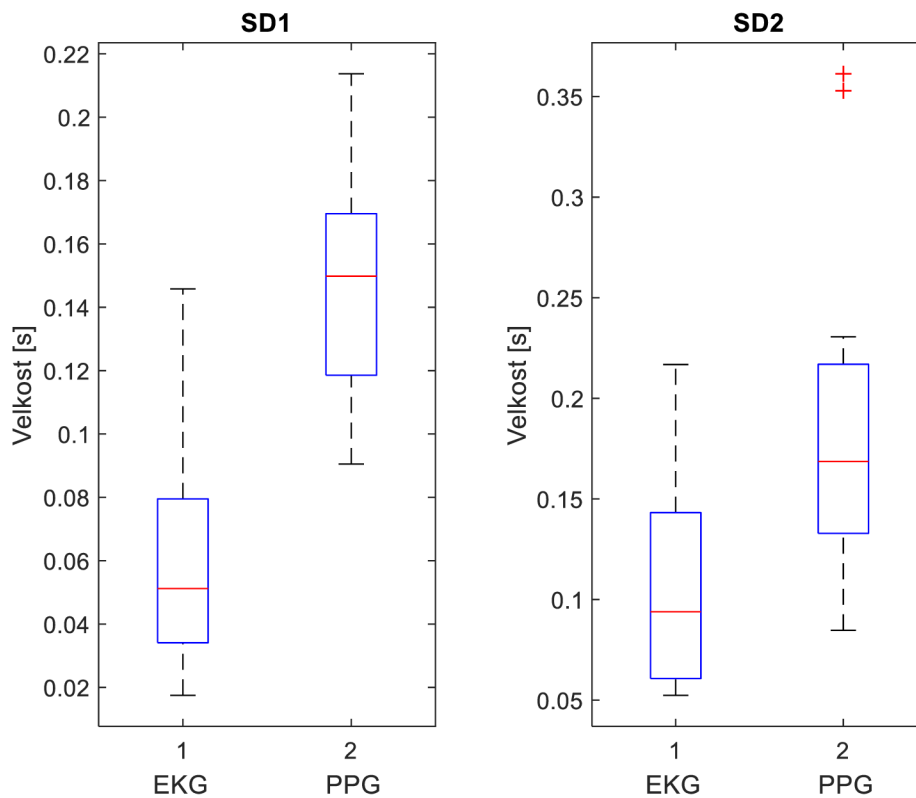
Obr. 6-22 Krabicový graf parametru pNN50 pre kludové záznamy



Obr. 6-24 Krabicový graf parametrů HF a LF pro klidové záznamy



Obr. 6-23 Krabicový graf parametrů SDRR a RMSSD pro klidové záznamy



Obr. 6-25 Krabicový graf parametrov SD1 a SD2 pre kludové záznamy

Na grafoch je vidieť, že frekvenčná oblasť je viac problematická ako časová a je v nej viac odľahlých hodnôt, čo môže byť spôsobené napr. artefaktmi v signáloch. Z nelineárnych parametrov a pNN50 sa dajú pozorovať rozdielne súbory hodnôt, z ktorých vyplýva, že odvodenie RR intervalov z PPG signálov je menej presné ako z EKG. Naopak, hodnoty parametru RMSSD sa zdajú byť takmer totožné pri oboch použitých modalitách. Korelácia parametrov v časovej oblasti je 76.79%, vo frekvenčnej oblasti 25.49% a nelineárne parametre korelujú na 53.03%.

Pred použitím t-testu je potrebné overiť normálne rozdelenie dát obsiahnutých v parametroch a zhodný rozptyl. Výsledky Lillieforsovho testu pre normálne rozdelenie sú zobrazené v Tabuľka 5-3. Normálne rozdelenie dát pri oboch typoch signálu majú parametre RMSSD, pNN50, TP, SD1 a SD2.

Tabulka 6-3 Overenie normálneho rozdelenia dát v parametroch HRV z EKG (vľavo) a PPG (vpravo)

Lilliefors test	H	p_value	Lilliefors test	H	p_value
SDRR	0	0.0854	SDRR	1	0.0012
RMSSD	0	0.0553	RMSSD	0	0.1482
pNN50	0	0.1868	pNN50	0	0.0260
TP	0	0.0716	TP	0	0.0107
HF	1	0.0010	HF	1	0.0010
LF	1	0.0010	LF	1	0.0056
LF/HF	0	0.0465	LF/HF	1	0.0025
SD1	0	0.1638	SD1	0	0.5000
SD2	0	0.4377	SD2	0	0.0782

Dvojvýberový nepárový F-test zas rozhodol o zhode rozptylu medzi parametrami EKG a PPG. Podľa výsledkov testu bola pri jednom parametri zamietnutá nulová hypotéza, že obsiahnuté dáta v ňom majú zhodný rozptyl a pri ôsmich zamietnutá nebola. To znamená, že parameter LF/HF nemá zhodný rozptyl a všetky zvyšné parametre rozptyl zhodný majú. Výsledok tohto testu je možno vidieť v Tabulka 5-4.

Tabulka 6-4 Overenie zhodného rozptylu dvojíc parametrov HRV

F-test	H	p_val
SDRR	0	0.8112
RMSSD	0	0.6765
pNN50	0	0.0362
TP	0	0.3232
HF	0	0.3467
LF	0	0.6249
LF/HF	1	7.72E-04
SD1	0	0.5859
SD2	0	0.1352

Podľa toho, či mali parametre zhodný rozptyl alebo nie sa t-test vyhodnocoval dvomi spôsobmi. Na parametre, ktoré túto požiadavku nedodržali, bola použitá forma t-testu pre nezgodný rozptyl, na tie, ktoré ju dodržali, zas pôvodná forma. Na parametre, ktoré nemali normálne rozdelenie bola použitá alternatíva v podobe Mann-Whitney

testu. Z výsledkov týchto testov v Tabulka 5-5 je zřejmé, že na hladine významnosti 0.01 všetky počítané parametre HRV z EKG a PPG, okrem pNN50 a SD1, pripúšťajú nulovú hypotézu o tom, že medzi parametrami neni štatisticky významný rozdiel.

Tabulka 6-5 Overenie štatisticky významného rozdielu medzi parametrami HRV z kľudových záznamov

t-test/MW	H	p_value
SDRR	0	0.0141
RMSSD	0	0.9369
pNN50	1	0.0006
TP	0	0.6552
HF	0	0.0225
LF	0	0.4882
LF/HF	0	0.0304
SD1	1	4.14E-05
SD2	0	0.0171

Po overení štatisticky významných rozdielov v kľudových záznamoch boli rovnakej analýze podrobené aj úseky záznamov pri záťaži s dĺžkou 5 minút. Záznamy boli rozdelené na polovicu t.j. 6 záznamov pri fyzickej aktivite a 6 záznamov pri psychickej aktivite pre lepšiu výpovednú hodnotu výsledkov. Priebežné výsledky vypočítaných parametrov a štatistických testov v grafoch a tabuľkách sú priložené v prílohe tejto práce.

V časovej oblasti bol mierne problematický prvý signál pri psychickej aktivite s názvom *Erik_PC_hra*. Parameter pNN50 sa zdá byť stále problematický pre PPG detektor. Paradoxne, pri fyzickej aktivite sú vo frekvenčnej oblasti hodnoty viac podobné ako pri psychickej, obdobne ako pri nelineárnych parametroch, kde je podobný trend. To môže byť spôsobené napr. menej kvalitne nasnímanými signálmi pri psychickej aktivite, alebo nevhodne vysegmentovanými úsekmi signálov. Vo väčšine hodnotách sa ale hodnoty EKG a PPG takmer zhodujú. Konečný výsledok t-testu je možné vidieť v Tabulka 5-6.

Tabulka 6-6 Overenie štatisticky významného rozdielu medzi parametrami HRV zo záznamov pri fyzickej (vľavo) a psychickej (vpravo) aktivite

t-test/MW	H	p_value	t-test/MW	H	p_value
SDRR	0	0.6754	SDRR	0	0.1314
RMSSD	0	0.9590	RMSSD	0	0.7119
pNN50	0	0.1320	pNN50	0	0.0972
TP	0	0.9868	TP	0	0.3546
HF	0	0.6991	HF	0	0.1818
LF	0	0.6991	LF	0	0.1748
LF/HF	0	0.1605	LF/HF	0	0.0278
SD1	0	0.1320	SD1	0	0.0116
SD2	0	0.7602	SD2	0	0.0619

Z výsledkov vyplýva, že medzi všetkými dvojicami vypočítaných parametrov zo záznamov EKG a PPG pri fyzickej či psychickej záťaži nebol preukázaný štatisticky významný rozdiel na hladine významnosti $\alpha = 0.01$.

7. ZÁVER

Cieľom predloženej bakalárskej práce bolo podrobné zoznámenie s meraním tepovej frekvencie s využitím EKG a PPG záznamov za účelom porovnania oboch metód z hľadiska výhod a možných limitácií. Ďalej bolo potrebné vykonať vlastné meranie, výpočet vybraných parametrov HRV a zodpovedanie otázky vhodnosti použitia PPG meraní ako alternatívu EKG pri výpočte HRV.

Pre splnenie hlavného cieľu záverečnej práce bola vypracovaná literárna rešerš v danej oblasti zameraná na uvedenie do problematiky kardiovaskulárneho systému a variability srdcového rytmu s používanými parametrami k jej analýze. Následne je popísaný princíp merania EKG záznamov a jeho spracovanie. Záver teoretickej časti je venovaný fotopletyzmografií a možnostiam analýzy PPG záznamov.

V praktickej časti je popísané vlastné meranie EKG a PPG záznamov na dobrovoľníkoch, realizácia algoritmu pre výpočet vybraných parametrov HRV a ich štatistická analýza. Pre účely práce bola vytvorená databáza obsahujúca spolu 14 záznamov PPG signálu meraných osôb pri rôznych denných aktivitách spolu s referenčným EKG záznamom. Navrhnutý algoritmus pre výpočet vybraných parametrov HRV spočíva v predspracovaní signálu lineárnou filtráciou, odstránení extrémov a artefaktov v čo najväčšej možnej miere a umocnení spolu s ďalšou vyhladzovacou filtráciou. Následne sa zo spracovaného signálu detekovali R vlny v EKG a systolické peaky v PPG vlastnými navrhnutými detektormi. Z uvedeného postupu vyplýva možnosť extrakcie RR intervalov a výpočet parametrov HRV. Ako použité parametre HRV počítané v tejto práci boli zvolené SDRR, RMSSD, pNN50 v časovej oblasti, ktorá poskytuje informácie o zmenách HRV v čase. Ďalej, vo frekvenčnej oblasti, ktorá sa využíva najmä pri hodnotení ANS a jeho podsystémov, je to parameter TP, výkon v HF a LF pásme a z nelineárnych parametrov sú to smerodajné odchýlky z Poincarého mapy SD1 a SD2.

Štatistická analýza vypočítaných parametrov spočívala v Lillieforsovom teste a dvojvýberovom nepárovom F-teste, ktoré mali za úlohu zistiť, či dáta obsiahnuté v dvojiciach parametrov z EKG a PPG záznamov majú normálne rozdelenie a zhodný rozptyl. Nakoniec bol vykonaný dvojvýberový parametrický t-test na parametre spĺňajúce požiadavky na rozptyl a rozloženie. Nesplňajúce dvojice parametrov pre

rozloženie boli podrobené neparametrickému Mann-Whitney testu a parametre nespĺňajúce podmienky rozptylu zas t-testu vo forme pre nezhodný rozptyl.

Časová analýza bola vykonaná bez problémov, avšak vo frekvenčnej oblasti sa objavujú skreslenia v PPG detekcií a hodnoty parametru LF/HF sú v niektorých prípadoch protichodné. Tieto skreslenia nastali pravdepodobne z dôvodu výskytu artefaktov v PPG signáli. Zrejme z rovnakého dôvodu ukazujú hodnoty nelineárnych parametrov z PPG detekcie takmer vo všetkých prípadoch mierne zvýšenú odchýlku v Poincarého mape oproti EKG detekcií. Z výsledkov analýzy krátkych kľudových signálov vyplýva, že všetky počítané parametre potvrdili hypotézu, že medzi nimi nie je štatistický rozdiel, okrem parametrov pNN50 a SD1 s p-hodnotami 0.0006 a 0.000414.

Nakoľko krátka analýza HRV v kľude príliš neodráža reálne požiadavky na lekársku prax, boli rovnakým spôsobom analyzované aj úseky signálov EKG a PPG. Tieto úseky s dĺžkou 5 minút boli rozdelené do 2 skupín na záznamy pri fyzickej alebo psychickej aktivite.

Časové parametre pri oboch typoch aktivity vykazujú všeobecne vyššiu koreláciu ako frekvenčné, avšak parameter pNN50 je pre PPG detekciu stále výrazne problematický pri všetkých signáloch z dôvodu nie vždy presnej lokalizácie systolických peakov v dôsledku spomínaných početných artefaktov. Ďalší z dôvodov je fakt, že parameter pNN50 je založený na počítaní zmien intervalov vo veľmi krátkom čase. Teda aj malá odchýlka má veľmi negatívny dopad na zhodu výsledku s referenciou v podobe EKG. Vo frekvenčnej oblasti pri fyzickej aktivite bol problematický prvý záznam s názvom *Pato_beh*, kde nastal problém s nedostatočným kontaktom elektród s pokožkou, toto sa odrazilo na rozdieli vypočítaných parametrov pri aktivite. S parametrami frekvenčnej oblasti a nelineárnymi parametrami sa objavujú rovnaké odchýlky ako pri kľudových záznamoch. Tieto chyby však mohli spočívať aj napr. v málo efektívnom predspracovaní a detekcií R vln a systolických peakov, nevhodnej interpolácií RR intervalov alebo zvolenou metódou získania odhadu spektrálnej hustoty.

Medián parametru SDRR 0.08s pre EKG a 0.16s pre PPG v kľudových záznamoch sa dá porovnať s výsledkami práce [22], kde boli hodnoty SDRR 0.06s, resp. 0.049s. Menšia dosiahnutá odchýlka autorkou sa dá odôvodniť napr. dlhším meraním v absolútnom kľude, oproti kratšiemu meraniu v sede v predloženej práci.

Výsledky korelačnej analýzy medzi vypočítanými hodnotami parametrov z EKG a PPG v časovej oblasti je 77%, vo frekvenčnej oblasti však iba 25%. Oproti [23] sú to hodnoty o 5%, resp. 62% nižšie. Parameter pNN50 dosiahol chybu 9% čo je o 21% menej oproti [24].

Pri finálnom štatistickom testovaní vhodnými testami sa p-hodnoty kľudových signálov v porovnaní s úsekmi signálov pri aktivite výrazne líšili. Parametre pochádzajúce z psychických aktivít boli bližšie ku kľudovým hodnotám ako k fyzickej aktivite. Ani občasné výrazné rozdiely v hodnotách pri fyzickou či psychickej námahe však nedokázali, že by bola ktorákoľvek z dvojíc počítaných parametrov EKG a PPG štatisticky významne rozdielna na hladine významnosti 0.01.

Vzľadom na dosiahnuté výsledky v tejto bakalárskej práci je možné povedať, že PPG sa javí ako použiteľná alternatíva k EKG pri analýze HRV z parametrov počítaných v tejto práci, ktoré obstáli v štatistických testoch. Aj v kľudových záznamoch sa však objavili artefakty, ktoré výrazne skresľovali výsledky a predstavujú riziko pri ďalšej analýze. Analyzované záznamy neboli príliš dlhé a vytvorená databáza od dobrovoľníkov nie je moc rozsiahla, preto je na mieste pokračovať v zbere dát, skvalitniť meraciu techniku a robustnosť algoritmu v predspracovaní signálov a pokračovať v analýze ďalších signálov pre vyššiu pravdepodobnosť správneho výsledku.

LITERATÚRA

1. **SHERWOOD, Lauralee.** *Human Physiology: From Cells to Systems*. 7th ed. s.l. : Cengage Learning, 2010. ISBN: 978-0-495-39184-5.
2. **HAMPTON, John.** *EKG stručně, jasně, přehledně*. Praha : Grada, 2013. ISBN: 978-80-247-4246-5.
3. **LANGMEIER, Miloš.** *Základy lékařské fyziologie*. 1. vydání. Praha : Grada Publishing, 2009. ISBN: 978-80-247-2526-0.
4. **ACHARYA, Rajendra U, a iní.** *Heart rate variability: a review*. s.l. : [online]. Springer, 2006. s. 1031-1051. [2022-01-02]. Zv. 44 (12). ISSN: 0140-0118. Dostupné z: doi: 10.1007/s11517-006-0119-0.
5. **DAVY, Kevin P, a iní.** *Elevated heart rate variability in physically active young and older adult women*. s.l. : [online]. Clinical Science, 1998. s. 579-584 [2022-04-01]. Zv. 94. ISSN: 0143-5221. Dostupné z: doi: 10.1042/cs0940579.
6. **SHAFFER, Fred. a GINSBERG, J.P.** *An Overview of Heart Rate Variability Metrics and Norms*. s.l. : [online]. Frontiers in Public Health., 2017 [2022-01-04]. Zv. 5 (258). ISSN: 2296-2565. Dostupné z: doi: 10.3389/fpubh.2017.00258.
7. **BRICOUT, Véronique-Aurélie, DECHENAUD, Simon a FAVRE-JUVIN, Anne.** *Analyses of heart rate variability in young soccer players: The effects of sport activity*. s.l. : [online]. Elsevier, 2010. s. 112-116 [2022-01-03]. Zv. 154. ISSN: 1566-0702. Dostupné z: doi: 10.1016/j.autneu.2009.12.001.
8. **STEIN, Phyllis K a PU, Yachuan.** Heart rate variability in congestive heart failure. In: [aut. knihy] Markad V KAMATH, Mari A WATANABE a Adrian R.M. UPTON. *Heart rate variability (HRV) signal analysis: clinical applications*. Boca Raton : CRC Press, 2013, s. 303-323. ISBN: 978-1-4665-7605-6.
9. **SAUL, Philip J.** *Beat-to-beat variations of heart rate reflect modulation of cardiac autonomic outflow*. s.l. : [online]. American physiological society, 1990. s. 32-37 [2021-12-30]. Zv. 5. ISSN: 0886-1714.
10. **XHYHERI, Borejda., a iní.** *Heart Rate Variability Today*. [online]. Bologna : Elsevier, 2012. s. 321-331 [2022-01-05]. Zv. 55 (3). ISSN: 0033-0620. Dostupné z: doi: 10.1016/j.pcad.2012.09.001.

11. **TAELMAN, Joachim., a iní.** *Influence of Mental Stress on Heart Rate and Heart Rate Variability.* [online]. Berlín : Springer, 2008. s. 1366-1369 [2022-01-03]. Zv. 22. Dostupné z: doi: 10.1007/978-3-540-89208-3_324.
12. **LUKL, Jan.** *Klinická kardiologie stručně.* 1. vydání. Olomouc : Univerzita Palackého v Olomouci, 2004. ISBN: 80-244-0876-7.
13. **HAMPTON, John a HAMPTON, Joanna.** *The ECG Made Easy.* 9th ed. s.l. : Elsevier, 2019. ISBN: 978-0-7020-7457-8.
14. **ASCHERMANN, Michael, a iní.** *Kardiologie.* 1. vyd. Praha : Galén, 2004. ISBN: 80-7262-290-0.
15. **VÍTEK, Martin.** *Automatické rozměření signálu EKG.* Brno : ÚBMI VUT Brno, 2010. ISSN: 1213-4198.
16. **KOZUMPLÍK, Jiří.** *Analýza biologických signálů. Elektronická skripta.* Brno : ÚBMI VUT Brno, 2011.
17. **ALLEN, John.** *Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement.* s.l. : [online]. IOP Publishing Ltd, 2007. s. R1-R39 [2022-03-01]. Zv. 28. ISSN: 0967-3334. Dostupné z: doi: 10.1088/0967-3334/28/3/R01.
18. **PANKAJ, a iní.** *A Review on Computation Methods Used in Photoplethysmography Signal Analysis for Heart Rate Estimation.* [online]. Barcelona : Springer, 2021. s. 921-940. [2021-12-28]. Zv. 28 (2). ISSN: 1886-1784. Dostupné z: doi: 10.1007/s11831-021-09597-4.
19. **MOYLE, John TB.** *Pulse Oximetry.* 2nd ed. Londýn : BMJ Books, 2002. ISBN: 0-7279-1740-4.
20. **MOHEBBIAN, Mohammad Reza, a iní.** *Blind, Cuff-less, Calibration-Free and Continuous Blood Pressure Estimation using Optimized Inductive Group Method of Data Handling.* [online]. Saskatoon : Elsevier, 2020. [2022-01-02]. Zv. 57. ISSN: 1746-8108. Dostupné z: doi: 10.1016/j.bspc.2019.101682.
21. **MORAES, Jermana L, a iní.** *Advances in Photoplethysmography Signal Analysis for Biomedical Applications.* s.l. : [online]. Sensors, 2018 [2022-01-05]. Zv. 18 (6). ISSN: 1424-8220. Dostupné z: doi: 10.3390/s18061894.

22. **LÁDROVÁ, Martina.** *Analýza srdeční variability z multikanálového fotopletysmografu, Bakalářská práce.* Ostrava: Fakulta elektrotechniky a informatiky, Technická univerzita Ostrava, 2016.
23. **PINHEIRO, N., a iní.** *Can PPG be used for HRV analysis?* s.l. : 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2016. s. pp. 2945-2949. doi: 10.1109/EMBC.2016.7591347.
24. **JEYHANI, Vala, a iní.** *Comparison of HRV parameters derived from photoplethysmography and electrocardiography signals.* s.l. : 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2015. s. pp. 5952-5955. doi: 10.1109/EMBC.2015.7319747.
25. **VÍTEK, Martin a KOZUMPLÍK, Jiří.** *Software pro testování detektorů QRS na databázi CSE.* Brno: Ústav biomedicínského inženýrství, Vysoké učení technické v Brně, 2010, URL: <http://www.ubmi.feec.vutbr.cz/vyzkum-a-vyvoj/produkty>.
26. *Shimmer Sensing.* [Online] Shimmer. [2022-04-28]. Dostupné z: <https://shimmersensing.com/wearable-sensor-products/individual-sensors/>.

ZOZNAM SKRATIEK

VUT	Vysoké učení technické
ÚBMI	Ústav biomedicínskeho inžénýrství
HRV	Variabilita srdečného rytmu (z angl. heart rate variability)
ANS	Autonómny nervový systém
SNS	Sympatický nervový systém
PNS	Parasympatický nervový systém
HR	Srdcová frekvencia (z angl. heart rate)
EKG	Elektrokardiografia
PPG	Fotopletyzmografia
STV	Krátkodobé variácie (z angl. short time variations)
LTV	Dlhodobé variácie (z angl. long time variations)
VLF	Veľmi nízkofrekvenčný (z angl. very low frequency)
LF	Nízkofrekvenčný (z angl. low frequency)
HF	Vysokofrekvenčný (z angl. high frequency)
FFT	Rýchla Fourierova transformácia
SA	Simoatriálny
AV	Atrioventrikulárny
AC	Striedavý (z angl. alternating current)
DC	Jednosmerný (z angl. direct current)
AR	Autoregresívny

PRÍLOHA A – KOMPRIMOVANÁ ZLOŽKA

Komprimovaná zložka obsahuje zdrojové kódy - hlavnú funkciu *Main.m* a 2 osobitné funkcie pre EKG a PPG detektor a priečink *Grafy_tabulky* s priebežnými výsledkami analýzy záznamov pri fyzickej a psychickej aktivite v podobe grafov s parametrami a tabuliek s výstupmi štatistických testov.