

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Brno, 2019

Sabina Svobodová



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 ROZDÍLU HRV PARAMETRŮ Z PP A RR INTERVALŮ

ANALYSIS OF DIFFERENCE BETWEEN HRV PARAMETERS GAINED FROM PP AND RR INTERVALS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Sabina Svobodová

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Jakub Milek

BRNO 2019

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Studentka: Sabina Svobodová

ID: 195196

Ročník: 3

Akademický rok: 2018/19

NÁZEV TÉMATU:

Analýza rozdílu HRV parametrů z PP a RR intervalů

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

- 1) Proveďte literární rešerši problematiky detekce P vln a QRS komplexů v EKG signálu a následné frekvenční analýzy HRV.
- 2) Zvolte vhodný algoritmus pro detekci P a R vln, frekvenční analýzy HRV a její následné hodnocení.
- 3) Realizujte detektor R vlny a začátku P vlny v programovém prostředí MATLAB a otestujte na vybraných signálech EKG z databáze UBMI.
- 4) Proveďte HRV frekvenční analýzu tachogramů získaných pomocí detektorů.
- 5) Srovnajte výsledky získané z tachogramů tvořenými pomocí detekovaných P vln a QRS komplexů.
- 6) Diskutujte dosažené výsledky a rozdíly mezi oběma přístupy.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] Marek Malik and A. John Camm, editors. Dynamic electrocardiography. Blackwell, Elmsford, N.Y., 1st ed edition, 2004. OCLC: 834296640.
- [2] TARVAJAINEN, Mika P., Juha-Pekka NISKANEN, Jukka A. LIPPONEN, Perttu O. RANTA-AHO a Pasi A. KARJALAINEN. Kubios HRV – Heart rate variability analysis software. Computer Methods and Programs in Biomedicine. 2014, 113(1), 210-220. ISBN 10.1109 / IEMBS.2005.1615741. ISSN 01692607.

Termín zadání: 4.2.2019

Termín odevzdání: 24.5.2019

Vedoucí práce: Ing. Jakub Milek

Konzultant:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.
předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

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

Abstrakt

Tato bakalářská práce má za cíl řešit problematiku EKG signálu, respektive detekci komplexu QRS a P vlny a následné analýzy variability srdečního rytmu. První část práce je zaměřena na literární rešerši. Věnuje se anatomii srdce, elektrokardiografii a detailnějšímu popisu jednotlivých vln, dále je práce zaměřena na samotné předzpracování EKG signálu, detekci QRS komplexu a detekci P vln. V poslední teoretické části je popsána analýza variability srdečního rytmu. V praktické části je detekce QRS komplexu, P vlny a následné analýzy srdečního rytmu naprogramována v prostředí MATLAB. Na závěr dochází ke statistickému vyhodnocení v softwaru STATISTICA.

Klíčová slova

EKG signál, QRS komplex, P vlna, Detekce, Variabilita srdečního rytmu, MATLAB, STATISTICA

Abstract

This bachelor thesis aims to solve problems of ECG signals, respectively detection of QRS complex and P wave, and subsequent analysis of heart rate variability. The first part is focused on literary research. It deals with the heart anatomy, electrocardiography and more detailed description of individual waves, as well as with the pre-processing of ECG signal, QRS complex detection and P wave detection. The last theoretical part describes the analysis of heart rate variability. In the practical part detection of QRS complex, P wave and subsequent analysis of heart rate variability is programmed in MATLAB. Finally, statistical evaluation is performed in STATISTICA.

Keywords

ECG signal, QRS complex, P - wave, Detection, Heart rate variability, MATLAB, STATISTICA

SVOBODOVÁ, S. *Analýza rozdílů HRV parametrů z PP a RR intervalů*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 20196. 50s. Vedoucí práce: Ing. Jakub Milek

Prohlášení

„Prohlašuji, že svou závěrečnou práci na téma Analýza rozdílu HRV parametrů z PP a RR intervalů 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 závěrečné práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této závěrečné práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne **21. května 2019**

.....
podpis autorky

Poděkování

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

V Brně dne **21. května 2019**

.....
podpis autorky

Obsah

1	Úvod.....	11
2	Srdce.....	12
2.1	Fyziologie srdce	12
2.2	Elektrokardiogram	13
2.3	Části EKG křivky	14
2.3.1	Vlna P	15
2.3.2	Komplex QRS.....	15
2.3.3	Úsek ST.....	15
2.3.4	Vlna T	15
2.3.5	Vlna U.....	15
3	Zpracování signálu	16
3.1	Předzpracování signálu.....	16
3.2	Analýza signálu – rozměření	16
3.3	Klasifikace signálu	17
4	Typy rušení EKG	18
4.1	Úzkopásmové rušení	18
4.1.1	Síťový brum.....	18
4.1.2	Kolísání nulové izoliny.....	18
4.2	Širokopásmové rušení.....	19
4.2.1	Myopotenciály.....	19
5	Metody detekce QRS komplexu.....	20
5.1	Detektor QRS komplexu založený na umocnění filtrovaného signálu	20
5.2	Detektor QRS komplexu založený na obálce filtrovaného signálu.....	22
5.3	Detekce založená na přizpůsobené filtraci	23
5.4	Detekce založená na umělé neuronové síti	23
5.5	Detekce založená na vlnkové transformaci.....	24
6	Metoda detekce P vln	25
6.1	Vlnková transformace.....	25
7	Variabilita srdečního rytmu.....	27
7.1	Analýza HRV ve časové oblasti	27

7.2	Analýza HRV ve frekvenční oblasti.....	29
8	Praktická část.....	33
8.1	Popis analyzovaných dat.....	33
8.2	Detektor QRS založený na obálce signálu	34
8.3	Detekce P vlny	36
8.4	Výpočet NN intervalů.....	37
8.5	Analýza v časové oblasti	40
8.6	Analýza ve frekvenční oblasti	41
9	Vyhodnocení.....	43
10	Závěr	47
11	Literatura.....	48

Seznam obrázků

Obr. 1: Převodní systém srdce [2]	13
Obr. 2: Vlevo: Einthovenovy a Goldbergerovy svody; vpravo: umístění elektrod hrudních svodů [4,5]	14
Obr. 3: EKG křivka [5]	14
Obr. 4: Obecné schéma zpracování signálu [5]	16
Obr. 5 : Úzkopásmové rušení signálu EKG – síťový brum [5]	18
Obr. 6 : Úzkopásmové rušení signálu EKG - drift.....	19
Obr. 7 : Širokopásmové rušení - myopotenciály	19
Obr. 8 : Blokové schéma detektoru QRS komplexu [14]	20
Obr. 9. : Detektor QRS komplexu založený na filtraci, umocnění a vyhlazení [14]	21
Obr.10 : Ukázka obálky signálu [14]	22
Obr.11 : Blokové schéma metody detekce založené na přizpůsobené filtraci [5]	23
Obr. 12 : Síť typu vícevrstvý perceptron [15].....	24
Obr. 13 : Transformace extrémů a inflexních bodů [12]	26
Obr. 14 : Rozdělení hustoty pravděpodobnosti [11].....	29
Obr. 15 : Rozložení energie výkonového spektra [19]	31
Obr. 16 : Intervalová funkce, proložení lineárním a kubickým splajnem [21]	32
Obr. 17 : Vyfiltrovaný signál pásmovou propustí spolu s obálkou signálu u signálu 16265m.mat.....	34
Obr. 18 : EKG signál s detekovanými QRS komplexy u signálu 16265m.mat.....	35
Obr. 19 : Originální zašuměný EKG signál s detekovanými P vlnami u signálu 16265m.mat	36
Obr. 20 : Posloupnost NN a PP intervalů u signálu 16265m.mat.....	37
Obr. 22 : Posloupnost PP intervalů interpolovány kubickým splajnem u signálu 16265m.mat.....	38
Obr 21 : Posloupnost NN intervalů interpolovány kubickým splajnem u signálu 16265m.mat.....	38
Obr. 23 : Odhad výkonového spektra z NN intervalů	39
Obr. 24 : Odhad výkonového spektra z PP intervalů.....	39
Obr. 25 : Histogram NN intervalů.....	40

Obr. 26 Histogram PP intervalů	41
Obr. 27 : Rozdíly parametrů NN a PP intervalů v časové oblasti	43
Obr. 28 : Rozdíly parametrů NN a PP intervalů ve frekvenční oblasti.....	44

Seznam tabulek

Tab. 1 Přehled parametrů získaných ze statistických metod v časové oblasti [17,20]	27
Tab. 2 Přehled parametrů získaných z geometrických metod v časové oblasti [17,18]...	29
Tab. 3 Přehled metod ve frekvenční oblasti u krátkodobých záznamů [17,18,19]	30
Tab. 4 Přehled metod ve frekvenční oblasti u dlouhodobých záznamů [19]	31
Tab. 5 Testování dat – párový t-test / Wilcoxonův párový test.....	45

1 Úvod

Elektrokardiografie je v současné době jednou z nejpoužívanějších diagnostických metod. Je založena na snímání elektrické aktivity srdečního svalu. Ze signálu EKG se dále může provádět analýza variability srdečního rytmu (HRV). HRV je v poslední době velmi populární neinvazivní diagnostická metoda. Základem použití HRV analýzy je správná detekce R vln, ze kterých se následně sestrojí tachogram. Analýzu lze provádět v časové a frekvenční oblasti.

V této bakalářské práci je stručně popsána problematika detekce QRS komplexu a následné detekce P vlny. Než se přistoupí na danou detekci, signál se vždy musí předzpracovat, aby došlo k eliminaci nežádoucích složek. Filtrací EKG signálu eliminujeme právě tyto složky, dochází k jejich potlačení.

Následně je popsána teoretická část variability srdečního rytmu. Nejprve jsou podrobně rozebrány všechny statistické a geometrické parametry v časové oblasti, poté je v práci přiblížena problematika HRV ve frekvenční oblasti.

Hlavní část se věnuje samotné detekci R vlny, P vlny a jejich následných NN a PP intervalů v prostředí MATLAB. Cílem bakalářské práce bylo zjistit rozdíl analýzy HRV z NN a PP intervalů. V poslední části probíhá statistické vyhodnocení dat pomocí párového t-testu a Wilcoxonova párového testu v softwaru STATISTICA. V závěru jsou zrekapitulované získané výsledky.

2 Srdce

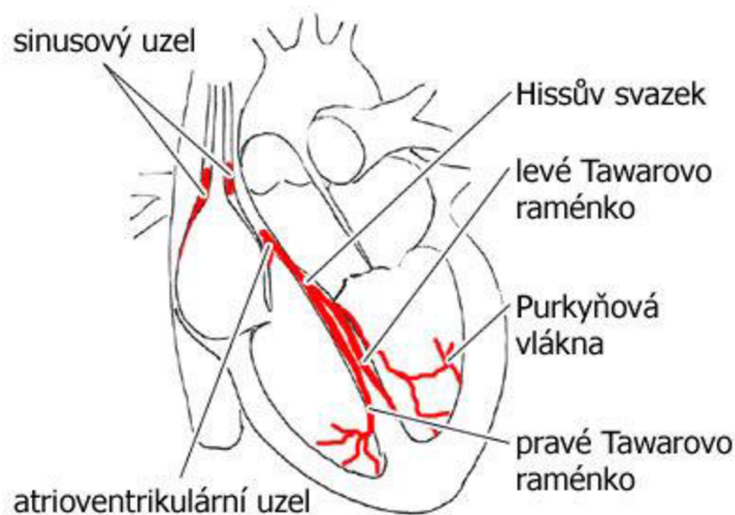
Srdce je dutý svalový orgán, který je uložený v dutině hrudní mezi pravou a levou plící v tzv. mezihrudí. Je ústředním orgánem krevního oběhu a pracuje jako pumpa – přečerpává okysličenou krev z plic do velkého tělního oběhu a neokysličenou krev z velkého oběhu do plic (malého oběhu). Anatomicky i funkčně lze na srdci rozeznat pravou a levou část, které jsou oddělené septem, z nichž každá z nich se skládá ze srdeční komory a srdeční síně [1].

2.1 Fyziologie srdce

Pravá komora má oproti levé komoře výrazně tenčí stěnu, a tedy i menší hmotnost, pohání nízkotlaký plicní oběh, do kterého přivádí odkysličenou krev z celého těla. Levá komora je tedy mohutnější a jejím úkolem je přečerpávat okysličenou krev z plic do vysokotlakého systémového oběhu. Do síní přitéká krev ze žil. Síně a komory jsou od sebe odděleny chlopněmi, které zabraňují zpětnému toku krve. Obě části tohoto biologického čerpadla mají stejný rytmus, stejný výdej i minutový objem krve.

Srdeční cyklus je řízen převodním systémem srdečním, tj. elektrickými ději, které spouštějí mechanické děje. Vzruch začíná v sinusovém (sinoatriálním – SA) uzlu tvořeného tkání, u které dochází k samovolnému periodickému elektrickému podráždění. Frekvence je řízena nervovou činností, tj. parasympatikem, který činnost srdce zpomaluje a sympatikem, který naopak činnost srdce zrychluje. Sinoatriální uzel tedy určuje srdeční rytmus. Ze sinoatriálního uzlu se pak vzruch šíří na síně, kde způsobí podráždění a následnou kontrakci. Následně vzruch přechází na síňokomorový (atrioventrikulární – AV) uzlík, na který navazuje Hisův svazek. Za Hisovým svazkem se podráždění šíří levým a pravým Tawarovým raménkem, poté do Purkyňových vláken, kde je šíření nejrychlejší. Vzruch se z Purkyňových vláken šíří ke všem buňkám svaloviny komor [3].

Převodní systém srdeční vidíme na obr. 1.



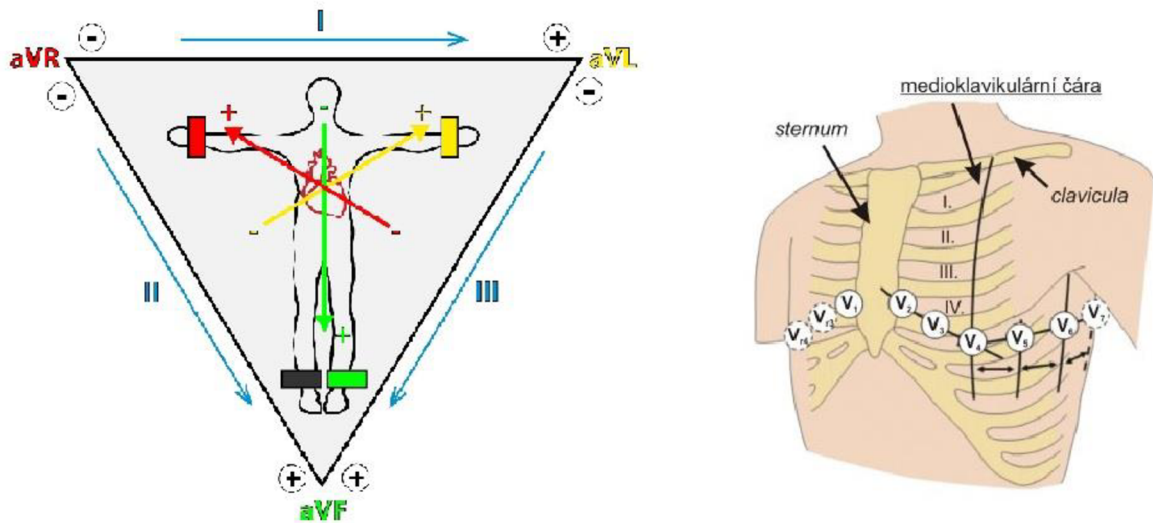
Obr. 1: Převodní systém srdce [2]

2.2 Elektrokardiogram

Elektrokardiogram je záznam napětových změn během srdečního cyklu. Základem EKG je popis jednoho srdečního cyklu. Pro hodnocení signálů EKG je nejvíce využívám systém 12 elektrokardiografických svodů, které jsou založeny na měření napětí mezi různými místy na končetinách a na hrudníku.

Končetinové svody vycházejí z Einthovenova trojúhelníku s vrcholy na ramenou a pod bránicí. Svody I, II a III se označují jako bipolární končetinové svody. Svody avR, avF a avL jsou unipolární Goldbergerovy svody. Poslední jsou svody unipolární hrudní, které se značí V1 až V6 podle jejich umístění na hrudníku. Svody I, II a aVL snímají elektrické potenciály z levého laterálního povrchu srdce, svody III a avF ze spodní stěny a svod avR z pravé síně. Šest hrudních svodů (V1-V6) hledí na srdce v horizontální rovině, zepředu a z levé strany. Svody V1 a V2 sledují aktivitu pravé komory, svody V3 a V4 aktivitu mezikomorového septa a přední stěny levé komory a svody V5 a V6 aktivitu přední a laterální stěny levé komory. Hrudní elektrody snímají potenciály vzhledem k tzv.

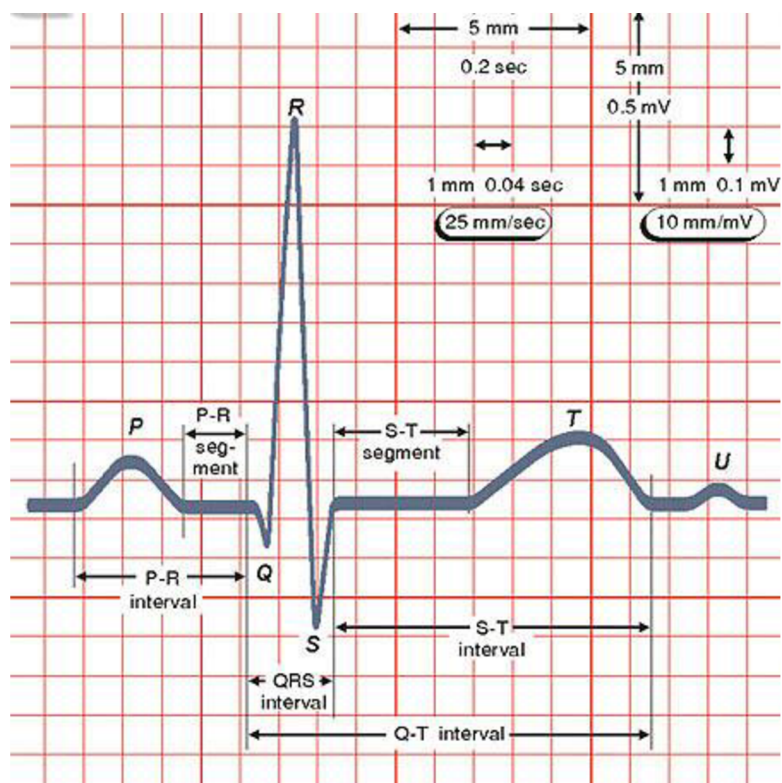
Wilsonově svorce (místo s nulovým potenciálem) [4]. Jednotlivé svody jsou zobrazeny na obrázku 2.



Obr. 2: Vlevo: Einthovenovy a Goldbergerovy svody; vpravo: umístění elektrod hrudních svodů [4,5]

2.3 Části EKG křivky

Při měření srdce elektrokardiografem získáváme jako výstup tzv. EKG křivku. EKG křivka se skládá z jednotlivých vln a kmitů. Příklad EKG křivky je ukázán na obrázku 3.



Obr. 3: EKG křivka [5]

2.3.1 Vlna P

Vlna P odpovídá šíření vzruchu ze sinusového uzlíku svalovinou síní. Zachycuje elektrickou aktivitu síní. Dělí se na dvě části, přičemž část první zaznamenává depolarizaci pravé síně, část druhá depolarizaci síně levé. Repolarizace síní není viditelná, neboť zaniká s následujícím komplexem QRS, který je oproti vlně P velmi výrazný.

Fyziologická délka trvání je do 0,12 s. Interval PQ informuje o čase, který potřebuje elektrický impuls cestující z SA uzlu pro průnik AV uzlem, Hissovým svazkem, Tawarovými raménky a Purkyňovými vlákny až k počátku depolarizace svaloviny komor. Délka trvání se pohybuje v rozmezí 0,12 s - 0,20 s.

Prodloužení vlny P bývá známkou hypertrofie levé síně, ke kterému dochází často při mitrálních vadách. Pokud je zvýšená vlna P, s největší pravděpodobností se jedná o hypertrofii pravé síně, která provází často plicní nemoci [5,6,7].

2.3.2 Komplex QRS

Komplex QRS odpovídá depolarizaci svaloviny obou komor, s repolarizací souvisí tvar segmentu ST a následná vlna T. Nejvyšší hodnota QRS komplexu může dosahovat hodnot až několik mV.

Komplex může mít tři typy kmitů v závislosti na poloze snímací elektrody. Kmit Q je první negativní kmit, kterým komplex začíná. Vyjadřuje depolarizaci septa a papilárních svalů. Tento kmit v některých případech ovšem může v komplexu chybět. Naopak pokud kmit bude delší než 0,04 s, jedná se o patologický kmit. Dá se tedy přepokládat, že došlo k infarktu myokardu.

Kmit R je vždy pozitivní kmit komplexu. Je-li v komorovém komplexu více pozitivních kmitů, označují se s apostrofem R', R'' atd. Kmit S je negativní kmit, který následuje po kmitu R [5,6,7].

2.3.3 Úsek ST

Po depolarizaci komorové svaloviny (QRS komplex) následuje fáze plato. V myokardu nedochází k elektrickým změnám. Jedná se o izoelektrický interval mezi koncem QRS komplexu a začátkem vlny T. Podstatou ST je repolarizace komor. Bod, kterým končí QRS komplex a začíná úsek ST, označujeme jako junkční bod J. ST úsek popisujeme ve všech 12 svodech [5,6,7].

2.3.4 Vlna T

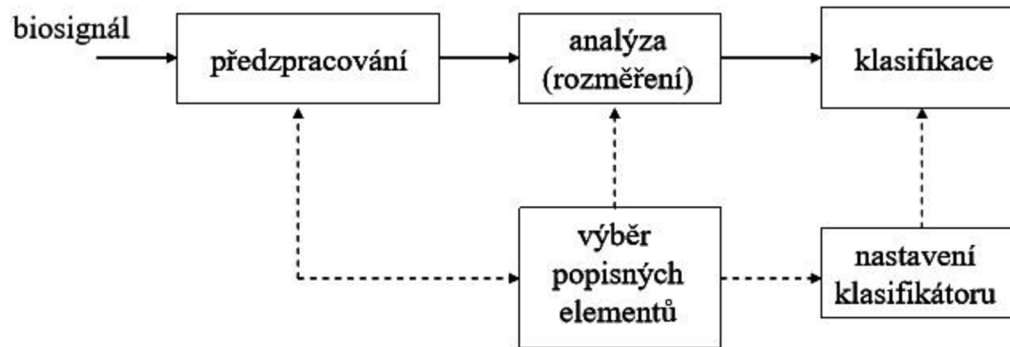
Vlna T je podobně jako úsek ST výrazem repolarizace komor. Za normálních okolností je vlna T lehce asymetrická. Odchytky T vlny se vyskytují, obdobně jako patologie ST úseku, při ischemii myokardu [5,6,7].

2.3.5 Vlna U

Někdy se v EKG záznamu vyskytuje i vlna U. Její příčina ovšem není zcela jasná [5,6,7].

3 Zpracování signálu

Zpracování signálu můžeme rozdělit do tří základních skupin: předzpracování, analýza a klasifikace signálu. Obecné schéma je zobrazeno na obrázku 4.



Obr. 4: Obecné schéma zpracování signálu [5]

3.1 Předzpracování signálu

Vstupem i výstupem v této fázi je signál. Cílem předzpracování signálu je jeho úprava do podoby, která je výhodnější pro následující analýzu. Nejčastějším způsobem, který se používá u předzpracování signálu je filtrace, která vede k potlačení nežádoucích složek signálu (např. šumu). Při této fázi tedy dochází k odstranění rušivých složek, aniž bychom nějak znehodnotili daný užitečný signál [5,8,9].

3.2 Analýza signálu – rozměření

Analýza EKG je nutný krok pro klasifikaci jednotlivých cyklů EKG. Vstupem tohoto bloku je samotný předzpracovaný signál, výstupem je jeho popis množinou parametrů vhodných pro následující klasifikaci. Principem analýzy, respektive rozměření je tedy identifikace důležitých vln, které reprezentují jednotlivé funkční kroky srdeční analýzy.

Získávání příznaků z EKG signálu většinou následuje po samostatné segmentaci. Segmentace je chápána jako oddělení zajímavých úseků signálu, které obsahují veškeré signifikantní informace. K segmentaci dochází podle charakteristických bodů EKG, které chápeme jako začátky a konce vln P, T a QRS komplexu. Nejčastěji hledáme kmit R, který je rozpoznatelný i v silně zašuměném signálu. Před QRS komplexem se nachází vlna P, její detekce je velmi závislá na velikosti šumu [5].

3.3 Klasifikace signálu

Vstupem v této fázi je množina příznaků z analýzy a výstupem je označení třídy, do které byl daný signál přiřazen. Pro klasifikaci signálu EKG je možné vybírat z široké škály přístupů zahrnující filtrovací algoritmy, transformace a použití metod strojového učení. V některých případech je možné použít dvou či více metod. Nejčastěji používané metody jsou použití neuronových sítí, pokročilé metody strojového učení anebo fuzzy systémy [5].

4 Typy rušení EKG

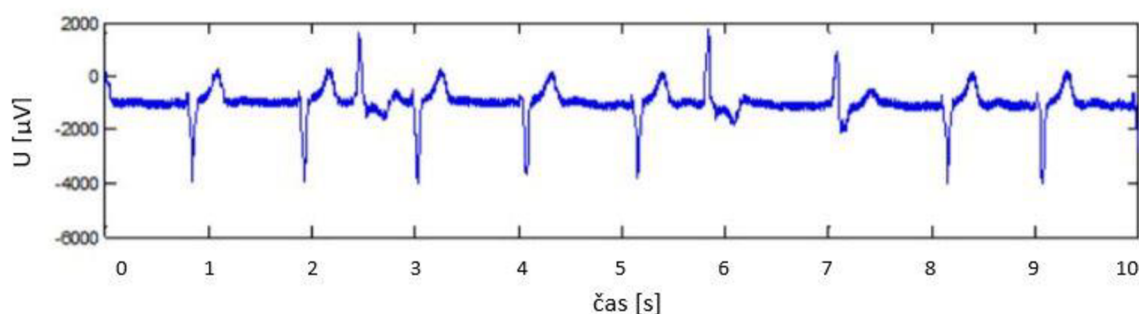
Každý získaný signál EKG bývá částečně znehodnocen různými biologickými nebo fyzikálními artefakty. Jednotlivé rušení EKG signálu lze z hlediska šířky frekvenčního pásma rozdělit do dvou skupin: úzkopásmové a širokopásmové rušení.

4.1 Úzkopásmové rušení

Mezi úzkopásmové rušení řadíme síťový brum a kolísání nulové izolínie (drift).

4.1.1 Síťový brum

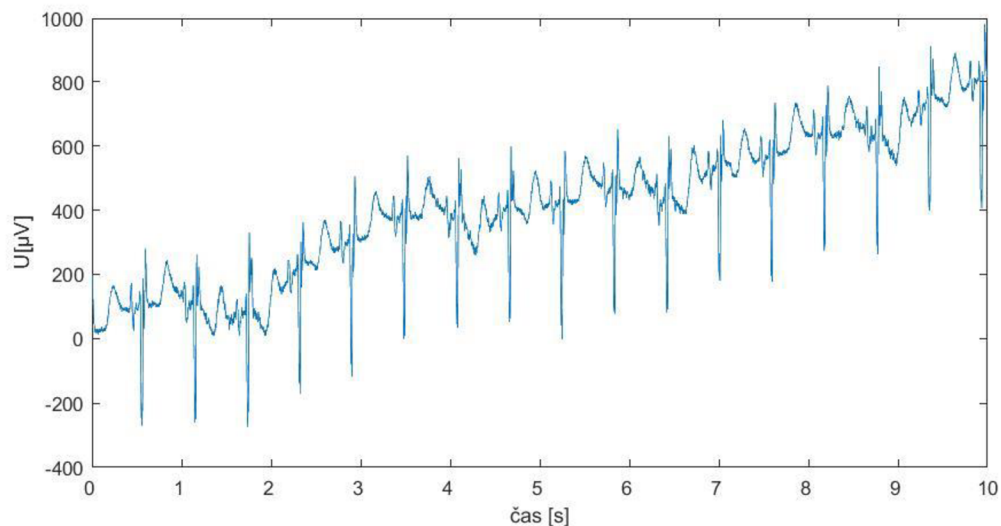
Síťový brum neboli síťové rušení nepříznivě ovlivňuje užitečný signál EKG. Jde o harmonický signál, který se indikuje z elektrické sítě a způsobuje rušení na frekvenci pohybující se v okolí 50 Hz. Toto rušení elektrovedné sítě se považuje za nejčastější typ rušení. K jeho odstranění se používá pásmové zadržky právě na 50 Hz [5]. Ukázka síťového rušení je na obrázku 5.



Obr. 5: Úzkopásmové rušení signálu EKG – síťový brum [5]

4.1.2 Kolísání nulové izolínie

Kolísání nulové izolínie neboli drift, jak vidíme na obrázku 6, je nejčastěji způsobeno elektrochemickými procesy na rozhraní elektroda – kůže (asi do 0,8 Hz), dýcháním (do 0,5 Hz) a pomalými pohyby pacienta (přibližně do 2 Hz). Jedná se o náhodné změny signálu podle osy Y. K odstranění tohoto typu rušení nám postačí filtr typu horní propust [5].



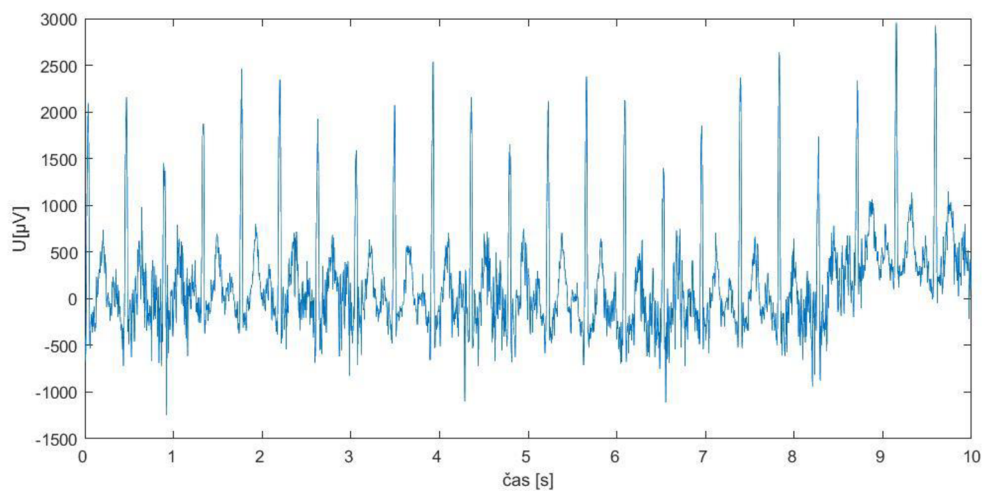
Obr. 6 : Úzkopásmové rušení signálu EKG - drift

4.2 Širokopásmové rušení

Širokopásmové rušení má velký vliv na daný EKG signál, protože frekvenční pásmo výrazně zasahuje do spektra užitečného signálu.

4.2.1 Myopotenciály

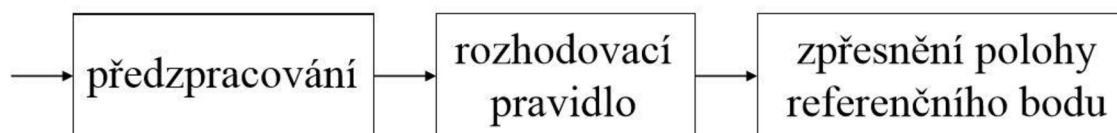
Jedná se o šum vzniklý svalovou činností vyšetřovaného pacienta. U klidového vyšetření se vyskytuje od 100 Hz a výše. Toto rušení je typické pro zátěžové EKG, kde frekvenční pásmo sahá shora až do hodnot 10 Hz až 20 Hz [5]. Signál zašuměný myopotenciály vidíme na obrázku 7.



Obr. 7 : Širokopásmové rušení - myopotenciály

5 Metody detekce QRS komplexu

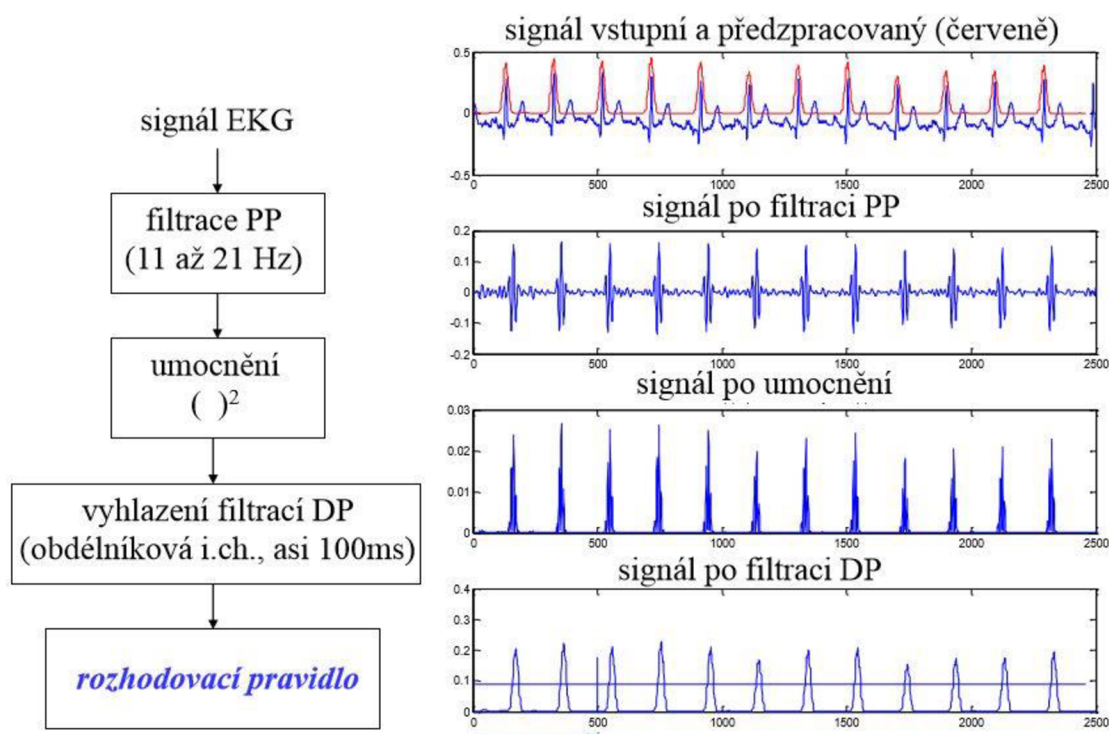
QRS komplex je nejvýraznější v celém EKG signálu, proto je i nejlépe pozorovatelný. QRS komplex nám značí depolarizaci svaloviny srdečních komor. Frekvenční rozsah QRS komplexu se pohybuje v rozmezí hodnot od 10 Hz do 20 Hz. Obecné schéma QRS komplexu se skládá ze tří základních částí, jak vidíme na obrázku číslo 8 : předzpracování, rozhodovací pravidlo a zpřesnění polohy referenčního bodu. Předzpracováním se odstraňují rušivé vlivy. Zpřesnění polohy referenčního bodu se používá především při analýze variability srdečního rytmu nebo při aplikaci kumulací [14].



Obr. 8 : Blokové schéma detektoru QRS komplexu [14]

5.1 Detektor QRS komplexu založený na umocnění filtrovaného signálu

Detektor je založen na principu umocnění filtrovaného signálu, kde dochází ke zvýraznění pozitivního kmitu R. Blokové schéma detektoru je zobrazeno na obrázku 9. Původní signál EKG je zašuměný nějakou ze složek pásmového rušení. K jeho potlačení se použije pásmová propust s dolním mezním kmitočtem 11 Hz a horním mezním kmitočtem 21 Hz. Pásmová propust by nám měla odstranit rušivé složky, potlačit ostatní vlny – P, T, popřípadě U, ale zároveň by nám neměla znehodnotit užitečný signál.



Obr. 9. : Detektor QRS komplexu založený na filtraci, umocnění a vyhlazení [14]

Dalším krokem v případě tohoto detektoru je umocnění filtrovaného signálu na druhou. Tento krok má za následek zvýraznění špiček, a díky umocnění se nám všechny hodnoty převrátí do kladných hodnot. Poté se signál vyfiltruje dolní propustí.

V závěrečném kroku dochází k samotné detekci QRS komplexu. V prvním bodě je nutné stanovit práh, podle kterého se bude stanovovat přítomnost QRS komplexu. Existují 2 možnosti prahu – pevný a adaptivní práh. Při stanovení pevného prahu se určí přesná hodnota, která by danému signálu vyhovovala.

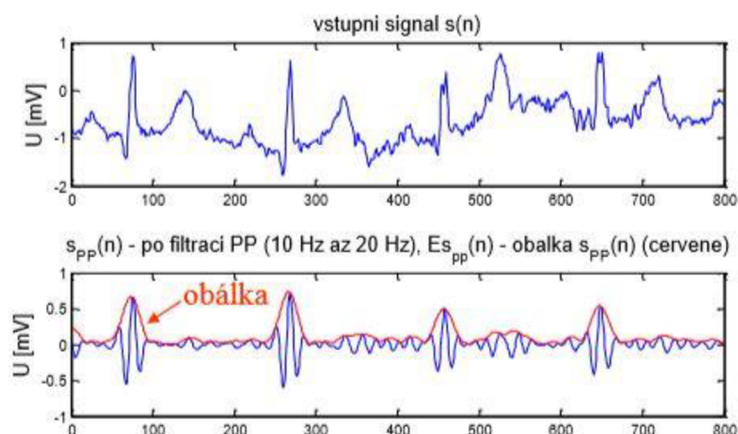
Hodnota prahu se nastavuje na 40 % velikosti maxima posledního detekovaného impulsu. Aby se zvýšila spolehlivost detekce, je možné nastavit i další hodnoty. Po detekovaném komplexu se neočekává výskyt jiných komplexů, proto je uvažovaná fáze, kdy prahová hodnota klesá pod určitou mez. Pokud dojde k případu, kdy se QRS komplex nenalezne po dobu 1,66 – násobku délky předchozího RR intervalu, hledá se komplex v opačném směru [5].

5.2 Detektor QRS komplexu založený na obálce filtrovaného signálu

Detektor založený na obálce filtrovaného signálu má zpočátku téměř totožný postup jako detekce založená na umocnění signálu. Hlavním rozdílem je zde vytvoření tzv. obálky filtrovaného signálu, která je definována jako absolutní hodnota analytického signálu. Analytický signál je komplexní, má tedy jak reálnou, tak i imaginární část.

Prvním krokem je tedy filtrace signálu pásmovou propustí o mezních frekvencích 11 Hz až 21 Hz, aby nám zůstala pouze užitečná složka signálu. V samotné detekci se použije Hilbertova transformace, která vede k vytvoření imaginární složky analytického signálu, který má jednostranné spektrum. Jedná se o aplikování analytického filtru na signál, který jej převede do komplexní roviny. Dále je signál převeden do absolutních hodnot a tím je získána námi hledaná obálka signálu [14]. Signál s detekovanou obálkou vidíme na obrázku 10.

Analytický signál vznikne z reálného signálu, pokud jsou z celého spektra odstraněny složky se zápornými frekvencemi. Postup lze popsat pomocí dvou vektorů, které proti sobě rotují v komplexní rovině konstantní rychlostí. Je nutno uvést, že oba vektory jsou v každém okamžiku komplexně sdružené. Vektor X_p rotuje v kladném směru, zatímco vektor X_n ve směru záporném ($X = X_p + X_n$). Hilbertova transformace signálu, který náleží vektoru X , je signál, který lze také vyjádřit součtem dvou vektorů $Y = Y_p + Y_n$, které též rotují proti sobě stejnou rychlostí jako složky vektoru X . U vektoru Y_n dochází k pootočení o 90° , čímž vzniká jY_n , kde j je komplexní jednotka. Vektor jY_n se vyruší s vektorem X_n . Jelikož jsou vektory Y_p a Y_n sdružené, platí tedy $Z = X + jY$. Tento součet představuje analytický signál s jednostranným spektrem, tedy pouze kladné složky [10].



Obr.10 : Ukázka obálky signálu [14]

Následná detekce samotného QRS komplexu je shodná s detektorem umocněného signálu. Výhodou této detekce je větší přesnost, neboť zde dochází k více vyhlazenému průběhu bez ostrých přechodů.

5.3 Detekce založená na přizpůsobené filtraci

Tato metoda se obecně používá pro detekci nepravidelných impulsů ve směsi se šumem. Vychází z principu autokorelace a ze souvislosti korelace s konvolucí. Vzájemná korelace dvou signálů může být realizována konvolucí, přičemž jeden ze signálů je převeden do reverzní podoby. [14] Vzájemnou korelaci signálů můžeme vyjádřit jako konvoluci

$$r_{yx}(n) = y(n) * x(-n), \quad (5.1)$$

kde $y(n)$ a $x(n)$ znázorňují jednotlivé signály [5].

Ať $y(n)$ je tedy signál, který se skládá z impulsu známého tvaru $x(n)$ – v našem případě úsek, který odpovídá komplexu QRS – a bílého šumu $w(n)$, poté platí

$$Y(n) = x(n) + w(n), \quad (5.2)$$

Jak už bylo zmíněno výše, tato detekce využívá princip korelace a autokorelace [5].

Vzájemnou korelaci dvou signálů získáváme

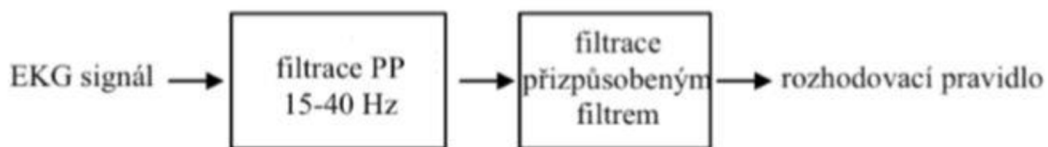
$$Y(n) \cdot x(-n) = r_{xx}(n) + r_{wx}(n), \quad (5.3)$$

kde $r_{xx}(n)$ je autokorelace signálu $x(n)$, který představuje známý impuls a $r_{wx}(n)$ je korelace mezi známým impulsem a šumem [5]. Korelace mezi šumem a impulsem by se měla blížit nule.

Impulsní charakteristika přizpůsobeného filtru $h(n)$ je rovna reverznímu známému impulsu – QRS komplexu [5]

$$h(n) = x(-n), \quad (5.4)$$

Blokové schéma je zobrazeno na obrázku 11.



Obr.11 : Blokové schéma metody detekce založené na přizpůsobené filtraci [5]

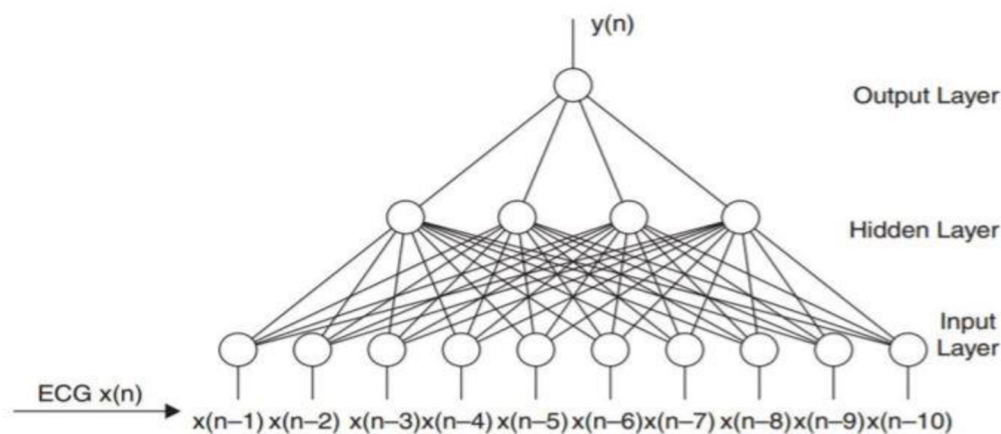
5.4 Detekce založená na umělé neuronové síti

Umělé neuronové sítě byly používány v nelineárním zpracování signálu, třídění a optimalizaci. Bylo prokázáno, že v mnoha aplikacích jsou lepší než některé klasické lineární přístupy. Při zpracování signálu EKG se většinou používají sítě typu vícevrstvý perceptron, funkce s radiální bází nebo vektorová kvantizace učení.

Jak lze vidět na obrázku 12, síť typu vícevrstvý neuron se skládá z několika vrstev vzájemně propojených neuronů, kde každý neuron představuje funkce zpracování

$$y = f(w_0 + \sum_{i=1}^N w_i x_i), \quad (5.5)$$

kde w_i jsou váhy přiděleny vstupu x_i , $f()$ představuje lineární nebo nelineární funkci [15].



Obr. 12 : Síť typu vícevrstvý perceptron [15]

V souvislosti s detekcí QRS byly neuronové sítě použity jako adaptivní nelineární prediktory. Cílem je odhadnout hodnoty signálu $x(n)$ podle daných minulých hodnot $x(n-1)$. Protože doba trvání QRS komplexu je relativně krátká k poměru trvání celého srdečního cyklu, neuronová síť konverguje do stavu, kdy jsou vzory nenáležející komplexu QRS dobře předpovídány. Části signálu s náhlými změnami (tj. QRS komplex) vedou k rozdílným statistickým hodnotám a vedou k náhlým nárůstům chyby predikce. Z toho plyne, že chyba predikce $e(n)$ může být použita jako funkce signálu pro detekci QRS [15].

5.5 Detekce založená na vlnkové transformaci

Vlnková transformace WT (wavelet transform) funkce $f(t)$ je integrální transformací definovanou podle rovnice

$$Wf(a, b) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)\Psi_{a,b}(t)dt, \quad (5.6)$$

kde $\Psi(t)$ je mateřská vlnka, a je dilatace vlnky a b je časový posun vlnky [15].

Změnou parametrů a , b dochází k roztažení vlnky nebo posunutí po časové ose. Tato transformace časové závislosti je podobná jako časově – frekvenční reprezentace krátké Fourierovy transformace STFT (short time Fourier transform). WT na rozdíl od SPFT používá spoustu analytických funkcí, které dovolují proměnlivé časově - frekvenční a časové rozlišení pro různé frekvenční pásy.

QRS detekce založená na vlnkové transformaci je ve většině případů založena na metodě Mallata a Hwanga, které využívají singularitu a klasifikaci, kde se užívá lokálních maxim vlnky [12,15].

6 Metoda detekce P vln

Detekce P vln oproti samotné detekci QRS je složitější pro mnoho důvodů jako je nízká amplituda P vln nebo nízký poměr signálu k šumu. Vlna P může v signálu EKG i chybět. Chybějící P vlna může značit příznak patologie. Vlna P se dá detekovat v závislosti na detekci R vlny pomocí obálky, ovšem mezi nejrobustnější metody patří spojitá vlnková transformace (CWT).

6.1 Vlnková transformace

Metoda je založena na numerické realizaci CWT. Samotná vlnková transformace popisuje signál z časově-frekvenčního hlediska v různých měřících, přičemž každému měřítku odpovídá jiný rozsah kmitočtů. Spojitá vlnková transformace může být použita pro jakékoli měřítka, proto patří mezi jednu z hlavních detekcí vln signálu EKG. Díky vhodné volbě měřítka se mohou eliminovat vlivy rušení, síťový brum, kolísání signálu způsobené pohyby pacienta a dýcháním.

CWT spojitého signálu $x(t)$ je vyjádřeno integrálem

$$CWT(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi * \left(\frac{t-b}{a} \right) dt, \quad (6.1)$$

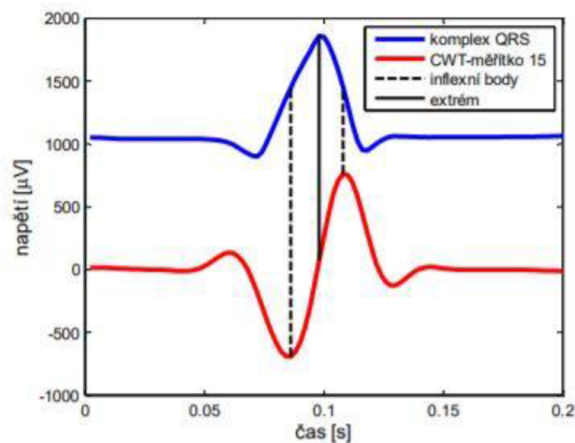
kde $\psi(t)$ je mateřská vlnka, a značí měřítka (dilatace vlnky), b značí časový posun vlnky [16].

Nejčastější typy mateřských vlnek jsou funkce kvadratický splajn, první derivace Gaussovské funkce nebo biortogonální vlnka. Dalším důležitým parametrem je volba měřítka, přičemž při vzorkovací frekvenci $f_{vz}=500$ Hz je nejlepšími výsledky dosaženo s měřítkem 45. Při použití jiné vzorkovací frekvence se vhodné měřítka vypočítá podle následujícího vzorce

$$a_{vh} = a_{vh500} \frac{f_{vz}}{500}, \quad (6.2)$$

přičemž a_{vh500} je měřítka při vzorkovací frekvenci 500 Hz, tedy 45 a f_{vz} je vzorkovací frekvence daného signálu [12,16].

Vlnka jako taková je vlnka s lichou symetrií, která transformuje extrémy původního signálu na průchody nulovou hodnotou a inflexní body transformuje na extrémy. Tohle můžeme vidět na obrázku 13.



Obr. 13 : Transformace extrémů a inflexních bodů [12]

Samotná detekce spočívá v detekování QRS komplexu a následně vlny P pomocí vlnek o správném měřítku. Jako vstup je vybrán jeden svod EKG signálu. Samotný signál je dále transformován do určitého měřítku pro detekci R kmitu (měřítko 15). Tímto je provedena samotná detekce R kmitu, kde se následně detekuje začátek a konec QRS komplexu. Po detekci QRS komplexu dochází k odstranění samotného QRS komplexu.

Dalším krokem je detekce samotné P vlny díky dalšímu příslušnému měřítku (měřítko 45) [12,16].

7 Variabilita srdečního rytmu

Tepová frekvence se mění v závislosti na stavu a zatížení nervového a kardiovaskulárního systému. Variabilita srdečního rytmu neboli Heart Rate Variability (HRV) vypovídá o aktivitě sinusového uzlíku. Aktivita sympatického nervového systému zvyšuje tepovou frekvenci a snižuje HRV, zatímco parasympatický nervový systém snižuje tepovou frekvenci a zvyšuje HRV. Analýza HRV se provádí buď z krátkodobých záznamů nebo z dlouhodobých (holterovské monitorování signálu EKG). Analýza HRV se provádí v časové oblasti (statistické vyhodnocení) nebo ve frekvenční oblasti (vyhodnocení výkonových spekter) [5,17].

7.1 Analýza HRV ve časové oblasti

Analýza HRV v časové oblasti se dá provést několika statistickými operacemi nebo jako geometrické zobrazení histogramu. Nejčastěji se pro kvantifikaci HRV používá výpočet směrodatné odchylky intervalů NN (Normal-to-normal), respektive RR intervalů [13,17,20]. Všechny metody vycházejících z NN intervalů jsou dále popsány v tabulce 1.

Název	Jednotka	Popis
SDNN	ms	Směrodatná odchylka NN intervalů
SDANN	ms	Směrodatná odchylka průměrných NN intervalů v segmentu určité délky, např. 5 minut dlouhý segment
MSSD	ms	Průměr kvadrátů diferencí sousedních NN intervalů
RMSSD	ms	Odmocnina průměru kvadrátů diferencí sousedních intervalů NN
NN50	-	Počet NN intervalů, které se oproti následujícím liší o 50 ms a více
pNN50	%	Počet NN50 vydělený celkovým počtem NN intervalů v záznamu
NN20	-	Počet NN intervalů, které se oproti následujícím liší o 20 ms a více
pNN20	%	Počet NN20 vydělený celkovým počtem NN intervalů v záznamu

Tab. 1 Přehled parametrů získaných ze statistických metod v časové oblasti [17,20]

Nejjednodušší parametr k hodnocení je střední hodnota NN intervalu.

$$\overline{NN} = \frac{1}{R} \sum_{i=1}^R \overline{NN}_i, \quad (7.1)$$

kde \overline{NN}_i je střední hodnota i -tého intervalu a R je počet všech NN intervalů [18].

Výpočet směrodatné odchylky (SDNN) intervalů se používá pro výpočet HRV. Směrodatná odchylka popisuje odmocninu rozptylu daných hodnot. SDNN je závislá na délce. Její základní jednotkou jsou [ms]. Je definována jako :

$$SDNN = \sqrt{\frac{1}{M-1} \sum_{i=1}^M (NN_i - \mu_{NN})^2}, \quad (7.2)$$

kde \overline{NN}_i je i -tý interval NN a μ_{NN} je střední hodnota z M intervalů NN [18].

Další statistická operace, která se provádí je průměr kvadrátů diferencí sousedních NN intervalů (MSSD – [ms]).

$$MSSD = \frac{1}{M-1} \sum_{i=2}^M (NN_i - NN_{i-1})^2, \quad (7.3)$$

kde \overline{NN}_i je současný interval a \overline{NN}_{i+1} je interval přechází, M je počet všech NN intervalů [18].

Parametrem, který z MSSD vychází je RMSSD, jedná se o odmocninu výše uvedeného vztahu [18].

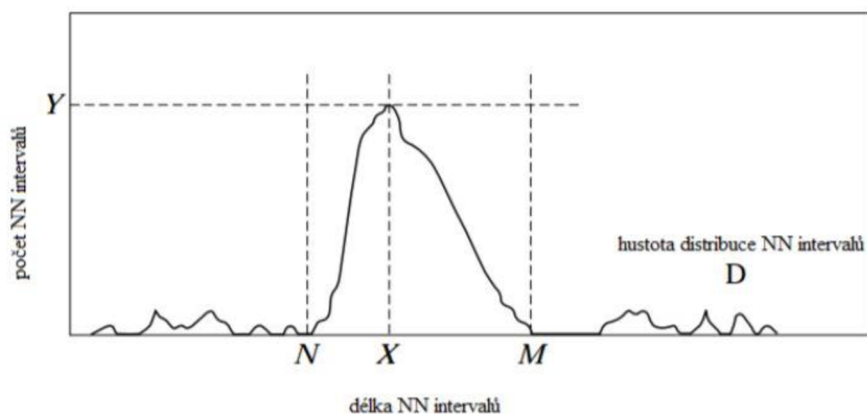
$$RMSSD = \sqrt{\frac{1}{M-1} \sum_{i=2}^M (NN_i - NN_{i-1})^2}, \quad (7.4)$$

Další parametry, které se v časové oblasti uvádí jsou NN50 a pNN50, respektive jejich analogie NN20, pNN20. NN50 je definován jako počet NN intervalů, které se oproti následujícím liší o 50 ms a více. pNN50 je už pouze jen počet NN50 vydělený celkovým počtem NN intervalů v záznamu. NN20 a pNN20 popisuje to samé co NN50 a pNN50, pouze se zde uvažuje 20 ms rozdíl mezi jednotlivými NN intervaly [5,17,18].

Pro geometrické metody je výhodné použít geometrický vzor, ze kterého vycházejí, jako např. hustotu pravděpodobnosti rozložení NN intervalů, Lorenzova křivka NN intervalů. Pro hodnocení variability srdečního rytmu se používá jednoduché pravidlo, které je právě založené na geometrických vlastnostech. Parametry získané pomocí geometrických metod jsou popsány v tabulce 2. V histogramu intervalů NN nebo diferencí mezi sousedními intervaly NN se posuzuje šířka histogramu nad daným prahem a tvar celého aproximovaného histogramu [17,19].

Název	Jednotka	Popis
Trojúhelníkový index HRV	-	Celkový počet NN intervalů, který je vydělen velikostí nejvyššího pásma
TINN	ms	Délka základny nejlepší trojúhelníkové aproximace histogramu

Tab. 2 Přehled parametrů získaných z geometrických metod v časové oblasti [17,18]



Obr. 14 : Rozdělení hustoty pravděpodobnosti [11]

Rozdělení hustoty nám ukazuje obrázek 14. HRV trojúhelníkový index se dá z histogramu vypočítat jako :

$$\text{index HRV} = \frac{\text{CNN}}{Y}, \quad (7.5)$$

kde index HRV je HRV trojúhelníkový index, CNN je celkový počet NN intervalů a Y je maximální hodnota histogramu vycházející z obrázku 14 [19].

Jako další parametr můžeme použít délku základny nejlepší trojúhelníkové aproximace histogramu (TINN – [ms]) [19].

$$TINN = M - N, \quad (7.6)$$

kde hodnoty M a N jsou zobrazeny výše na obrázku 14.

7.2 Analýza HRV ve frekvenční oblasti

Při analýze HRV ve frekvenční oblasti se vychází z různých reprezentací HRV. Ze signálu EKG se vyznačují výskyty QRS komplexů, ze kterých se následně odvozuje intervalový tachogram jako posloupnost indexovaných hodnot po sobě jdoucích intervalů NN. Z intervalového tachogramu lze dále zobrazit intervalové funkce jako sled neekvidistantních Dirackových impulsů v daných okamžicích výskytu QRS komplexu.

Mohutnost každého Dirackova impulsu odpovídá velikosti korespondujících intervalů NN.

Metody ve frekvenční oblasti vycházejí ze spektrální výkonové hustoty, která se získá z vypočteného spektra signálu. Spektrální výkonová hustota se jako v předchozí metody provádí ze záznamu NN intervalů. Pro spektrum je třeba provádět interpolaci před počítáním vlastností, protože záznam NN intervalů není navzorkován pravidelně. Výkonová spektra lze vypočítat za pomoci parametrických nebo neparametrických metod [5,19].

Parametrické metody jsou většinou založené na autoagresivních modelech (AR modelech), modelu klouzavých součtů (MA) nebo na autoregresivním modelu klouzavých součtů (ARMA).

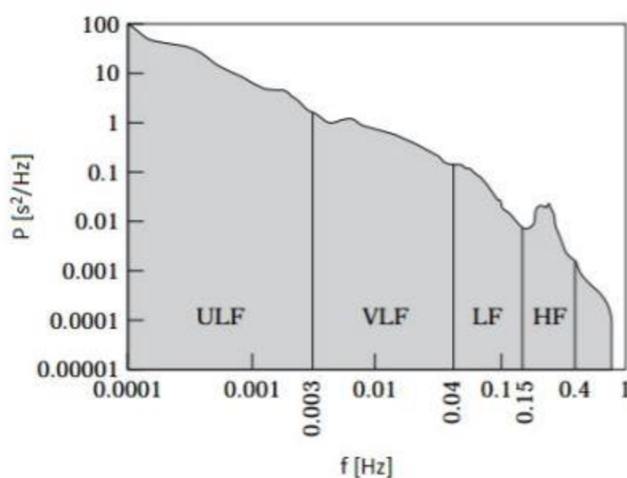
U neparametrických metod se používá rychlé Fourierovy transformace, která rozloží signál na sumu periodických funkcí o jiném kmitočtu. Používají se periodogramy. Výhodou oproti parametrické metodě je rychlý a poměrně snadný výpočet. Nevýhodou je, že spektrum není tak hladké.

Ze spektrální výkonové hustoty se poté zjišťují jednotlivé parametry, které jsou závislé na délce záznamu NN intervalů. Pro krátkodobé záznamy se zjišťují jiné parametry než pro záznamy dlouhodobé [17,18,19]. Parametry zjišťované z krátkodobých záznamů jsou v tabulce 3.

Název	Jednotka	Popis
5 min. celkový výkon	ms ²	Rozptyl intervalů NN, do 0,4 Hz
VLF	ms ²	Výkon v pásmu velmi nízkých kmitočtů; do 0,04 HZ
VLFrel	%	Relativní výkon v pásmu velmi nízkých kmitočtů
LF	ms ²	Výkon v pásmu nízkých kmitočtů; do 0,15 Hz
LFnorm	-	Výkon v pásmu nízkých kmitočtů v normalizovaných jednotkách
LFrel	%	Relativní výkon v pásmu nízkých kmitočtů
HF	ms ²	Výkon v pásmu vysokých kmitočtů; do 0,4 Hz
HFnorm	-	Výkon v pásmu vysokých kmitočtů v normalizovaných jednotkách
HFrel	%	Relativní výkon v pásmu vysokých kmitočtů
LF/HF	-	Podíl výkonů

Tab. 3 Přehled metod ve frekvenční oblasti u krátkodobých záznamů [17,18,19]

Kmitočtovou oblast dělíme na pásmo velmi nízkých kmitočtů VLF (do 0,04 Hz), pásmo nízkých kmitočtů (0,04 – 0,15 Hz) a pásmo vysokých kmitočtů (0,15 - 0,4 Hz), jak vidíme v tabulce 3 nebo níže na obrázku 15.



Obr. 15 : Rozložení energie výkonového spektra [19]

Dlouhodobé záznamy mají většinou délku 24 hodin. Parametry zjišťované z dlouhodobých záznamů jsou popsány v tabulce 4.

Název	Jednotka	Popis
Celkový výkon	ms ²	Rozptyl intervalů RR, do 0,4 Hz
ULF	ms ²	Výkon v pásmu ultra nízkých kmitočtů; do 0,003 Hz
VLF	ms ²	Výkon v pásmu velmi nízkých kmitočtů; do 0,04 Hz
LF	ms ²	Výkon v pásmu nízkých kmitočtů; do 0,15 Hz
HF	ms ²	Výkon v pásmu vysokých kmitočtů; do 0,4 Hz
α	-	Sklon lineární interpolace spektra v měřítku log-log, do 0,04 Hz

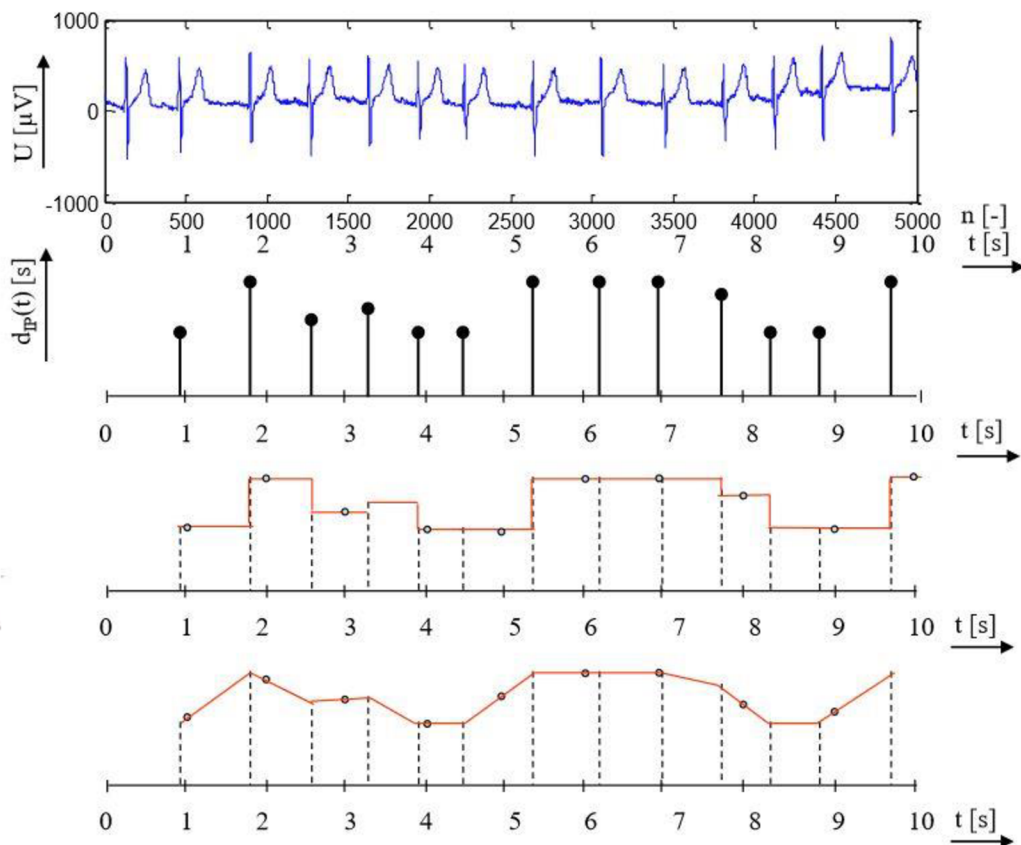
Tab. 4 Přehled metod ve frekvenční oblasti u dlouhodobých záznamů [19]

U dlouhodobých parametrů se často zjišťují tyto parametry tak, že se signál rozdělí na několik úseků a v každém z těchto úseků se zjišťují jednotlivé parametry. Po získání jednotlivých úsekových parametrů se z nich udělá průměr [11].

Odhad výkonového spektra se vypočítá z řady NN intervalů normalizovaných jako rozdíl hodnoty NN_i a střední hodnoty intervalu, které jsou poděleny právě střední hodnotou μ_{NN} [5].

$$NN_i^{norm} = \frac{NN_i - \mu_{NN}}{\mu_{NN}} \quad (7.7)$$

Hodnota efektivního vzorkovacího kmitočtu se rovná $1/\mu_{NN}$. Pro spektrální analýzu tato metoda není úplně nejideálnější, jelikož se ve spektru mohou objevit malé falešné vyšší harmonické složky. Věrohodnějších výsledků dosáhneme použitím sledu neekvidistantních hodnot NN_i , přičemž se zde musí provést interpolace kubickým splajnem [5]. Intervalovou posloupnost a proložení lineárním a kubickým splajnem můžeme vidět na obrázku 16.



Obr. 16 : Intervalová funkce, proložení lineárním a kubickým splajnem [21]

8 Praktická část

Praktická část se věnuje realizaci detektoru QRS komplexu a P vln. Hlavní částí je následné naprogramování algoritmu analýzy HRV, kde zjišťují rozdíly mezi NN a PP intervaly. Data jsou zpracována v prostředí MATLAB. Získaná data nejprve projdou předzpracováním. V daných signálech je detekovaný QRS komplex, respektive vlna R, a následně vlna P. Detekce QRS komplexu je pomocí metody založené na obálce signálu. Detekce P vlny vychází z detekce přesné polohy R vlny.

Následně pomocí NN intervalů a PP intervalů se provede analýza srdečního rytmu v časové i frekvenční oblasti. V časové oblasti jsem se zaměřila na statistické metody, jako je SDNN – směrodatná odchylka, MSSD – průměr kvadrátů diferencí sousedních NN intervalů, nebo například NN50, který popisuje počet NN intervalů, které se oproti následujícím liší o 50 ms. V časové oblasti se dále zaměřím i na geometrické metody, kdy pomocí histogramu zjistím trojúhelníkový index HRV.

Ve frekvenční oblasti pomocí periodogramu jsem vytvořila výkonové spektrum, pomocí něj se dále vypočítají parametry, jako je výkon v pásmu nízkých kmitočtů (LF), nebo výkon v pásmu vysokých kmitočtů (HF).

Výsledky budou v závěru statisticky vyhodnoceny.

8.1 Popis analyzovaných dat

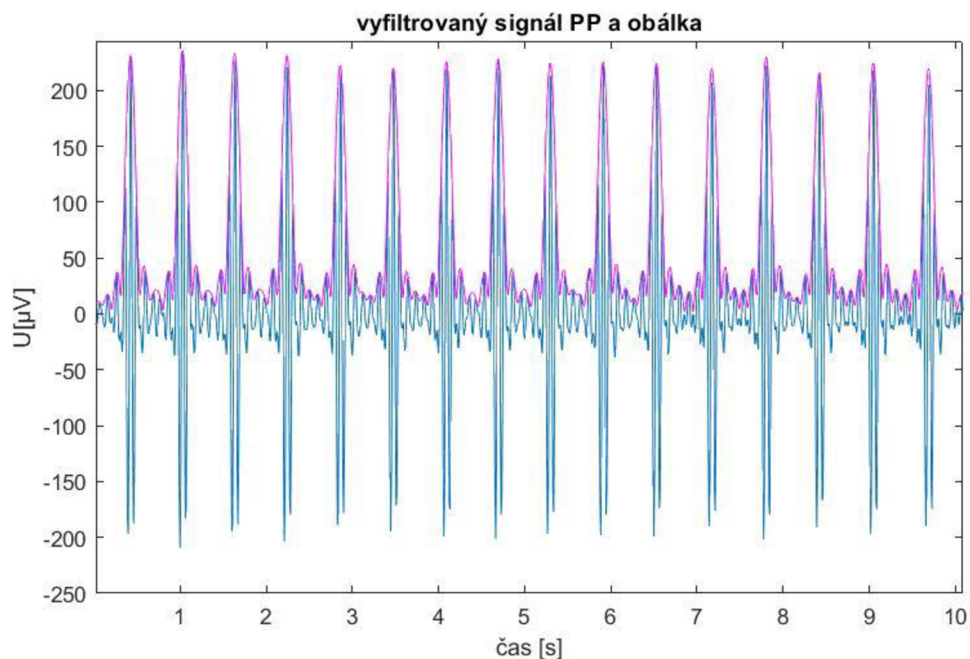
V této práci byla použita sada signálů dostupná z veřejné databáze PhysioBank. PhysioBank je rozsáhlý a rostoucí archiv dobře charakterizovaných digitálních záznamů fyziologických signálů a souvisejících dat pro použití v biomedicinském výzkumu. PhysioBank obsahuje databáze víceparametrových kardiopulmonálních, neurálních a dalších biomedicinských signálů od zdravých pacientů přes pacienty s různými patologickými stavy. V práci byly použity signály z databáze The MIT_BIH Normal Sinus Rhythm Database. [22]

Databáze se skládá z 18 dlouhých EKG záznamů. V databázi jsou zařazeni muži i ženy v rozdílném věku bez významných arytmií. V každém záznamu je obsažen signál EKG. Záznamy obsahují mimo signál EKG i soubor s příponou *.dat* a *.hea*. Vzorkovací frekvence těchto signálů je 128 Hz.

EKG záznamy můžeme rozdělit na krátkodobé, které jsou zhruba 5 minut dlouhé, a dlouhodobé, u kterých doba trvání je až 24 hodin. V této práci jsou použity signály, které mají dobu trvání jedné minuty.

8.2 Detektor QRS založený na obálce signálu

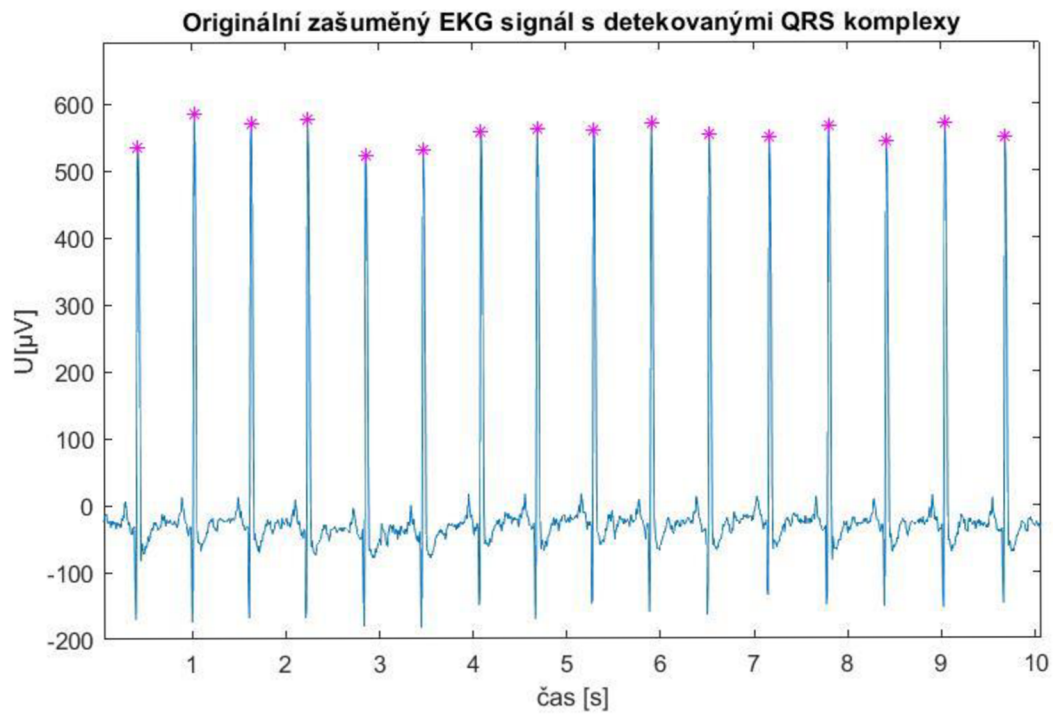
Jak již bylo zmíněno výše, nejprve se musí provést předzpracování signálu. Dochází k filtraci signálu pásmovou propustí. V této detekci se použil řád filtru 121. Dalším důležitým parametrem je mezní kmitočet, v tomto případě jsem použila dolní mezní kmitočet 11 Hz a horní mezní kmitočet je 21 Hz. Následně se signál filtruje pomocí příkazu *filtfilt*, který na rozdíl od příkazu *filter* automaticky odstraňuje zpoždění signálu. Díky filtraci dostáváme signál, kde byly odstraněny neúčinné složky signálu, jako je například rušení signálu, čímž se docílilo zvýraznění hledané R vlny. Dalším krokem je vypočítání DFT, následně se vynuluje půlka spektra a posledním krokem je aplikování IDFT. Tento postup v sobě obsahuje Hilbertova transformace, kterou jsem v detekci použila. Hilbertova transformace je aplikována na signál EKG. Tímto se vytvoří hledaná obálka signálu, která se následně dá do absolutní hodnoty a umocní se na druhou pro zvýraznění. Na obrázku 17 je zobrazena obálka signálu.



Obr. 17 : Vyfiltrovaný signál pásmovou propustí spolu s obálkou signálu u signálu 16265m.mat

Následně byl signál prahován. Nejdříve se samotný práh musí nalézt. Práh je stanoven z prvních několika vzorků, kde se vyhledá maximální hodnota, která je vynásobena 0,4. Výsledná hodnota nám udává práh pro první QRS komplex. Nyní dochází k porovnávání hodnot signálu s prahem. Pokud se v signálu najde hodnota, která je větší než stanovený práh, uloží se daná poloha do vektoru *polohy*. Detekce uvažuje i tzv. refrakterní fázi, což je doba, po kterou se po posledním detekovaném QRS komplexu nemůže další QRS komplex objevit. Tato doba odpovídá 0,15 s.

Signál byl nakonec vykreslen spolu s detekovanými pozicemi QRS komplexu. Detekované R vlny vidíme na obrázku 18.

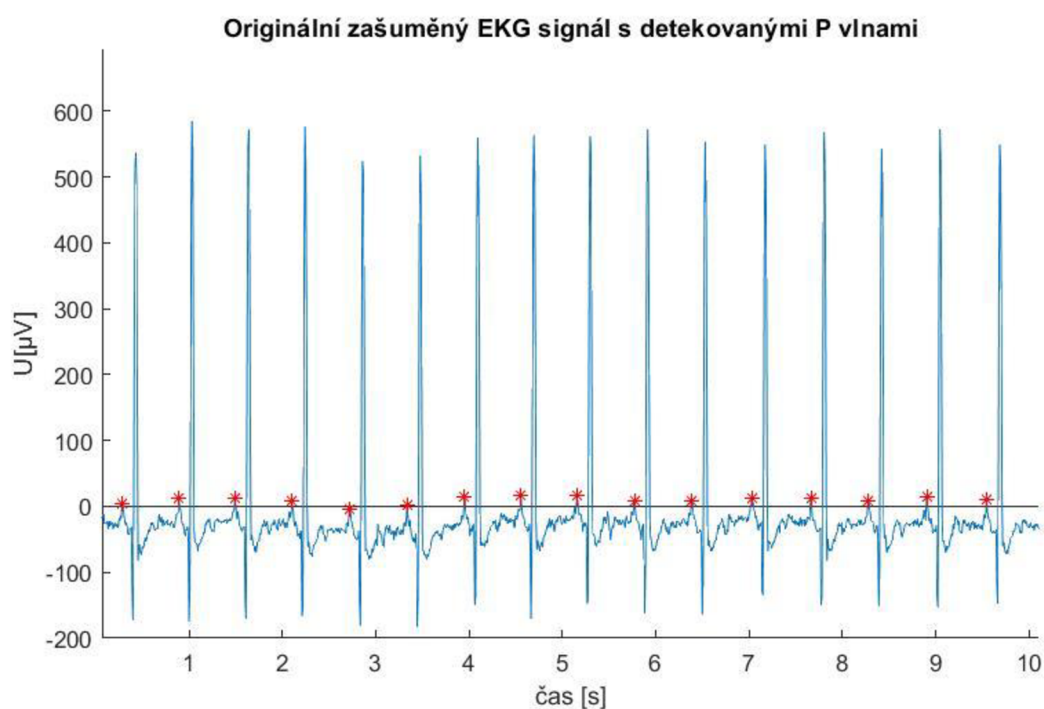


Obr. 18 : EKG signál s detekovanými QRS komplexy u signálu 16265m.mat

8.3 Detekce P vlny

Při detekci P vlny se stejně jako při detekci QRS nejdříve musí provést předzpracování signálu. Dochází zde k filtraci horní propusti z důvodu odstranění driftu neboli kolísání nulové izoliny. Následně je signál filtrován pásmovou propustí, která má dolní mezní frekvenci 1 Hz a horní mezní frekvenci 3 Hz. Toto frekvenční pásmo by nám mělo zvýraznit vlnu P. Následně je použita opět Hilbertova transformace.

Samotná detekce následně probíhá v závislosti na detekovaných pozicích R vln. Z fyziologického hlediska víme, že interval PR trvá přibližně od 0,15 s do 0,20 s. Procházím tedy signál před detekovanou R vlnou, kde hledám maximum v nějakém rozmezí hodnot. K tomuto jsou použity dva *for* cykly, kde první prochází signál před detekovanou R vlnou a hledá maximum, druhý *for* cyklus už jen doopravuje hodnoty maxima. Detekované P vlny můžeme pozorovat na obrázku 19.

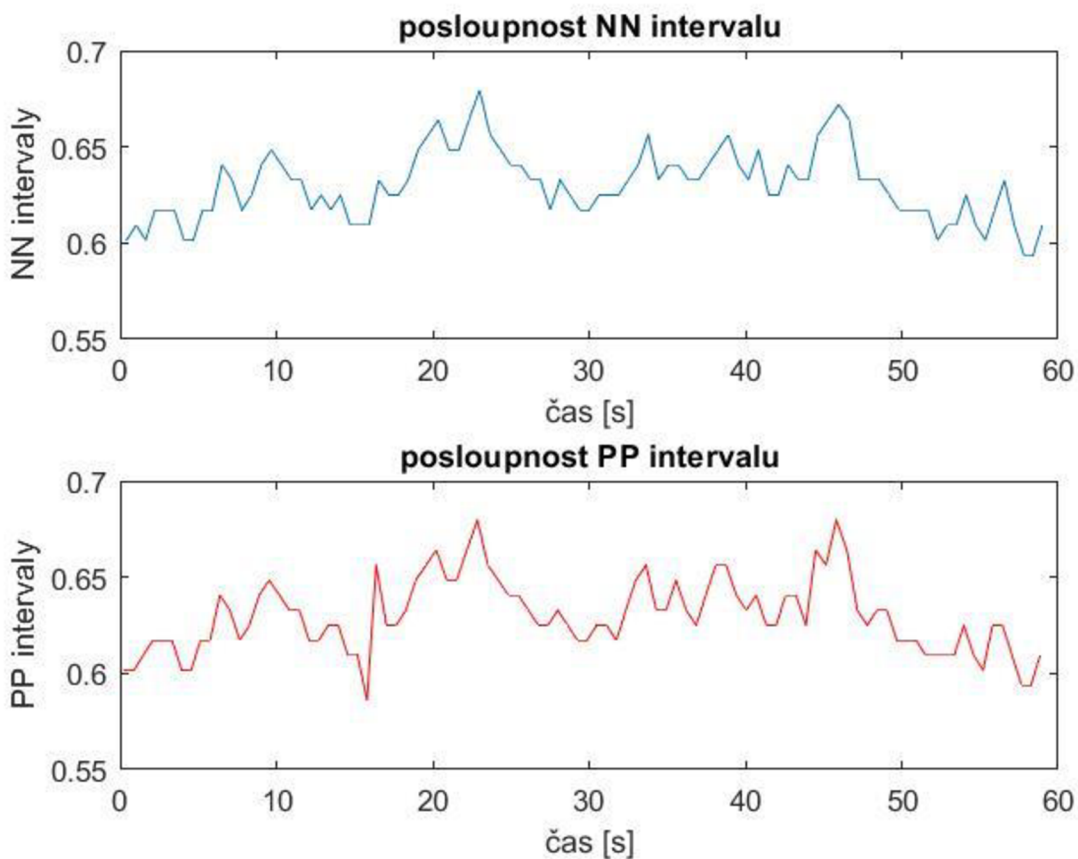


Obr. 19 : Originální zašuměný EKG signál s detekovanými P vlnami u signálu 16265m.mat

8.4 Výpočet NN intervalů

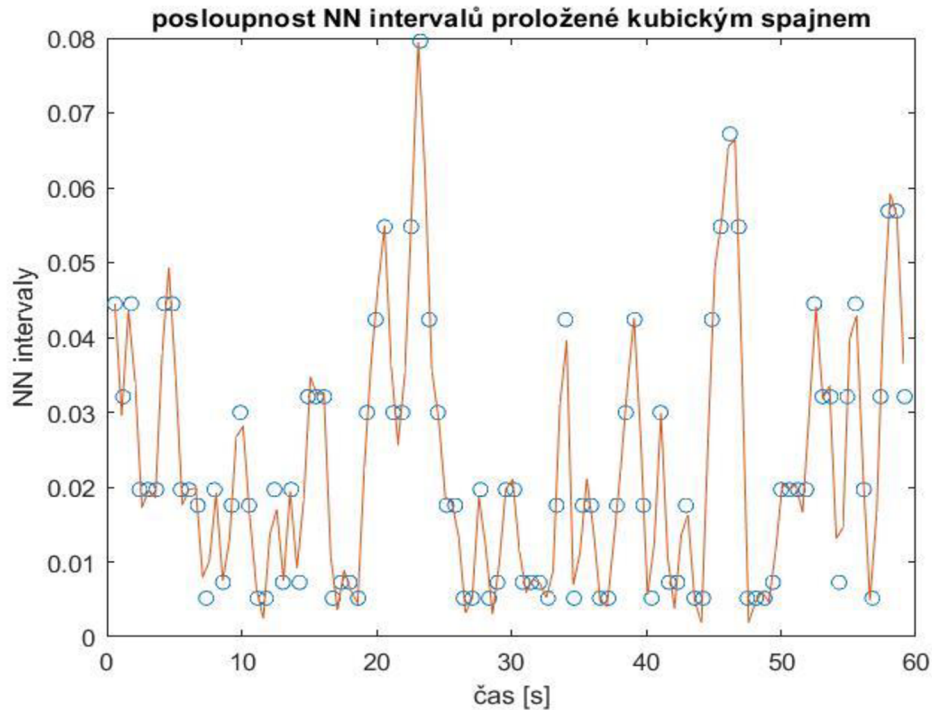
NN interval (normal to normal) je interval mezi R vlnami. PP interval je interval mezi P vlnami. NN, respektive PP intervaly se vypočítají z předzpracovaného a detekovaného signálu. Musí být znány polohy R vln a P vln v čase. Výpočet NN intervalů se vypočítá pomocí *for* cyklu, který vezme polohu R vlny (NN_{i+1}) a odečte od něho polohu vlny, která jí předchází (NN). Tímto se získá námi požadovaný vektor NN intervalů. To samé se udělá pro hodnoty PP intervalů.

Výsledkem je tedy samotné HRV neboli závislost NN intervalů v okamžiku mezi dvěma po sobě přicházejícími R vlnami, respektive P vlnami. Ukázka NN intervalů i PP intervalů v závislosti na čase je zobrazena na obrázku 20.

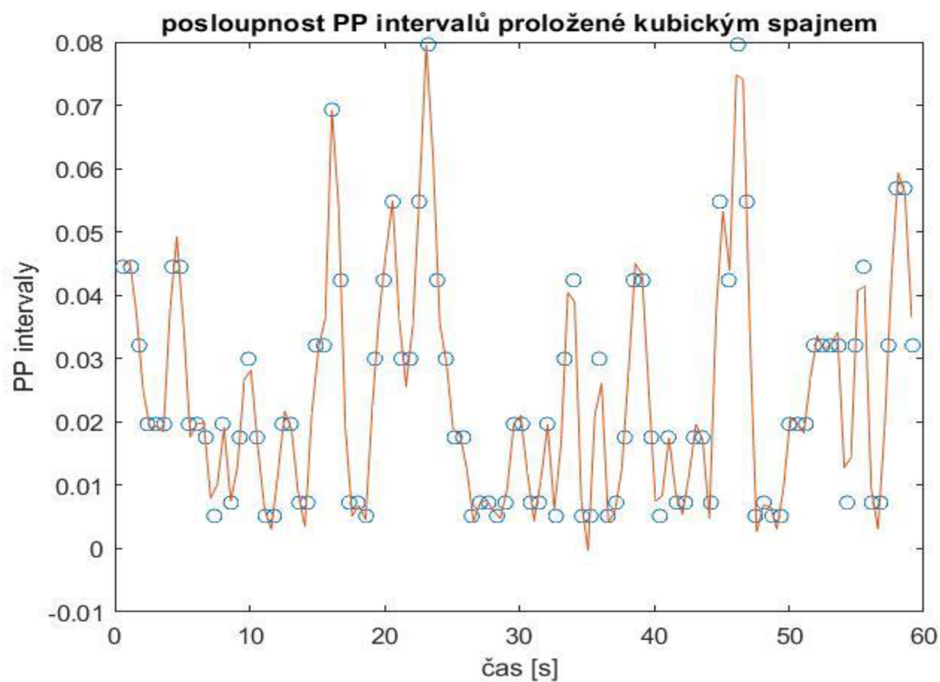


Obr. 20 : Posloupnost NN a PP intervalů u signálu 16265m.mat

Pro analýzu HRV ve frekvenční oblasti se musí NN interval vhodně interpolovat. Díky interpolaci je získán pravidelně navzorkovaný signál, který vyhovuje podmínkám FFT pro další výpočet výkonového spektra. Interval můžeme interpolovat lineárním nebo kubickým splajnem. Díky interpolaci kubickým splajnem, která je přesnější než například lineární interpolace, dostáváme interpolované HRV. NN a PP intervaly interpolované kubickým splajnem jsou níže na obrázcích 21 a 22.



Obr. 21 : Posloupnost NN intervalů interpolovány kubickým splajnem u signálu 16265m.mat



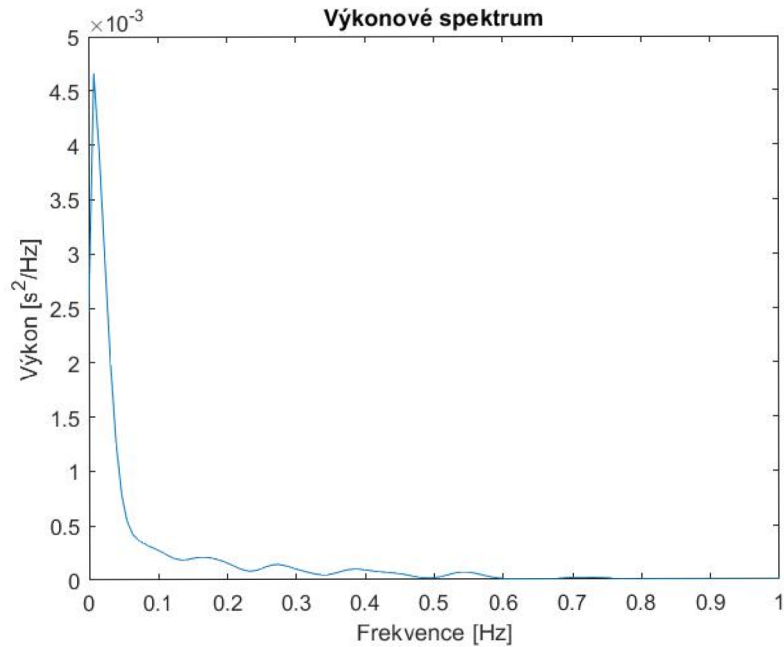
Obr. 22 : Posloupnost PP intervalů interpolovány kubickým splajnem u signálu 16265m.mat

V interpolaci je důležitý časový krok, kterým je signál vzorkován. Tento časový krok nám dále udává novou vzorkovací frekvenci. V této práci byla zvolena nová vzorkovací frekvence 2 Hz.

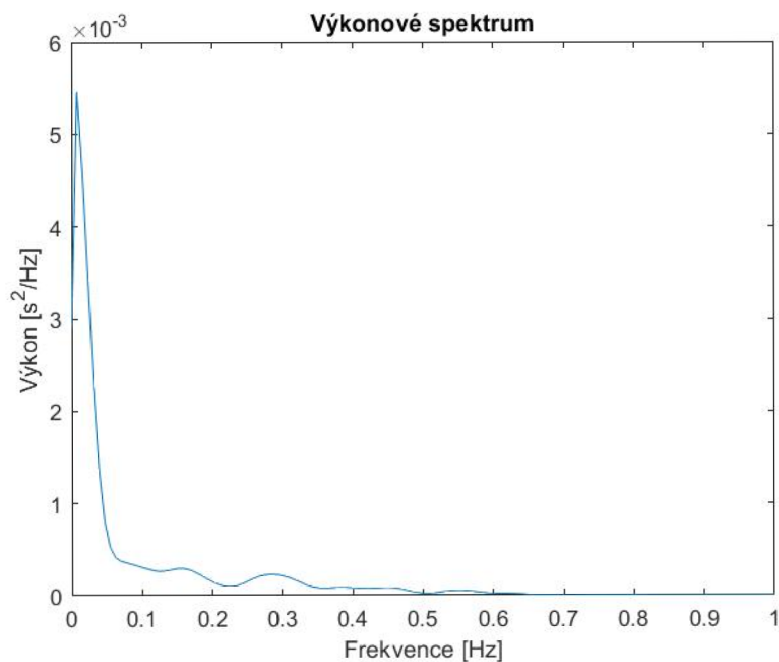
Parametrické a neparametrické metody se používají k odhadu výkonového spektra. Parametrické metody vedou k hladkým spektrům na rozdíl od neparametrických, které mají spektrum členité. V této práci byla použita neparametrická metoda, a to Welchův periodogram. Díky této metodě získám výkonové spektrum. Welchův periodogram je

metoda, kdy se jednotlivé segmenty signálu překrývají a jsou váhovány okny. Mezi nejběžnější používané okna patří Hammingovo nebo Hanningovo. Funkce v sobě ukrývá Hammingovo okno, které slouží především pro potlačení postranních laloků ve spektru.

Výkonová spektra NN a PP intervalů jsou zobrazeny na obrázcích 23 a 24.



Obr. 23 : Odhad výkonového spektra z NN intervalů



Obr. 24 : Odhad výkonového spektra z PP intervalů

8.5 Analýza v časové oblasti

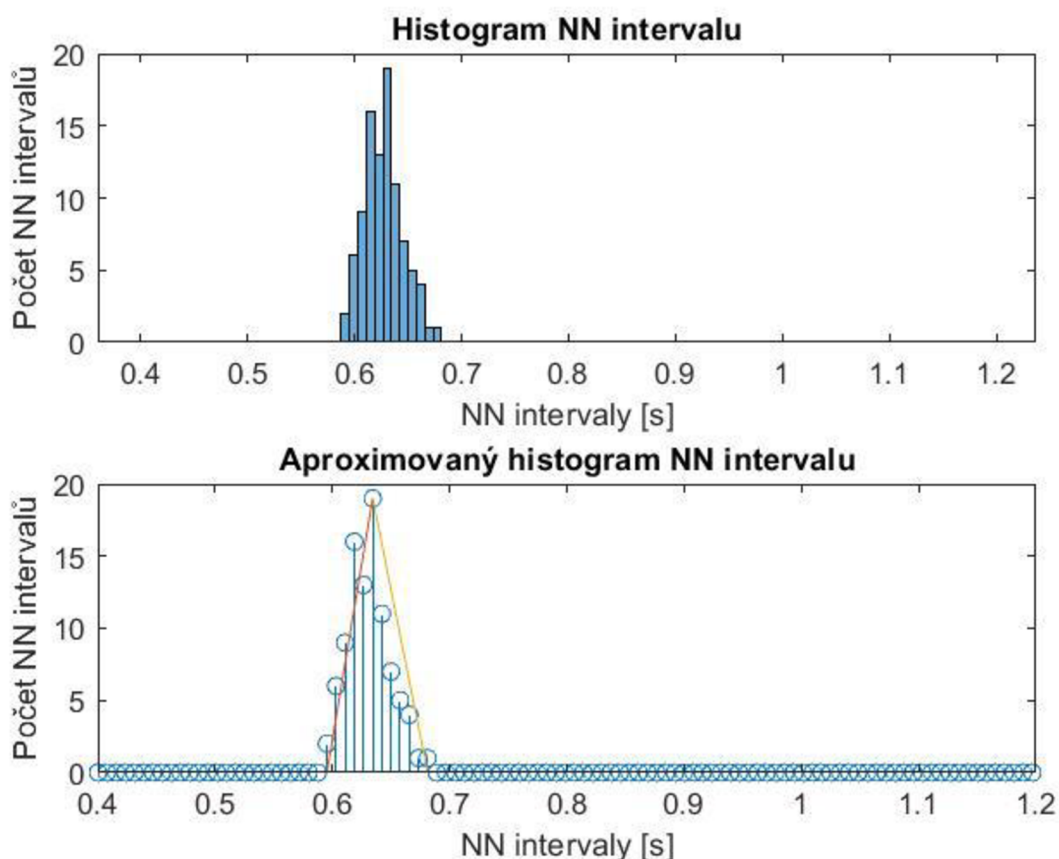
V časové analýze lze hodnotit několik parametrů. Jak už bylo zmíněno výše (kapitola 7.1), analýza se rozděluje na statistické a geometrické metody. Všechny metody vychází z předem zjištěných NN, respektive PP intervalů. V MATLABu byly vytvořeny funkce, které vypočítávají jednotlivé parametry.

Mezi hlavní výhody časových metod patří především snadný výpočet některých parametrů, a také není potřeba interpolovat daný signál.

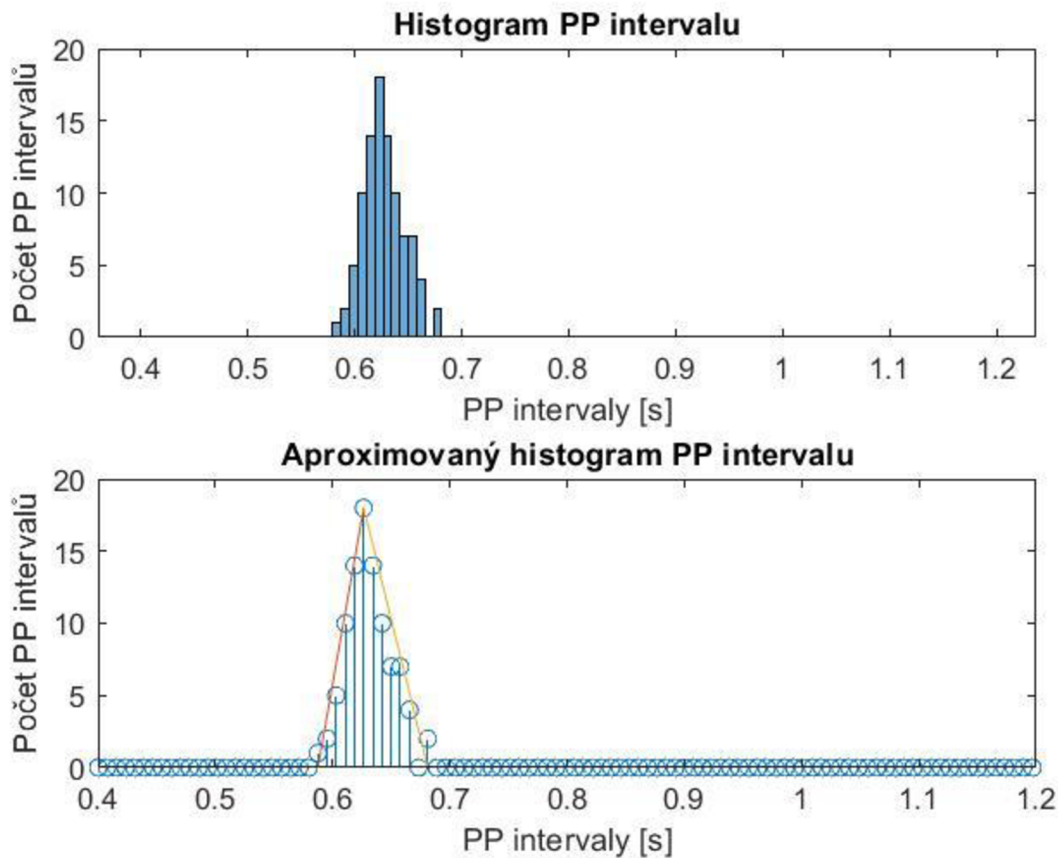
Nejdůležitější parametry v časové oblasti jsou SDNN, MSSD, RMSSD, NN20, pNN20. V geometrické oblasti se díky zobrazení histogramu hodnotí trojúhelníkový index HRV a TINN index.

V této práci jsem provedla výpočty výše uvedených parametrů. Hodnoty NN intervalů jsou nejčastěji v histogramu diskretizovány s krokem 1/128, což bylo použito i v této práci. V histogramu dochází k detekci maxima Y (odpovídá nejčastějšímu intervalu NN) a body N (jako poslední nulovou hodnotu před maximem) a M (jako první nulovou hodnotu za maximem.) Díky těmto bodům dochází k následnému výpočtu trojúhelníkového indexu HRV a TINN.

Na obrázcích 25 a 26 je ukázka histogramu a aproximovaného histogramu NN a PP intervalů.



Obr. 25 : Histogram NN intervalů



Obr. 26 Histogram PP intervalů

8.6 Analýza ve frekvenční oblasti

K analýze HRV ve frekvenční oblasti se používají parametrické nebo neparametrické metody, jak už bylo zmíněno v kapitole 7.2. V této práci byla použita neparametrická metoda – Welchův periodogram.

Po získání odhadu výkonového spektra se dále mohly počítat různé parametry. Pokud máme signál, který je kratší než 5 minut, počítají se pouze hodnoty v pásmu od velmi nízkých do vysokých kmitočtů. Nejprve musela být stanovena jednotlivá pásma daných kmitočtů. HF (pásma vysokých frekvencí) zasahuje do hodnot 0,15 Hz až 0,4 Hz, pásma nízkých hodnot LF se stanovuje v rozmezí hodnot od 0,04 Hz až 0,15 Hz a pásma velmi nízkých hodnot VLF je v pásmu do 0,04 Hz. Tyto hodnoty pro NN a PP intervaly byly počítány v programovacím prostředí MATLAB :

- Celkový výkon v pásmo do 0.4 Hz (*PC, PP_PC*)
- Výkon v pásmu vysokých kmitočtů od 0,15 Hz do 0,4 Hz (*PHF, PP_PHF*)
- Normalizovaný výkon v pásmu vysokých kmitočtů (*PHF_normovane, PP_PHF_normovane*)
- Relativní výkon v pásmu vysokých kmitočtů (*PHF_rel, PP_PHF_rel*)
- Výkon v pásmu nízkých kmitočtů od 0,04 Hz do 0,15 Hz (*PLF, PP_PLF*)
- Normalizovaný výkon v pásmu nízkých kmitočtů (*PLF_normovane, PP_PLF_normovane*)
- Relativní výkon v pásmu nízkých kmitočtů (*PLF_rel, PP_PLF_rel*)
- Výkon v pásmu velmi nízkých kmitočtů do 0,04 Hz (*PVLF, PP_PVLF*)
- Relativní výkon v pásmu velmi nízkých kmitočtů (*PVLF_rel, PP_PVLF_rel*)

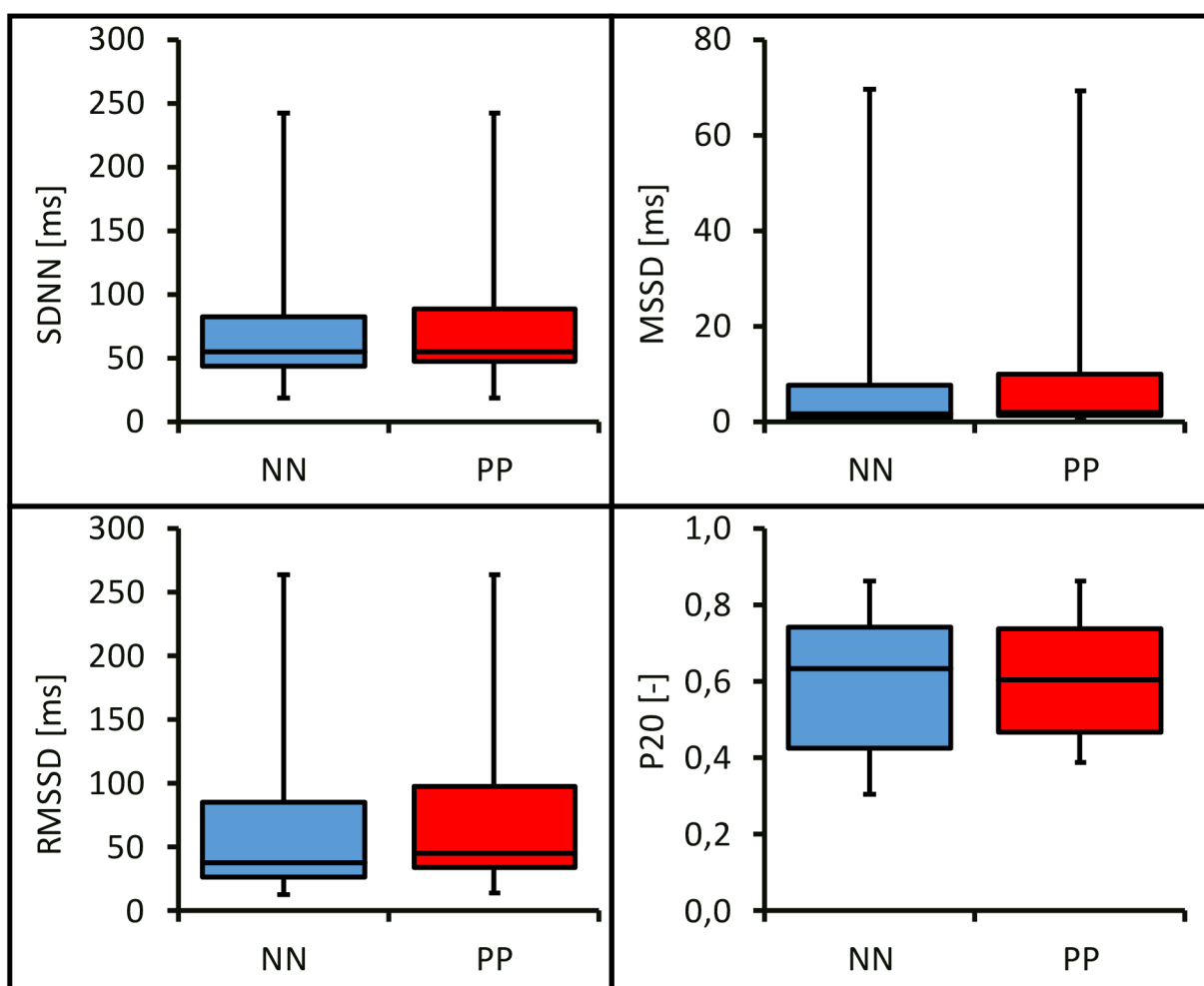
9 Vyhodnocení

V této bakalářské práci jsem vytvořila několik funkcí v programovacím prostředí MATLAB. Skripty, které jsem vytvořila, jsou k nahlédnutí v digitální podobě přiložené k práci. Ke statistickému vyhodnocení jsem použila několik EKG signálů.

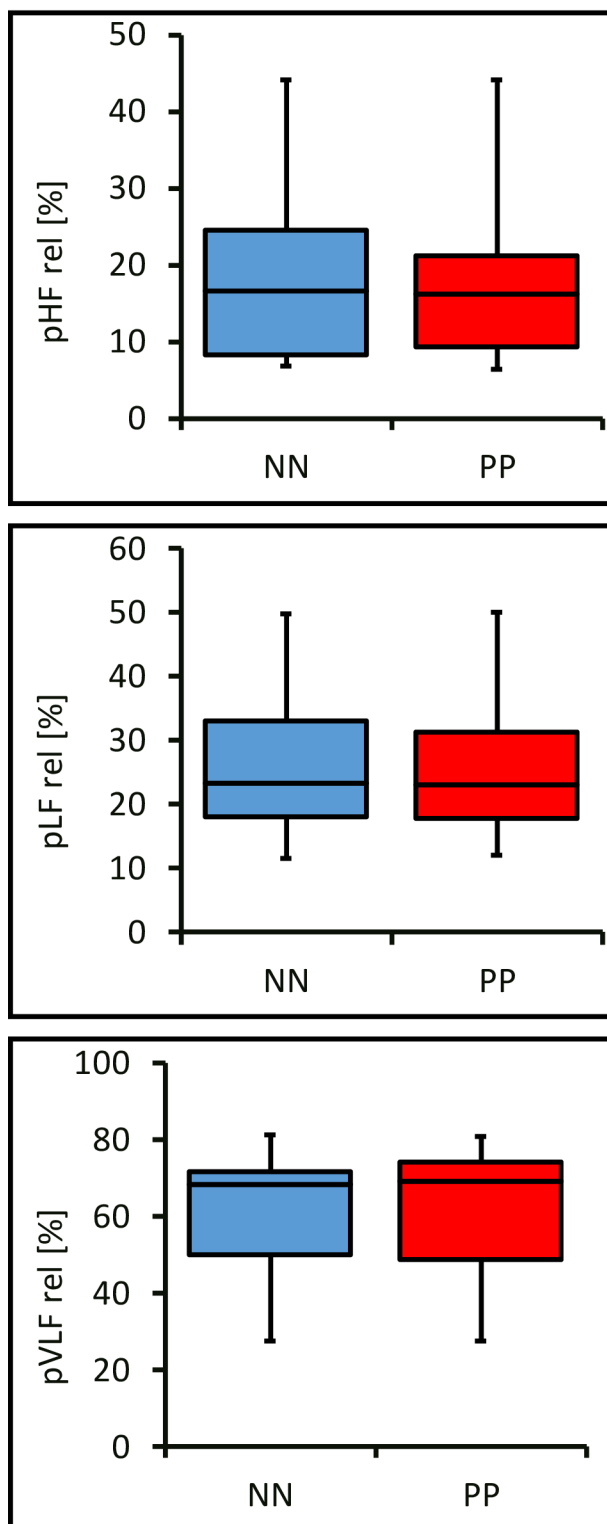
V každém EKG záznamu byly detekovány R a P vlny, ze kterých jsem následně provedla HRV analýza. Hlavní skript, který v sobě nese všechny funkce pro detekci a výpočet parametrů, se nazývá *HRV_analyza*.

Statistické vyhodnocování probíhalo v softwaru *STATISTICA*. V tomto programu jsem vytvořila boxploty pro jednotlivé parametry. Parametry NN50 (respektive PP50) i pNN50 (respektive pPP50) se v měřených úsecích téměř nevyskytovaly, proto nebyly dále ve statistice zahrnuty.

Na obrázcích 27 a 28 jsou zobrazeny boxploty pro různé parametry v časové i frekvenční oblasti.



Obr. 27 : Rozdíly parametrů NN a PP intervalů v časové oblasti



Obr. 28 : Rozdíly parametrů NN a PP intervalů ve frekvenční oblasti

Výše zmíněné boxploty nám udávají informaci o maximální hodnotě, minimální hodnotě, horním kvartilu x_{75} , dolním kvartilu x_{25} a mediánu.

Získaná data parametrů jak v časové, tak ve frekvenční oblasti byla následně statisticky otestována. Nejprve musela být data otestována, jestli mají normální rozložení. Testy normality pracují s nulovou hypotézou, že není rozdíl mezi zpracovaným rozložením a normálním rozložením. Normalita je tedy testována u diferencí mezi NN a PP parametry. V této práci byl použit Shapirův-Wilkův test. Shapirův-Wilkův test je neparametrický test, který má velmi dobrou sílu testu, a to i v případě, že je k dispozici málo dat.

Na základě těchto testů došlo k výběru buď dvouvýběrového párového t-testu u dat s normálním rozložením, nebo byl zvolen Wilcoxonův párový test, kde se hypotéza o normálním rozložení zamítla. Dvouvýběrový párový t-test počítá se změnou hodnot (diferencí) daných parametrů. U dvouvýběrového párového t-testu se stanovuje nulová hypotéza, která říká, že se průměrná hodnota diferencí rovná nějakému číslu, typicky jde o srovnání s nulou. Wilcoxonův párový test je test neparametrický a týká se mediánů rozdílů.

U statistických testů se vycházelo z nulové hypotézy H_0 , že neexistuje rozdíl mezi NN a PP intervaly. Alternativní hypotéza H_A popírá H_0 , tedy říká, že existuje rozdíl mezi NN a PP.

Tabulka 5 udává statistické zhodnocení parametrů HRV pomocí párového t-testu a Wilcoxonova testu. Hladina významnosti byla stanovena na hodnotu 0,05. Pokud je výsledná p-hodnota menší než 0,05, poté je zamítnuta nulová hypotéza H_0 .

	NN		PP		p
	Průměr (SD)	Medián (Min–Max)	Průměr (SD)	Medián (Min–Max)	
Časová oblast					
SDNN	71,738 (60,421)	54,519 (17,874–242,066)	74,074 (60,049)	54,886 (18,060–242,027)	0,003
MSSD	9,993 (20,329)	1,459 (0,139–69,472)	10,770 (20,214)	2,053 (0,195–69,371)	0,005
RMSSD	68,931 (75,621)	37,763 (11,768–263,576)	75,749 (74,090)	45,310 (13,961–263,383)	0,004
p20	0,587 (0,183)	0,631 (0,303–0,864)	0,608 (0,160)	0,602 (0,385–0,864)	0,100
	Průměr (SD)	Medián (Min–Max)	Průměr (SD)	Medián (Min–Max)	
Frekvenční oblast					
PC	0,423 (0,567)	0,170 (0,025–1,794)	0,428 (0,565)	0,170 (0,030–1,775)	0,232
pHF	0,125 (0,215)	0,030 (0,003–0,690)	0,125 (0,218)	0,026 (0,003–0,693)	0,829
pHF norm	0,478 (0,182)	0,435 (0,220–0,787)	0,482 (0,180)	0,472 (0,237–0,758)	0,618
pHF rel	19,066 (12,119)	16,533 (6,839–44,175)	18,602 (11,879)	16,206 (6,319–44,151)	0,473
pLF	0,144 (0,221)	0,039 (0,005–0,591)	0,141 (0,211)	0,036 (0,006–0,595)	0,182
pLF norm	0,694 (0,225)	0,743 (0,372–0,987)	0,697 (0,210)	0,716 (0,430–1,017)	0,845
pLF rel	25,568 (11,326)	23,343 (11,601–49,787)	25,374 (11,305)	23,015 (12,072–49,966)	0,660
pVLF	0,180 (0,188)	0,117 (0,017–0,632)	0,188 (0,198)	0,122 (0,020–0,680)	0,005
pVLF rel	61,258 (17,613)	68,200 (27,493–81,060)	61,894 (17,577)	68,968 (27,484–80,832)	0,429

Tab. 5 Testování dat – párový t-test / Wilcoxonův párový test

U modře zvýrazněných parametrů SDNN, MSSD, RMSSD v časové oblasti a pLF, pVLF nebyly rozdíly mezi NN A PP normální, neprokázalo se tedy normální rozložení dat, proto zde byl použit Wilcoxonův párový test. U všech ostatních hodnot byl použit dvouvýběrový párový t-test.

P-hodnoty v tabulce 5, které jsou vyznačeny červeně, jsou nižší než hladina významnosti. U červeně zvýrazněných hodnot parametrů SDNN, MSSD, RMSSD, pVLF zamítáme nulovou hypotézu, existuje tedy statisticky významný rozdíl mezi NN A PP parametry. U ostatních parametrů p20, PC, pHF, pHF norm, pHF rel, pLF, pLF norm, pLF rel a pVLF rel nebyl rozdíl mezi NN a PP prokázán jako statisticky významný (nezamítáme nulovou hypotézu, $p > 0,05$).

10 Závěr

Cílem mé bakalářské práce bylo seznámit se se základními typy detektoru QRS komplexu a P vlny a nastudovat si problematiku analýzy variability srdečního rytmu. Analýzu lze provádět jak v časové, tak i ve frekvenční oblasti.

V prostředí MATLAB byl naprogramován algoritmus, který počítá parametry v časové i ve frekvenční oblasti. V časové oblasti byly vypočítány parametry SDNN, MSSD, RMSSD, pNN20 pro NN a PP intervaly. Pro tyto parametry byla provedena statistická analýza. U parametrů SDNN, MSSD, RMSSD bylo zjištěno, že se nejedná o normální rozložení dat. Z tohoto důvodu u těchto tří parametrů došlo k testování pomocí Wilcoxonova párového testu. P-hodnota těchto parametrů byla menší než hladina významnosti, proto zde zamítáme nulovou hypotézu H_0 , tedy existuje statisticky významný rozdíl těchto parametrů. Vzhledem k ostatním výsledkům k tomuto mohlo dojít nepřesnou detekcí R nebo P vlny, na které HRV analýza velmi závisí. Parametr pNN20 byl testován pomocí párového t-testu, který přijímá H_0 .

Ve frekvenční oblasti se opět testovala normalita dat. Normální rozložení se zjistilo u všech parametrů kromě pVL a pVLF. U těchto parametrů byl opět proveden Wilcoxonův párový test. Pouze parametr pVLF zamítá H_0 . Výsledky opět mohou být ovlivněny detekcí daných vln a nepřesností v následném tachogramu.

Závěrem jsem tedy přišla na to, že neexistuje statisticky významný rozdíl ve většině parametrů. Tímto lze tedy říci, že analýza variability srdečního rytmu je lépe hodnocena pomocí RR intervalu, protože vlna R má největší amplitudu, a proto lze nejlépe detekovat její referenční bod.

11 Literatura

- [1] *Anatomie soustavy dýchací, srdečně cévní, lymfatického systému, kůže a jejich derivátů*, Fakulta sportovních studií Masarykovy univerzity. Veřejné služby Informačního systému [online], [cit.9.11.2018]. Dostupné z : https://is.muni.cz/do/fsps/e-learning/zaklady_anatomie/zakl_anatomieIII/pages/anatomie_obehoveho_ustroji.html
- [2] ELUC. ELUC [online], [cit. 9.11.2018]. Dostupné z: <https://eluc.kr-olomoucky.cz/verejne/lekce/200>
- [3] TROJAN, S. Lékařská fyziologie, Praha: Grada 2003, IBSN 80-247-0512-5
- [4] Srdce – funkce buněk a lidského těla. Multimediální skripta [online], [cit.9.11.2018]. Dostupné z :<http://fbt.cz/skripta/x-srdce-a-obeh-krve/1-srdce/>
- [5] KOZUMPLÍK, J. *Analýza biologických signálů*: rozpracovaná skripta. Brno, 2012.
- [6] HAMAN, P., *Výukový web EKG*. [online]. Plzeň, [cit. 13.11.2018]. Dostupné z: <http://.ekg.kvalitne.cz/>
- [7] Popis EKG – WikiSkripta [online], [cit.9.11.2018]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/Popis_EKG
- [8] ZVÁROVÁ, J. *Biomedicínská informatika. I., Základy informatiky pro biomedicínu a zdravotnictví*. Praha: Karolinum, 2002. IBSN 80-246-0609-7.
- [9] JAN, J. *Číslíkové zpracování a analýza signálů – stručné skriptum*, 1. vyd. Brno: VUT, 2010. IBSN 80-214-4018-0
- [10] TŮMA, J. Transmission error measurements using the real time hilbert transformer. Inženýrská mechanika 2005 . [online]. Svratka, [cit. 23.11.2018] . Dostupné z : http://homel.vsb.cz/~tum52/publications/Jiri-Tuma-PT_IM_2005.pdf
- [11] Jonathan's Homepage [online], [cit. 26.12.2018]. Dostupné z: <http://www.jonathan-rubin.com/files/pervasivehealth.pdf>
- [12] VÍTEK, M.; KOZUMPLÍK, J. *Detekce komplexů QRS v signálech EKG založená na spojitě vlnkové transformaci*. Elektrovue – Internetový časopis (<http://www.elektrovue.cz>), 2009, roč. 2009, č. 21, s. 1-5. ISSN: 1213- 1539.

- [13] KRÁLÍK, M.; KOZUMPLÍK, J. Využití analýzy variability srdečního rytmu pro detekci spánkové apnoe. *Elektrorevue – Internetový časopis* (<http://www.elektrorevue.cz>), 2017, roč.2017,č. 3, s. 1-7. ISSN : 1213-1539
- [14] KOZUMPLÍK, J. *Analýza biologických signálů (AABS) : Detektory komplexu QRS*. Elektronická přednáška FEKT VUT v Brně, 2017, <https://www.vutbr.cz/elearning>
- [15] The principles of software QRS detection - IEEE Journals & Magazine. 301 Moved Permanently [online], 2019 IEEE [cit. 15.04.2019]. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/document/993193>
- [16] VÍTEK, M. *Automatické rozměření signálů EKG*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 129 s. Vedoucí dizertační práce doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.
- [17] Kubios home - Kubios [online], [cit. 29.04.2019]. Dostupné z: https://www.kubios.com/downloads/Kubios_HRV_Users_Guide.pdf
- [18] About HRV - Kubios. Kubios home - Kubios [online], [cit. 2.05.2019]. Dostupné z: <https://www.kubios.com/about-hrv/>
- [19] European Society of Cardiology [online], [cit. 2.05.2019]. Dostupné z: https://www.escardio.org/static_file/Escardio/Guidelines/Scientific-Statements/guidelines-Heart-Rate-Variability-FT-1996.pdf
- [20] National Center for Biotechnology Information [online], [cit. 4.05.2019]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5624990/#B31>
- [21] KOZUMPLÍK, J. *Analýza biologických signálů (AABS) : Analýza variability srdečního rytmu*. Elektronická přednáška FEKT VUT v Brně, 2017, <https://www.vutbr.cz/elearning>
- [22] Goldberger AL, Amaral LAN, Glass L, Hausdorff JM, Ivanov PCh, Mark RG, Mietus JE, Moody GB, Peng C-K, Stanley HE. PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals. *Circulation*101(23):e215-e220 [Circulation Electronic Pages;<http://circ.ahajournals.org/content/101/23/e215.full>]; 2000 (June 13).

SEZNAM ZKRATEK

FEKT – Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií

VUT – Vysoké učení technické v Brně

EKG - elektrokardiogram

SA – sinoatriální uzlík

AV – atrioventikulární uzlík

SPFT – krátká Fourierova transformace

WT – vlnková transformace

CWT – spojitá vlnková transformace

HRV – Heart Rate Variability

NN – Normal-to-Normal

AR – autoregresivní model

MA – model klouzavých součtů

ARMA – autoregresivní model klouzavých součtů

SDNN – směrodatná odchylka NN intervalů

RMSSD – druhá odmocnina průměru druhých mocnin rozdílů mezi po sobě jdoucími NN

NN20 – počet sousedících NN intervalů, které se od sebe liší od 20 ms

pNN20 – poměr NN20 k počtu všech NN

TINN – trojúhelníková interpolace histogramu NN

VLF – pásmo velmi nízkých kmitočtů

LF – pásmo nízkých kmitočtů

HF – pásmo vysokých kmitočtů