



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

AUTOMATICKÁ DETEKCE SRDEČNÍCH PATOLOGIÍ POMOCÍ VYSOKOFREKVENČNÍCH SLOŽEK KOMPLEXU QRS

AUTOMATIC DETECTION OF HEART PATHOLOGIES USING HIGH-FREQUENCY COMPONENTS OF QRS
COMPLEX

DIPLOMOVÁ PRÁCE
MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

Bc. Ľudmila Daňová

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

Ing. Radovan Smíšek

BRNO 2021

Diplomová práce

magisterský navazující studijní program **Biomedicínské inženýrství a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Studentka: Bc. Ludmila Daňová

ID: 173563

Ročník: 2

Akademický rok: 2020/21

NÁZEV TÉMATU:

Automatická detekce srdečních patologií pomocí vysokofrekvenčních složek komplexu QRS

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s elektrofyziologií srdce a s projevy fyziologické i patologické srdeční činnosti v signálu EKG. 2) Provedte literární rešerši v oblasti detekce srdečních patologií pomocí vysokofrekvenčních složek EKG. 3) Realizujte v programovém prostředí MATLAB algoritmus detekující vybrané srdeční patologie pouze pomocí vysokofrekvenčních složek EKG. 4) Otestujte algoritmus na databázi ÚPT a na veřejně dostupných databázích. 5) Dle výsledků algoritmus optimalizujte. 6) Diskutujte dosažené výsledky, porovnejte dosažené výsledky s výsledky dosaženými jinými autory.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] JURAK P., J. HALAMEK, J. MELUZIN et al. Ventricular dyssynchrony assessment using ultra-high frequency ECG technique. J Interv Card Electrophysiol. 2017, 49(3).

[2] AMIT G., L.R. DAVRATH, S. ABBOUD et al. Ischemia monitoring by analysis of depolarization changes. Computers in Cardiology. 2008.

Termín zadání: 8.2.2021

Termín odevzdání: 21.5.2021

Vedoucí práce: Ing. Radovan Smíšek

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.
předseda rady studijního programu

UPOZORNĚNÍ:

Autor diplomové práce nesmí při vytváření diplomové 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

Cieľom tejto práce je analýza vysokofrekvenčných zložiek EKG na detekovanie srdcových patofyziológií. To je prevedené pomocou priemerovania vybraných QRS komplexov každého zvodu signálu, ktoré sú následne vyfiltrované v rozmedzí 500-1 000 Hz. Následne je vytvorená obálka signálu a tu sú detekované maximá. Na základe vzájomnej polohy týchto maxim naprieč zvodmi je potom možné detekovať o aký signál sa jedná.

Kľúčová slova

Vysokofrekvenčný elektrokardiogram (HF EKG), QRS komplex, blokáda ľavého Tawarovho ramienka, blokáda pravého Tawarovho ramienka

Abstract

The aim of this thesis is to analyse high-frequency ECG to detect some heart diseases. This is performed with averaging of selected QRS complexes for each lead of the signal; these are then filtered in range 500-1 000 Hz. After that the envelope of the signal is done and here the peaks are detected. Based on mutual positions of this peaks, it is possible to detect what kind of signal we treat.

Keywords

High-frequency electrocardiogram (HF ECG), QRS complex, Left Bundle Branch Block, Right Bundle Branch Block

Bibliografická citace:

DAŇOVÁ, Ludmila. *Automatická detekce srdečních patologií pomocí vysokofrekvenčních složek komplexu QRS*. Brno, 2021. Dostupné také z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/132876>. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Radovan Smíšek.

Prohlášení

„Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma Automatická detekce srdečních patologií pomocí vysokofrekvenčních složek komplexu QRS jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího diplomové 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 autorka uvedené diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této diplomové práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědoma 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: **21.5.2021**

.....
podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu diplomové práce Ing. Radovanovi Smíšekovi. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé diplomové práce.

V Brně dne: **215.2021**

.....
podpis autora

Obsah

1.	Úvod	13
2.	Základná anatómia a elektrofyziológia srdca	15
2.1	Prevodový systém srdca	15
2.1.1	Pokožový membránový potenciál	17
2.1.2	Akčný potenciál	18
2.1.2.1	Depolarizácia a repolarizácia bunky	18
2.1.2.2	Akčný potenciál pracovnej bunky myokardu	19
2.1.2.3	Akčný potenciál bunky prevodového systému srdca	20
3.	Základné princípy EKG	21
3.1	Elektródy a zvody	21
3.1.1	Štandardné bipolárne končatinové zvody	21
3.1.2	Unipolárne končatinové zvody	21
3.1.3	Unipolárne hrudné zvody	22
3.1.4	Doplňujúce zvody	22
3.2	Normálna krivka EKG	23
4.	Patofyziológia srdca	24
4.1	Základné srdcové rytmy	24
4.2	Blokády	24
4.2.1	Blokáda pravého Tawarového ramienka (RBBB)	24
4.2.2	Blokáda ľavého Tawarového ramienka (LBBB)	27
4.3	Kardiomyopatie	28
5.	Použitie vysokofrekvenčnej analýzy pRi detekcii patofyziológií	29
5.1	Akvizícia signálu	29
5.2	Algoritmus vysokofrekvenčnej analýzy EKG	30
5.3	Použitie vysokofrekvenčnej analýzy EKG	31
5.4	Mapy šírenia akčného potenciálu	34
6.	Programová časť	36
6.1	Načítanie dát	38
6.2	Prevedenie na štandardné zvody	38
6.3	Výber a priemerovanie QRS komplexov	39

6.4	Filtrácia.....	39
6.5	Kumulácia QRS komplexov	41
6.6	Tvorba obálky.....	42
6.7	Hľadanie maxima signálu, porovnanie ich polôh.....	43
6.8	Detekcia	46
6.9	Optimalizácia programu	46
7.	Výsledky a diskusia	51
7.1	Testovanie na dátach	54
7.1	Porovnanie s inými metódami detekcie LBBB a RBBB.....	56
8.	Záver.....	60
	Prílohy	62
	Literatúra	73

Seznam symbolů a zkratek

Zkratky:

LBBB	...	blokáda ľavého Tawarovho ramienka
RBBB	...	blokáda pravého Tawarovho ramienka
DFT	...	diskrétna Fourierova transformácia
IDFT	...	spätná diskrétna Fourierova transformácia
HF QRS	...	vysokofrekvenčné QRS
UHF QRS	...	ultravysokofrekvenčné QRS

Symboly:

ms	...	milisekunda
Hz	...	Hertz
mV	...	milivolt
μ V	...	mikrovolt

Seznam obrázků

Obrázok 1: Prevodový systém srdca : 1-sinoatriálny uzol(SA), 2-Bachmannova dráha, 3-predná internodálna dráha, 4-stredná internodálna dráha, 5-zadná internodálna dráha, 6-atrioventrikulárny uzol (AV), 7-Hisov zväzok, 8-pravé Tawarové ramienko, 9-ľavé Tawarové ramienko, 10-ľavý zadný fascikulus, 11-ľavý predná fascikulus, 12-Purkyňové vlákna [2].....	16
Obrázok 2: Schematické znázornenie kardiomyocytu s interkalárnymi diskami [2].....	16
Obrázok 3: Bunková membrána so sodno - draselnými pumpami [4].....	17
Obrázok 4: Priebeh akčného potenciálu v bunke pracovného myokardu (naľavo) a v bunke prevodového systém, SA uzle (napravo) [2]	20
Obrázok 5: Uloženie hrudných zvodov na tele pacienta [2]	22
Obrázok 6:QRS komplex [2].....	23
Obrázok 7: Schematické znázornenie zmien EKG záznamu pri RBBB pre zvody V1 a V6 [2]	25
Obrázok 8: EKG záznam pri RBBB [2].....	26
Obrázok 9: Komplex QRS pri zvodoch V1 a V6 so svojimi typickými tvarmi pri LBBB [2]	27
Obrázok 10: EKG záznam pri LBBB [2]	28
Obrázok 11: Komplex QRS snímaný konvenčným EKG prístrojom a komplex QRS po vysokofrekvenčnej analýze [15].....	29
Obrázok 12: Algoritmus vysokofrekvenčnej analýzy - základné kroky [20]	31
Obrázok 13: Schéma vysokofrekvenčnej analýzy QRS pomocou HyperQ algoritmu [22]33	
Obrázok 14: a- spriemerovaný QRS komplex zvodu V1 a V6 pre zdravého pacienta (vpravo) a pacienta s LBBB (vľavo), b - spriemerované amplitúdy obálok UHF pre dané zvody spolu s miestom pôvodu signálov [23]	34
Obrázok 15: Mapa šírenia depolarizácie naprieč srdcom (pravá strana - fyziologický záznam, ľavá strana - záznam s LBBB) [24]	35
Obrázok 16: Schéma navrhnutého programu	37
Obrázok 17: Vykreslenie všetkých zvodov, signál č. 1987, pacient s RBBB.....	39
Obrázok 18: Schéma filtrácie metódou nulovania spektrálnych čiar [16].....	40
Obrázok 19: Vysokofrekvenčné zložky signálu č. 2270, pacient s detekovanou RBBB, filtračné pásmo 500-1 000 Hz	41

Obrázok 20: Kumulovaný QRS komplex zvodu aVR po filtrácií 500 -1 000 Hz, signál č. 2270, RBBB	42
Obrázok 21: Vysokofrekvenčné zložky QRS komplexu zvodu V5 spolu s obálkou signálu (červená), signál č. 2026	43
Obrázok 22: Detekované maximum obálky signálu (červená) spolu s vysokofrekvenčnými zložkami (modrá) pre zvod V6, signál č. 2026	44
Obrázok 23: Detekované maximum obálky signálu č. 40 (zdravý) pre zvod V1 a V6, filtračné pásmo 500-1000 Hz	45
Obrázok 24: Detekované maximá obálok pre zvody V1 a V6, signál č. 2026 (LBBB)	45
Obrázok 25: QRS komplex zvodu V3 po (hore) a pred (dole) filtráciou PP v rozmedzí 200-1000 Hz, signál č. 2026.....	47
Obrázok 26: QRS komplex zvodu V3 po (hore) a pred (dole) filtráciou PP v rozmedzí 400-800 Hz, signál č. 2026.....	48
Obrázok 27: Detekované maximá obálok pre zvody V1 a V6, signál č. 2096 (RBBB)	49
Obrázok 28: Detekované maximá obálok pre zvody V1 a V6, signál č. 409 nesprávne detekovaný ako zdravý, hoci je tu prítomná patológia LBBB	49
Obrázok 29: Detekované maximá obálok pre zvody V1 a V6, signál č. 409, správne detekovaný ako LBBB	50
Obrázok 30: Maximá obálok detekované pre zvody V1 a V6 (červená), signál č. 1829, pacient s LBBB, oneskorenie=-96,0 ms	51
Obrázok 31: Krabicový graf rozloženia časových rozdielov medzi zvodmi V1 a V6 pre jednotlivé skupiny pacientov.....	54
Obrázok 32: Výsledky metódy UHFQRS (ultravysokofrekvenčná analýza) pre signál zdravého pacienta (vľavo), pac. s RBBB (v strede) a pacienta s LBBB (vpravo) [23]	58
Obrázok 33: Distribúcia hodnoty VED [30]	59
Obrázok 34: Časť zdrojového kódu – filtrácia	62
Obrázok 35: Časť zdrojového kódu - prah	63

Seznam tabulek

Tabuľka 1: Časové oneskorenie medzi zvodmi V1 a V6 pre náhodne vybrané signály s diagnostikovanou LBBB	52
Tabuľka 2: Časové oneskorenie medzi zvodmi V1 a V6 pre náhodne vybrané signály s diagnostikovanou RBBB.....	52
Tabuľka 3: Časové oneskorenie medzi zvodmi V1 a V6 pre náhodne vybrané signály s fyziologickou funkciou srdca	53
Tabuľka 4: Výsledky testovania algoritmu pre LBBB.....	55
Tabuľka 5: Výsledky testovania algoritmu pre RBBB	55
Tabuľka 6: Výsledky testovania algoritmu pre fyziologické záznamy.....	56
Tabuľka 7: Výsledky testovania algoritmu na signáloch z ÚPT AVČR	64
Tabuľka 8: Výsledky testovania algoritmu na dátach z ICRC FNUSA.....	65

1. ÚVOD

Elektrokardiografia patrí v súčasnosti k najbežnejším a najdostupnejším vyšetrovacím metódam vôbec. Zväčša sa na diagnostiku využívajú frekvencie do 100 Hz, a teda ostatné informácie, z vyšších frekvenčných oblastí, sú tak stratené, nevyžívajú sa. Pritom aj z týchto zložiek dokážeme pri správnom spracovaní získať veľmi cenné informácie; mnohokrát i také, ktoré sú pri konvenčnom EKG snímaní nepozorovateľné. Táto diplomová práca sa zaoberá analýzou práve týchto vysokofrekvenčných zložiek (nad 150 Hz) EKG signálu.

Cieľom tejto diplomovej práce je teda najskôr pochopiť elektrofyziologické zmeny, ktoré sa dejú v srdci so zameraním na fyziologické, ale i patologické prejavy v signály EKG; zamerať sa na objasnenie príčin a použitia analýzy vysokofrekvenčných zložiek QRS komplexov pri detekcii srdcových ochorení a následné navrhnutie programu na detekciu patológií využívajúceho tieto zložky.

Práca je členená do šiestich kapitol. Prvá kapitola sa zaoberá základnou anatómiou a elektrofyziológiou srdca. Spomenutá je stavba srdca, a to i na molekulovej úrovni. Podrobne je tu vysvetlený mechanizmus vzniku a pôsobenia akčného potenciálu na bunky pracovného myokardu, ale i na bunky prevodového systému.

Ďalšia kapitola sa venuje samotnému EKG, rozoberané sú jednotlivé zvody, ich umiestnenie, význam; ale i normálna krivka EKG.

V tretej kapitole sú stručne rozoberané niektoré druhy srdcových patológií so zameraním najmä na blokády Tawarových ramienok.

Štvrtá kapitola pojednáva o dôležitosti a prínose použitia vysoko-frekvenčnej analýzy pri detekcii srdcových ochorení; pokúsime sa nájsť a stručne popísať niektoré vedecké práce, ktoré túto analýzu úspešne riešia.

Piata kapitola sa zaoberá samotným nami navrhnutým programom, pričom je používané prostredie Matlab 2020a. Na základe hore zmienených štúdií, ale i nasmerovaní od vedúceho práce, sme sa rozhodli zamerať na analýzu signálov pacientov s ochorením blokády ľavého a pravého Tawarovho ramienka.

V poslednej, šiestej, kapitole sú zhrnuté a diskutované výsledky získané pomocou nami navrhnutého algoritmu.

Všetky signály, ktoré sa pri tejto diplomovej práci využívali a analyzovali, boli poskytnuté vedúcim práce. Akvizícia signálov prebiehala v spolupráci s ÚPT AVČR a ICRC FNUSA Brno, na pacientoch s rôznymi diagnostikovanými srdcovými ochoreniami, ale i na referenčných, zdravých, pacientoch. Vedúcim práce boli poskytnuté i pomocné skripty, ktoré sú s menšími úpravami pri analýze používané, pre ich utajenie však tieto nie sú súčasťou odovzdávaného kódu.

2. ZÁKLADNÁ ANATÓMIA A ELEKTROFYZIOLÓGIA SRDCA

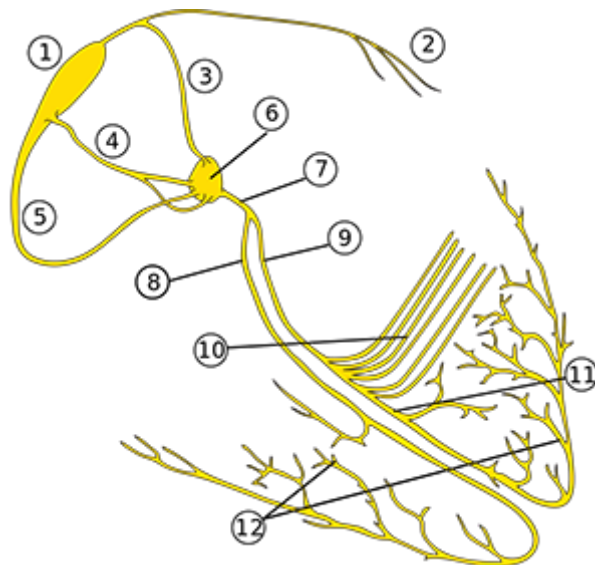
Srdce je dutý svalovitý orgán zodpovedný za nepretržité prečerpávanie krvi v ľudskom tele, týmto je zabezpečené okysličovanie jednotlivých tkanív organizmu. Samotný srdcový sval nazývaný i myokard ohraničuje epikard (vonkajšia blana) a endokard (vnútorná blana); celý tento orgán sa nachádza vo vnútri perikardu (osrdcovníka). Súčasťou srdca sú dve komory a dve predsieňe; tieto sú navzájom prepojené pomocou jednotlivých chlopní.

Dôležitou súčasťou srdca sú aj koronárne cievy, ktoré sa starajú o jeho zásobenie kyslíkom. Za šírenie vzruchu v srdci je zodpovedný tzn. prevodový systém srdca, ktorého mechanizmus šírenia je pre túto prácu kľúčový a preto je mu venovaná táto kapitola. [1]

2.1 Prevodový systém srdca

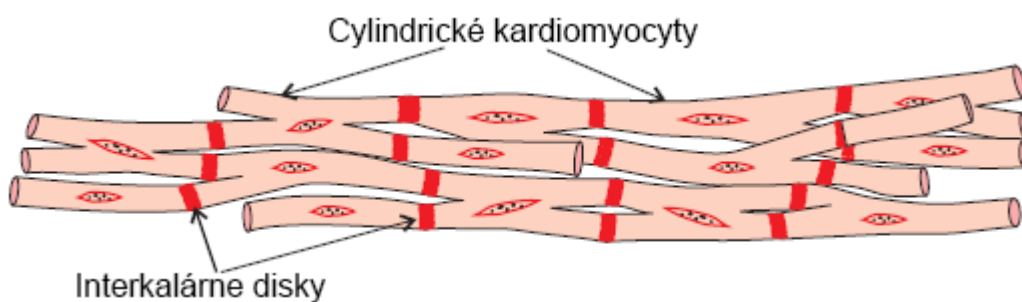
Prevodový systém srdca je sieť elektrický vodivých spojení, po ktorých sa šíri vzruch z miesta vzniku (pacemaker) do miesta vykonania zodpovedajúcej aktivity.

Tento systém možno rozdeliť na supraventrikulárny a komorový prevodový systém. Supraventrikulárny predvodový systém zahŕňa sinoatriálny uzol, Bachmannovu dráhu, internodálne dráhy a atrioventrikulárnu junkciu, ktorú možno rozdeliť na atrioventrikulárny uzol a Hisov zväzok. Do komorového prevodového systému radíme pravé a ľavé Tawarové ramienka, ľavý predný a zadný fascikulus a Purkyňove vlákna[2]. Jednotlivé časti sú znázornené na obr. 1.



Obrázok 1: Prevodový systém srdca : 1-sinoatriálny uzol(SA), 2-Bachmannova dráha, 3-predná internodálna dráha, 4-stredná internodálna dráha, 5-zadná internodálna dráha, 6-atrioventrikulárny uzol (AV), 7-Hisov zväzok, 8-pravé Tawarové ramienko, 9-ľavé Tawarové ramienko, 10-ľavý zadný fascikulus, 11-ľavý predná fascikulus, 12-Purkyňové vlákna [2]

Bunky srdcovej svaloviny, kardiomyocyty, ktoré sú znázornené na obr. 2, majú tvar písmena Y, pričom jednotlivé výbežky sú s okolitými bunkami pospájané tzn. interkalárnymi diskami. Tieto disky sú okrem iných štruktúr tvorené spojeniami nazývanými gap junction (nexus), ktoré umožňujú jednoduchý a rýchly prechod iónov medzi bunkami. Je nutné dodať, že interkalárne disky nie sú zastúpené na povrchu kardiomyocytov rovnomerne, ale sa nachádzajú najmä na laterálnej strane týchto buniek, čoho následkom je, že rýchlosť vedenia elektrického impulzu je omnoho vyššia pri longitudiálnom vedení ako pri transverzálnom. Vďaka týmto spojeniam možno hovoriť pri svalových vláknach o tzn. syncitíe, kedy sa tieto vlákna správajú ako jedná veľká bunka. [2],[3]



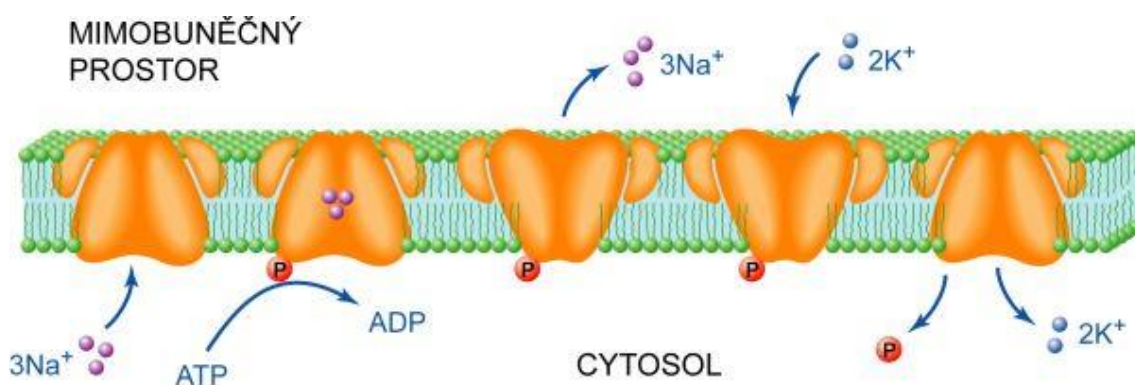
Obrázok 2: Schematické znázornenie kardiomyocytu s interkalárnymi diskami [2]

2.1.1 Pokojový membránový potenciál

Rozdiel elektrického potenciálu medzi intracelulárnym a extracelulárnym prostredím bunkovej membrány nazývame membránový potenciál. Jeho hodnota je závislá na koncentrácií jednotlivých iónov (Na^+ , Cl^- , K^+ , Ca^{2+}) na oboch stranách membrány a selektívnych kanáloch zodpovedajúcich za prestup iónov medzi prostrediami. Tento potenciál sa meria pomocou voltmetra s dvoma elektródami, pričom jedna je umiestnená na vonkajšej a druhá na vnútornej strane bunkovej membrány. Hodnota ktorú ukazuje voltmeter v momente rovnováhy, kedy došlo k ustáleniu vplyvom koncentračného a elektrického gradientu, je -90 mV, hovoríme o pokojovom membránovom potenciále. [1], [2]

Na membráne buniek srdcovej svaloviny, kardiomyocytov, sa nachádzajú kanály, ktoré sú iónovo selektívne. Dôsledok toho je, že medzi intracelulárnym a extracelulárnym prostredím dochádza k výmene len určitých iónov - Na^+ , Cl^- , K^+ , Ca^{2+} , kdežto pre niektoré rozmerovo väčšie molekuly ako napr. proteíny, je táto membrána nepreniknuteľná, ostávajú teda len vo vnútri bunky. Keďže tieto molekuly majú zväčša negatívna elektrický náboj, je aj elektrický náboj vo vnútri bunky v pokojovom stave negatívny.

Na aktívnom prenose molekúl pomocou energie z ATP cez bunkovú membránu sa podieľajú tzv. sodno- draselné pumpy (Na^+ - K^+ pumpy).



Obrázok 3: Bunková membrána so sodno - draselnými pumpami [4]

Ako je i z obr. 3 zrejmé, po ustálení rovnováhy vplyvom elektrického a koncentračného gradientu sa v mimobunkovom priestore, extracelulárne, nachádza vysoká koncentrácia

iontov Na^+ ; tá dosahuje hodnotu až 145 mmol/l. Je nutné dodať, že ionty Na^+ sú touto pumpou unášané vždy v smere z bunky von. Naproti tomu katióny draslíka K^+ sú unášané vždy smerom do bunky, mimobunková koncentrácia tejto molekuly je 4 mmol/l. V bunke sa teda nachádzajú veľké, elektricky negatívne, molekuly a v mimobunkovom priestore je naproti tomu vysoká koncentrácia kladných iontov Na^+ , čoho dôsledkom je, ako už bolo vyššie zmienené, že rozdiel elektrických napätí medzi intracelulárnym a extracelulárnym prostredím, a teda pokojový membránový potenciál, má zápornú hodnotu. [2], [4], [5], [6]

2.1.2 Akčný potenciál

Akčný potenciál môžeme definovať ako rýchlu zmenu pokojového elektrického potenciálu bunky, pomocou ktorej sa prenáša impulz; pritom hovoríme, že bunka je depolarizovaná. Polarita bunky je v takom prípade obrátená, vnútro bunky sa javí ako kladne elektricky nabité.

Keďže táto zmena je vratná, dochádza po istom čase k návratu elektrochemickej rovnováhy, v takom prípade sa jedná o repolarizáciu. Rýchlosť šírenia akčného potenciálu je vyššia v prevodovom systéme srdca ako v pracovnom myokarde.[1], [2], [6]

2.1.2.1 Depolarizácia a repolarizácia bunky

V stave rovnováhy, diastole, sú kanály nachádzajúce sa na membráne uzavreté. V prípade podráždenia kardiomyocytu elektrickým impulzom dôjde k otvoreniu týchto kanálov, čo má za následok tzn. influx, rýchly prúd iontov Na^+ do vnútra bunky, dochádza k zmene elektrického napätia. Po rýchlom influxe katiónov Na^+ sú otvorené vápnikové ionty na bunkovej membráne; tie sú zodpovedné za vstup kalciových katiónov do vnútra bunky. Tento kalciový prúd prebieha pomalšie, vďaka tomu je oddialená repolarizácia, a zodpovedá fáze plató v priebehu akčného potenciálu. V tejto fáze sú uzavreté iontovo selektívne kanály pre draslík, pri repolarizácii sa tieto postupne otvárajú, nastáva exflux katiónov draslíka a influx katiónov vápnika, až vďaka elektrochemickému gradientu dôjde opäť k ustáleniu rovnováhy, je dosiahnutý pokojový akčný potenciál.

Depolarizačná vlna sa šíri postupne celým kardiomyocytom a prechádza na susedné bunky, takto je vedený vzruch. Šírenie repolarizačnej vlny je obdobné, ale pomalšie. [2],[6]

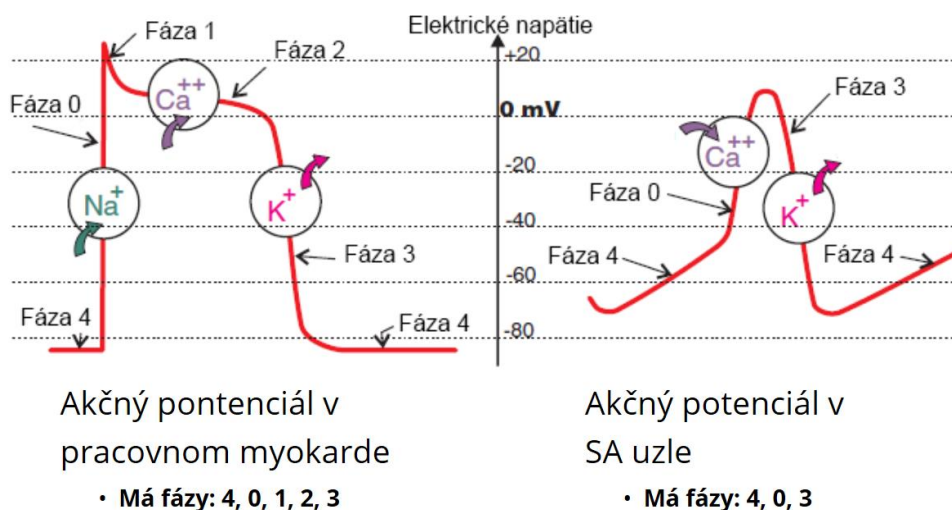
2.1.2.2 Akčný potenciál pracovnej bunky myokardu

Bunky pracovného myokardu a prevodového systému nie sú rovnaké, na bunkovej membráne majú tieto rozličné iontovo-selektívne kanály, čo má za príčinu fakt, že priebeh akčného potenciálu v týchto bunkách nie je rovnakého tvaru.

Na obr. 4 vľavo vidíme priebeh akčného potenciálu v bunkách pracovného myokardu, pozostáva z cyklu opakujúcich sa fáz 4, 0,1,2 a 3.

Fáza 4, ktorá je vždy na začiatku cyklu, predstavuje stav, kedy je bunka v diastole, môžeme hovoriť o pokojovom membránovom potenciály (-90 mV). Otvorenie Na^+ kanálov spôsobí depolarizáciu bunky, fáza 0. Táto fáza trvá až pokým je dosiahnutý potenciál s hodnotou +15 mV, kedy sa tieto selektívne kanály uzavrujú a dochádza k rýchlej repolarizácii (fáza 1); otvorenie pomalších kanálov priepustných pre katióny Ca^{2+} vyvolá fázu plató, na obrázku označenú ako fáza 2. Pomalý pokles potenciálu až po pokojový membránový potenciál, fáza 3, je zapríčinený uzavretím týchto kanálov a prechádzaním katiónov draslíka do extracelulárneho prostredia. Tým je dosiahnutá opäť hodnota -90 mV a celý cyklus môže nastať znovu. [1], [2], [7]

Keďže sa bunky pracovného myokardu správajú ako syncitium, akčný potenciál privedený na takúto bunku vyvolá postupne kontrakciu všetkých kardiomyocytov. Impulzy v bunkách pracovného myokardu myokardu nevznikajú spontánne, ale musia byť privedené zvonku. Šírenie impulzu je v pracovnom myokarde pomalšie ako v bunkách prevodového systému srdca.



Obrázok 4: Priebeh akčného potenciálu v bunke pracovného myokardu (naľavo) a v bunke prevodového systém, SA uzle (napravo) [2]

2.1.2.3 Akčný potenciál bunky prevodového systému srdca

Bunky prevodového systému srdca sa depolarizujú spontánne, primárny pacemaker je sinoatriálny (SA) uzol. Tu dochádza k spontánnej depolarizácii, ktorá sa následne šíri ďalej; je to tak preto, lebo na bunkovej membráne prevodového systému sa nachádzajú tzv. I_f prúdy (funny current) ovládané autonómnym nervovým systémom. Tieto kanály sú zodpovedné za samovoľný a spontánny prechod kationov sodíka a draslíka do bunky a tým sa intracelulárne prostredie stáva pomaly menej záporným. Tomu zodpovedá fáza 4 na obr. 4 vpravo, kde je zobrazený priebeh akčného potenciálu v bunkách prevodového systému, konkrétne v SA uzly. Fáza 0 začína až v momente, kedy elektrický potenciál bunka dosiahne prahovú hodnotu, -50 mV, kedy dôjde k otvoreniu rýchlych Ca^{2+} kanálov, nastáva rýchla depolarizácia. Po jej odznení začnú bunku opúšťať kationy draslíka (fáza 3); keď sa bunka dostane do pokojového stavu, nastáva opäť postupné otváranie I_f kanálov a cyklus sa môže opakovať.[2],[5],[6],[8]

Elektrický impulz sa v prevodovom systéme srdca šíri od pacemakera (väčšinou SA uzol) v smere do AV juncie, cez Tawarove ramienok do Purkyňových vlákien.[2]

3. ZÁKLADNÉ PRINCÍPY EKG

V tejto kapitole sa zameriame na prejavy elektrickej aktivity srdca na krivke EKG, rozoberieme typy jednotlivých zvodov. Táto kapitola čerpá z [2],[5],[8],[9],[10]

3.1 Elektródy a zvody

Elektródy sú vlastne vodiče, pomocou nich sme schopní zaznamenať hodnoty zmien elektrického potenciálu na povrchu tela pacienta. Rozoznávame viacero druhov elektród používaných pri akvizícii EKG dát. Všetky tieto druhy môžeme rozdeliť do dvoch tried, na unipolárne a bipolárne.

Unipolárne elektródy sú elektródy, kde jedna má vždy stály potenciál a druhá slúži na meranie potenciálu na tele pacienta. Bipolárne elektródy sú také, kde obidve elektródy sú priložené na telo pacienta (nie na rovnaké miesto) a je meraný potenciál medzi nimi.

3.1.1 Štandardné bipolárne končatinové zvody

Einthovenove elektródy sú elektródy s bipolárny zapojením, meriame teda proti inej elektróde; sú tri: I (jedna elektróda umiestnená na pravom, druhá na ľavom predlaktí), II (práve predlaktie a ľavé predkolenie), III (ľavé predlaktie a ľavé predkolenie). Ich spojením vznikne Einthovenov trojuholník, ktorý je rovnostranný. V jeho približnom strede sa nachádza srdce.

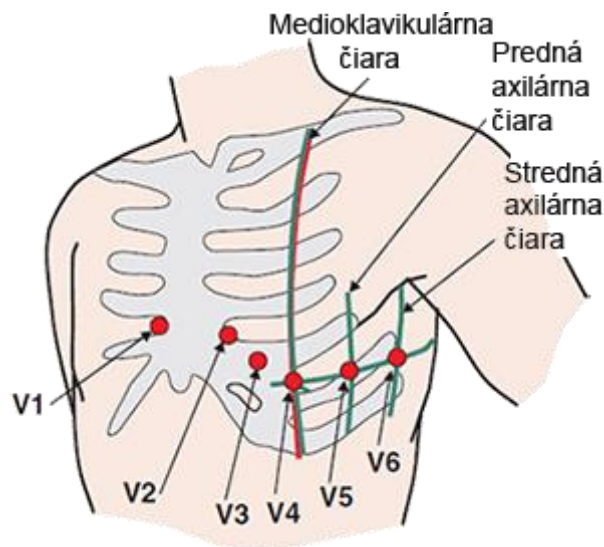
3.1.2 Unipolárne končatinové zvody

Goldbergerove zvody sú unipolárne zvody, rozoznávame tri tieto zvody, a to aVR, aVL a aVF. Skratka a pochádza od slova zvýšený (augmented), V od slova napätie (Voltage). To značí fakt, že potenciál zo snímanej končatiny je umelo zvýšený a to preto, lebo tieto zvody

využívajú predtým zmienené Einthovenove elektródy, ktoré však musia byť pripojené na centrálnu svorku s veľkým odporom [5].

3.1.3 Unipolárne hrudné zvody

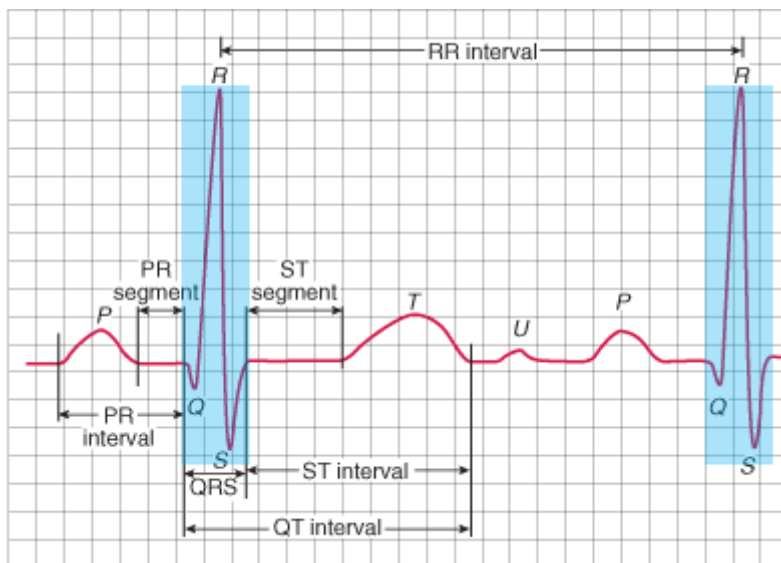
Wilsonove zvody označujeme symbolmi V1 až V6, sú prikladané priamo na hrudník. Na obr. 5 môžeme vidieť ich schematické uloženie na tele pacienta.



Obrázok 5: Uloženie hrudných zvodov na tele pacienta [2]

3.1.4 Doplnujúce zvody

Okrem týchto spomenutých zvodov rozoznávame ešte mnohé iné, ako napr. unipolárne hrudné zvody zadné, pravostranné unipolárne hrudné zvody, etážové unipolárne hrudné zvody ,pažerákové (ezofageálne) zvody, interkardiálne EKG,...



Obrázok 6:QRS komplex [2]

3.2 Normálna krivka EKG

Normálnu krivku EKG (obr. 6) môžeme rozdeliť na 4 úseky. Prvým z nich je samotný QRS komplex, ktorý nás bude najviac zaujímať v tejto diplomovej práci. Tento komplex je elektrickým prejavom depolarizácie komôr.

Po ňom nasleduje izoelektrická čiara, ST segment, kedy nedochádza k vzniku elektrického vektora, v tomto momente je už celá stena srdcového svalu depolarizovaná.

Vlna T zodpovedá následnej repolarizácii komôr a hoci je smer elektrického vektora rovnaký ako v predchádzajúcej etape, samotná rýchlosť repolarizácie je nižšia.

Následnej depolarizácii predsieni odpovedá vlna P, jej repolarizácia je však zahrnutá v QRS komplexe.[2],[8]

4. PATOFYZIOLÓGIA SRDCA

Srdcové ochorenia sú najčastejšou príčinou úmrtia vo svete. Táto kapitola sa venuje niektorým z nich.

4.1 Základné srdcové rytmy

Za fyziologický rytmus považujeme rytmus sinusový, to znamená že primárnym pacemakerom je SA uzol a z neho sa šíri impulz ďalej naprieč celým srdcom. V prípade zmeny toho rytmu hovoríme o arytmií. Rozoznávame viacero druhov arytmií, napr. podľa miesta vzniku na komorové a supraventrikulárne či podľa výslednej frekvencie srdca - tachykardia, bradykardia. [5],[6]

4.2 Blokády

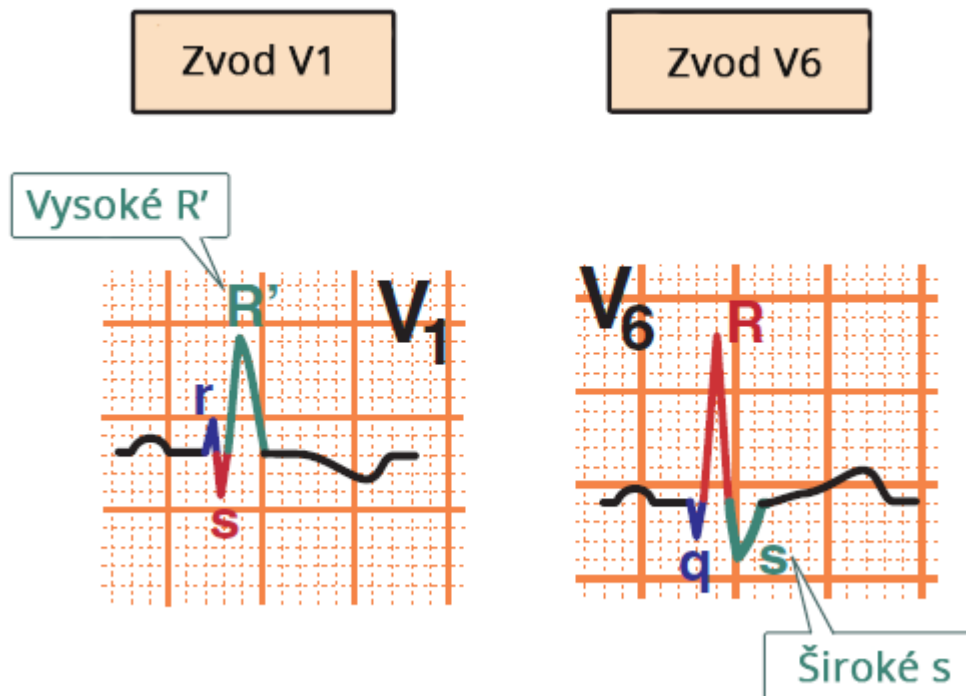
Akékoľvek abnormality vyskytujúce sa na normálnej dráhe prevodového systému srdca vedúce k spomaleniu či prerušeniu šírenia elektrického vzruchu sa nazývajú blokády. Na základe miesta, kde dochádza k tomuto javu rozlišujeme štyri základné druhy blokád – AV blokáda, SA blokáda, hemiblokády a blokády Tawarových ramienok. Táto práca sa bližšie zameriava práve na posledné zmienené, a to blokádu pravého a ľavého Tawarovho ramienka. Na zázname EKG sa tieto patofyziologické stavy srdca prejavujú rozšírenými komplexami QRS (viac ako 120 ms), pričom vlna P a interval PR zostávajú bez zmeny. Toto rozšírenie QRS komplexu je spôsobené tým, že jedna z dráh vedenia ramienok je prerušená, šírenie je spomalené, a tak dochádza aj k spomaleniu depolarizácie príslušnej časti svaloviny srdca. [11] [12]

4.2.1 Blokáda pravého Tawarového ramienka (RBBB)

Pri blokáde pravého Tawarovho ramienka sa elektrický impulz nedostáva cez pravé Tawarove ramienko, obe komory sú teda aktivované len cez ľavé Tawarove ramienko. Tak dochádza najskôr k depolarizácií ľavej srdcovej komory a až následne po úplnom odznení tejto,

dochádza k aktivácii pravej komory prostredníctvom myokardu. To má za následok oneskorené kontrahovanie pravej srdcovej komory a oneskorenie uzáveru chlopne pľúcnej tepny.

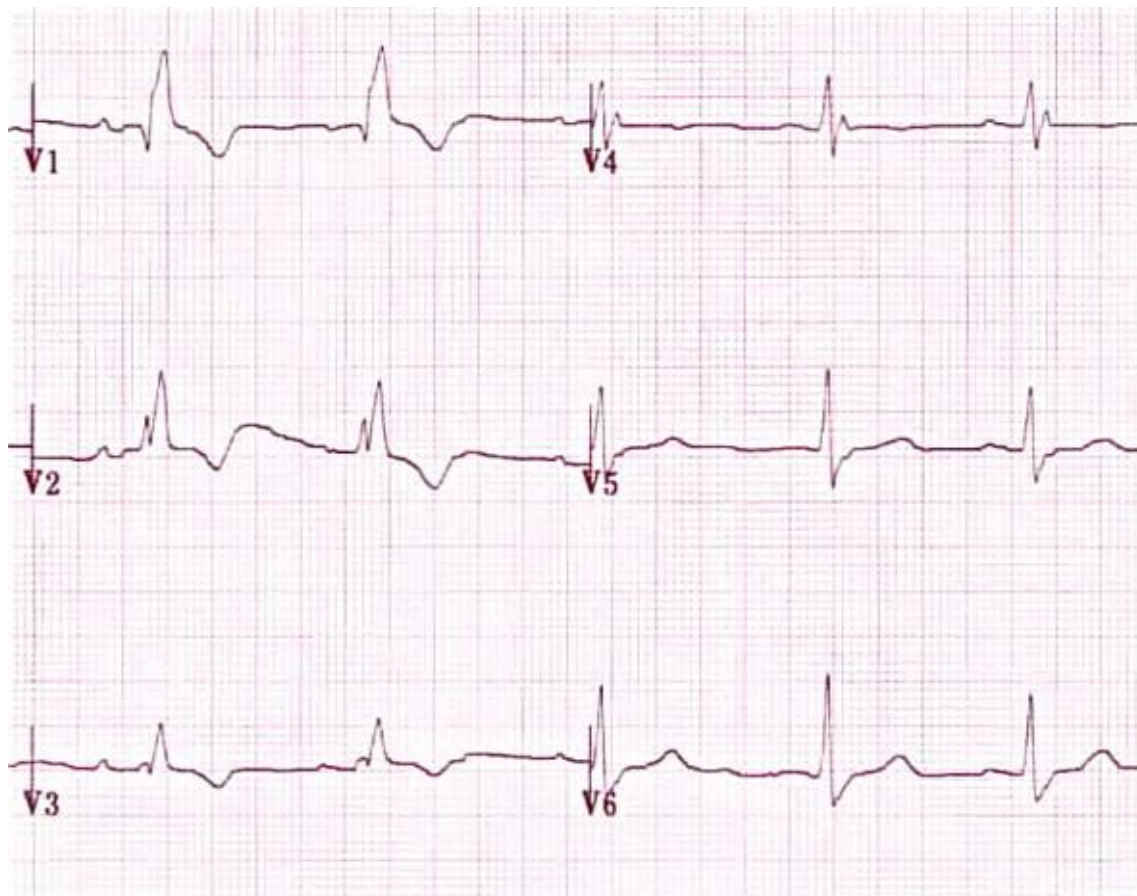
K príčinám spôsobujúcim blokádu pravého Tawarovho ramienka radíme pľúcnu embóliu, hypertrofiu pravej komory, ischemickú chorobu srdca, kardiomyopatiu, avšak častokrát sa táto patofyziológia vyskytne i pri morfoloicky normálnom srdci. [2],[12],[13]



Obrázok 7: Schematické znázornenie zmien EKG záznamu pri RBBB pre zvody V1 a V6 [2]

Diagnostika z EKG krivky je možná na základe kmitu R', ktorý pri tejto patofyziológii nastáva po kmit R a S. Tie sú prítomné i pri fyziologickom zázname EKG, s tým že R je malej pozitívnej hodnoty a kmit S je naopak hlboký s negatívnou hodnotou. Pri blokáde pravého Tawarovho ramienka je možné pozorovať tzv. komplex RSR', kde R' vlna zodpovedá oneskorenej depolarizácii pravej srdcovej komory. Komplex RSR' tvarom pripomína písmeno M. Toto je možné pozorovať na zvodoch V1 a V2. Zmeny v repolarizácii sa prejaví i poklesom ST úseku a inverziou T vlny. Prejavy blokády pravého Tawarovho ramienka sú pri klasickom EKG zázname rozpoznateľné aj zo zvodov V5 a V6, kde je prítomný hlboký a široký kmit S (pri V6 viac ako 40 ms), tu pripomína komplex QRS tvar písmena W [2], [11], [12].

Schematické znázornenie zmien, ku ktorým dochádza pri blokáde pravého Tawarovho ramienka vo zvodoch V1 a V6 je možné pozorovať na obr. 7. Na obr. 8 je možné tieto zmeny pozorovať na konvenčnom EKG zázname.



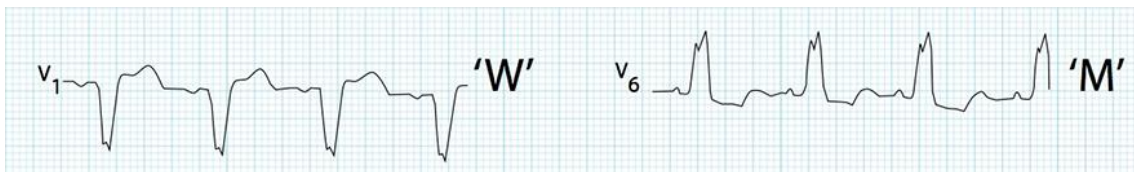
Obrázok 8: EKG záznam pri RBBB [2]

Blokáda pravého Tawarovho ramienka môže byť úplná i neúplná. Pri neúplnej blokáde nachádzame v zvode V1 komplex RSR' s trvaním QRS komplexu kratším ako 120 ms; klinický význam tejto tzv. inkompletnej blokády je malý, býva považovaný za fyziologický. Naproti tomu pri kompletnej blokáde pravého Tawarovho ramienka s QRS komplexom širším ako 120 ms býva toto znakom srdcového ochorenia. Najnebezpečnejší stav je tzv. bifascikulárna blokáda, kedy sú zablokované obe Tawarove ramienka, môže viesť až k úplnej srdcovej blokáde. [11],[13]

4.2.2 Blokáda ľavého Tawarového ramienka (LBBB)

Obdobne ako pri RBBB, i tu dochádza k zablokovaniu Tawarovho ramienka pre impulz, tentokrát však ľavého; k depolarizácií septa dochádza až po úplnej depolarizácií pravej komory. Impulz, ktorý vychádza z SA uzla nedokáže prejsť cez ľavé Tawarové ramienko, prechádza teda len cez to pravé a tak aktivuje komory, pričom pravá komora bude aktivovaná skôr. Impulz do ľavej komory je privádzaný prostredníctvom myokardu, preto je tu isté oneskorenie, pozorujeme širší QRS komplex ($\geq 0.12s$).

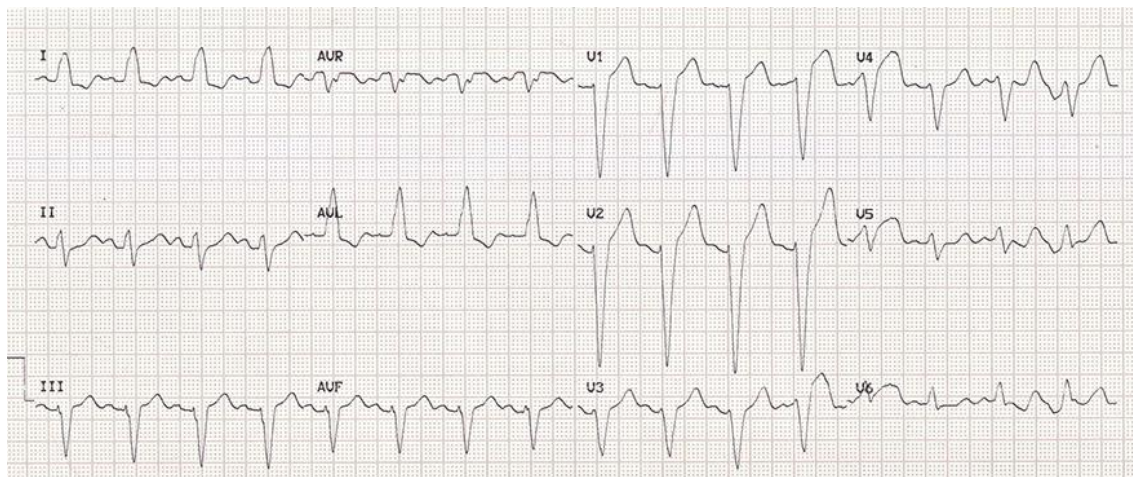
Príčiny sú podobné ako pri hore zmienenej blokáde pravého Tawarovho ramienka, a teda kardiomyopatia, ischemická choroba srdca, ale i hyperkalémia, aortálna stenóza, hypertrofia ľavej komory či infarkt prednej steny. Pri tomto ochorení rozoznávame dve varianty; blokáda na úrovni kmeňa a blokáda na úrovni fascikulov.



Obrázok 9: Komplex QRS pri zvodoch V1 a V6 so svojimi typickými tvarmi pri LBBB [2]

Na EKG krivke sa táto patofyziológia prejaví komplexom pripomínajúcim písmeno W pri zvodoch V1 a V2, pri zvodoch V5 a V6 naopak tvarom písmena M, ako je možné vidieť na obr.9. To je spôsobené tým, že depolarizácia pravej komory sa prejaví viditeľným kmitom R nasledovaným kmitom S, ktorý je pri zvodoch V5 a V6 s malou negatívnou hodnotou. Nasledujúci kmit R, ktorý je výraznejší, je prejavom depolarizácie ľavej komory. Následne môžeme pozorovať pokles úseku ST a inverziu vlny T obdobne ako pri RBBB. Naproti tomu pri zvodoch V1 a V2 sa LBBB prejaví ako malý kmit Q nasledovaný takisto malým kmitom R s následným kmitom S, ktorý je široký a hlboký. Záznam z konvenčného EKG pri LBBB je možné pozorovať na obr. 10.

Na rozdiel od blokády pravého Tawarovho ramienka, je táto blokáda vždy znakom závažného ochorenia srdca a nevyskytuje sa pri morfológicky fyziologických srdciach. [1], [11], [12], [13]



Obrázok 10: EKG záznam pri LBBB [2]

4.3 Kardiomyopatie

Kardiomyopatie sú srdcové ochorenia, ktorých príčina býva často nejasná. Rozoznávame štyri druhy tohto ochorenia.

Dilatačná kardiomyopatia označuje rozšírenie komôr a s tým spojenú poruchu ich schopnosti kontrakcie.

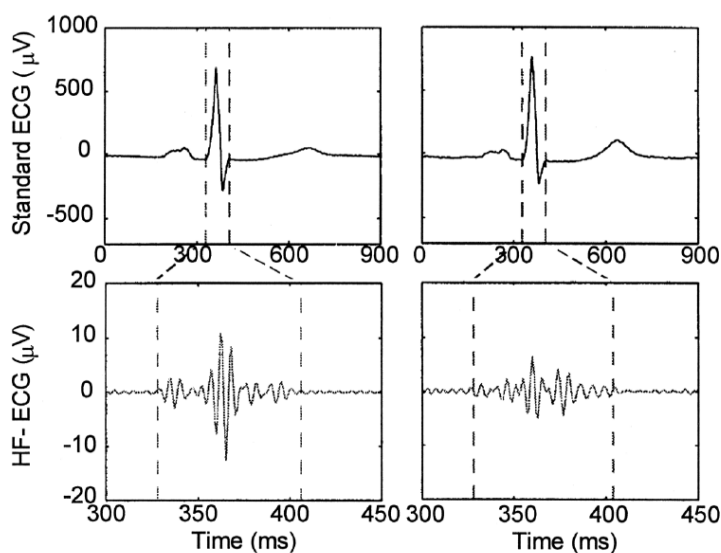
Reštriktívna kardiomyopatia sa môže vyskytovať pri iných ochoreniach (napr. pri amyloidóze); je to ochorenie, kedy sa znižuje poddajnosť komôr.

Hypertrofická kardiomyopatia predstavuje charakteristické zhrubnutie stien na ľavej srdcovej komore.

Arytmogénna pravokomorová kardiomyopatia sa prejavuje nadmerným zväčšením steny pravej komory.[5], [6], [8], [14]

5. POUŽITIE VYSOKOFREKVENČNEJ ANALÝZY PRI DETEKЦИИ PATOFYZIOLÓGIÍ

Nie všetky patofyziologické stavy srdca sa dajú zachytiť klasickým EKG snímaním. Konvenčné prístroje sú väčšinou limitované hodnotami okolo 100 Hz, avšak mnohé patológie sú dobre pozorovateľné najmä pri analýze vyšších frekvencií EKG signálu. Táto kapitola pojednáva o rôznych možnostiach použitia analýzy vysokých frekvencií.



Obrázok 11: Komplex QRS snímaný konvenčným EKG prístrojom a komplex QRS po vysokofrekvenčnej analýze [15]

5.1 Akvizícia signálu

Konvenčné prístroje určené na meranie EKG pracujú s vysokým kvantovacím krokom pri nízkej vzorkovacej frekvencii. Naproti tomu, pre analýzu vysokofrekvenčných zložiek EKG, je nutné pri akvizícii signálu použiť malý kvantovací krok; väčšinou nižší ako 1 μV (pri konvenčnom EKG zázname je kvantovací krok napr. 2,5 μV). Napät'ový rozsah sa pri vysokofrekvenčnom EKG pohybuje v jednotkách μV, pričom pri konvenčnom EKG je táto

hodnota rádovo vyššia, nadobúda hodnoty v jednotkách mV, to môžeme vidieť i na obr. 11, kde vidíme komplex QRS normálneho EKG signálu a jeho vysokofrekvenčné zložky.

Preto, aby sme mohli pri EKG signáloch vôbec mohli zaoberať analýzou vysokých frekvencií, je nutné tento signál nasnímať s čo možno najväčším rozlíšením, pričom je nutné dodržať vzorkovací (Nyquistov) teorém, vzorkovacia frekvencie musí byť minimálne dvojnásobok najvyššej analyzovanej frekvencie.

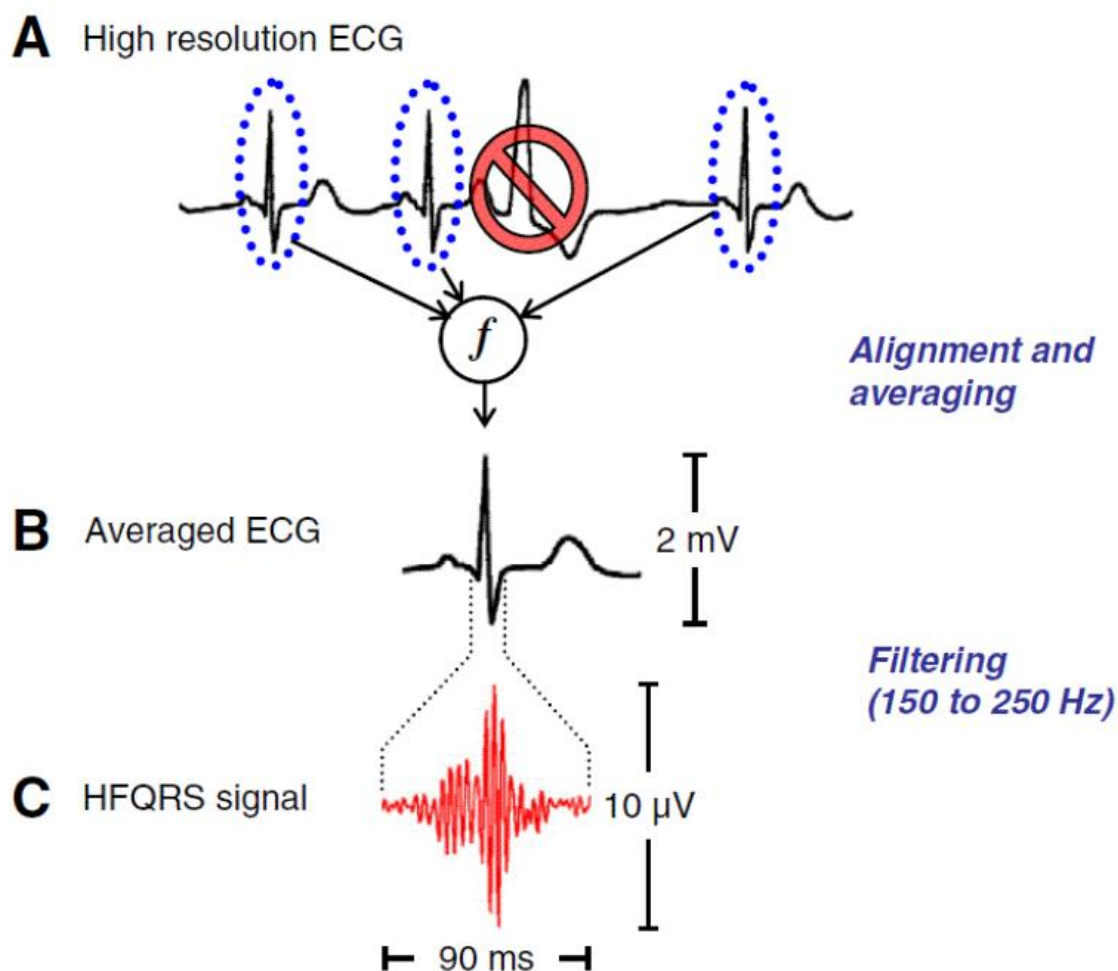
Hodnota vzorkovacej frekvencie sa pri konvenčnom EKG pohybuje od 250 Hz po 1 000 Hz a je nutné sa pri týchto signáloch zaoberať filtráciou driftu a sieťového brumu. Pri akvizícii signálu pre vysokofrekvenčnú analýzu EKG je potrebné pracovať so signálom snímaným so vzorkovacou frekvenciou nad 1 000 Hz; pri takomto signály nedochádza k tak vysokej miere zašumenia ako je tomu pri konvenčných EKG signáloch, jeho hodnota sa pohybuje v jednotkách mV, kdežto pri signále snímanom pre potreby vysokofrekvenčnej analýzy sa hodnoty šumu pohybujú v jednotkách μ V. Zašumenie je spôsobené najmä činnosťou kostrového svalstva, to je možné eliminovať ak budeme pracovať s elektródami umiestenými na viac proximálnych miestach. Na minimalizovanie vplyvov zašumenia sa používa aj priemerovanie signálu. [16], [17], [18]

5.2 Algoritmus vysokofrekvenčnej analýzy EKG

Algoritmus analýzy vysokofrekvenčných zložiek EKG signálu môžeme rozdeliť na tri základné kroky, ktoré sú graficky znázornené na obr. 12. V prvom kroku je nutné správne vybrať validné komplexy QRS a detekovať ich pozíciu. Na určenie validity komplexu sa používa korelácia. Týmto krokom získame signál, ktorý je zbavený ektopických komplexov.

V nasledujúcom kroku sa validné komplexy priemerujú, čím signál nadobudne vyššie hodnoty SNR (signal-to-noise ratio, pomer signál -šum). Posledným krokom, ktorý je spoločný pre všetky signály podliehajúce vysokofrekvenčnej analýze je filtrácia. Ako vidíme aj na obr. 12, najčastejšie sa používa pásmová priepusť s rozsahom frekvencií 150 – 250 Hz, bežne sa nato používajú Butterwortové filtre, ktoré majú nelineárnu fázovú charakteristiku. [18], [19]

Ďalší postup vysokofrekvenčnej analýzy EKG sa líši na základe parametra použitého k samotnej kvantifikácii signálu. V nasledujúcej časti práce sú spomenuté niektoré z týchto parametrov a ich uplatnenie v diagnostike srdcových patológií.



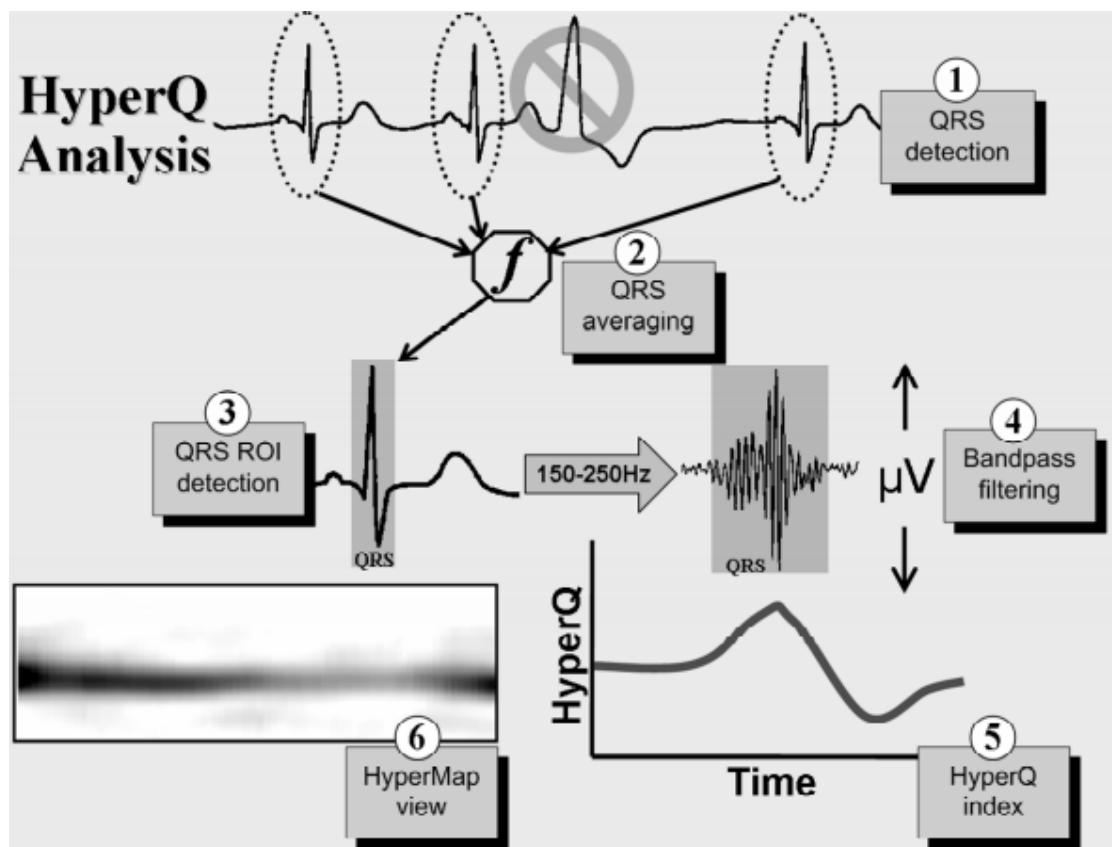
Obrázok 12: Algoritmus vysokofrekvenčnej analýzy - základné kroky [20]

5.3 Použitie vysokofrekvenčnej analýzy EKG

Rok 1981 bol z hľadiska diagnostiky srdcových ochorení významným vďaka pánovi Goldbergerovi a kol., ktorí skúmali vyššie frekvencie EKG záznamu (150-250 Hz) a na základe tohto frekvenčného pásma detekovali prítomnosť infarktu myokardu [21].

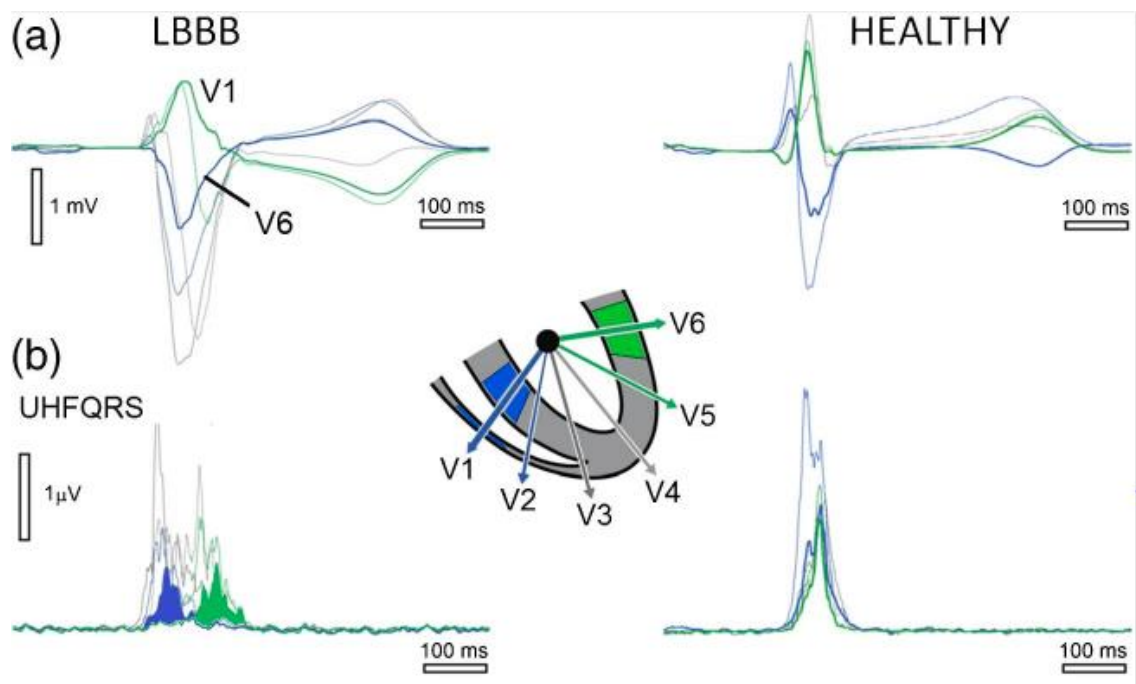
Iná štúdia [19] zase ukazuje, že akútny infarkt myokardu je dobre sledovateľný pomocou vysokých frekvencií. Keďže srdcová ischemia zapríčiňuje zníženie rýchlosti vedenia vzruchu v bunkách, je tento jav dobre pozorovateľný práve vo vysokofrekvenčných zložkách daného signálu. Autori tu po eliminovaní nevhodných signálov a spriemerovaní jednotlivých QRS komplexov použili pásmovú priepusť vo frekvenčnom pásme 140 – 250 Hz a pomocou následne vytvorenej obálky signálu predstavujú parameter, tzv. RAZ (reduced amplitude zones). Ten je následne kvantifikovaný a pomocou neho je pre každý zvod predstavený nový parameter - HFMI (high-frequency morphology index). Tento parameter po následnom spriemerovaní naprieč všetkými zvodmi daného pacienta predstavuje signifikantný ukazateľ prebiehajúceho akútneho infarktu myokardu, pričom jeho hodnota je najvyššia na začiatku, s pribúdajúcim časom od zahájenia liečby infarktu myokardu táto hodnota výrazne klesá. [19]

Ďalšia štúdia [22] zase poukazuje na fakt, že štandardne sledovaná zmena ST segmentu, ktorá by mala byť jedným z ukazovateľov ischemie, detekuje len zmeny v repolarizácií buniek, kdežto pri ischemii dochádza aj k zmenám v depolarizácií, ktorú však pri analýze ST segmentu nie je vidieť. Na sledovanie depolarizačných zmien je v tejto štúdií úspešne použitý model analýzy zložiek vysokých frekvencií daného signálu na detekovanie prebiehajúcej ischemie. Na obr. 13 je možné vidieť schému algoritmu, ktorý autori tejto štúdie použili na analýzu vysokofrekvenčných zložiek QRS; jedná sa v prvom kroku o detekciu platných QRS komplexov a eliminovanie šumu a ektopických signálov, následne je prevedené priemerovanie jednotlivých komplexov, a to pomocou plávajúceho okna. Autori použili filter typu pásmová priepusť v rozmedzí 150 – 250 Hz. Takto získali tzv. HyperMapTM, tá je vlastne obrazom amplitúdovej obálky signálu v čase. Na základe tejto mapy a tzv. HyperQ indexu táto štúdia pozitívne odhalila prebiehajúcu ischemickú chorobu srdca u 5 z 10 pacientov, pri ktorých bola analýza ST segmentu negatívna. [22]



Obrázok 13: Schéma vysokofrekvenčnej analýzy QRS pomocou HyperQ algoritmu [22]

Okrem toho bolo publikovaných množstvo iných štúdií zaoberajúcich sa analýzou vysokých, či dokonca ultra vysokých, frekvenčných zložiek EKG signálu. Mnohé štúdie sa zaoberajú šírením vzruchu naprieč srdcom, čo sa odzrkadlí na časovom priebehu kriviek v jednotlivých zvodoch. Na obr. 14 môžeme vidieť jeden z výsledkov štúdie českých vedcov. Autori tu dokázali, že časové oneskorenie šírenia vzruchu v pracovnom myokarde, hovoria o tzv. komorovej dysynchrónii, je pozorovateľné pri analýze ultravysokých frekvenčných zložiek QRS. Na obrázku vidíme štandardný priebeh spriemerovaných QRS signálov pre zvody V1 a V6 pre zdravého pacienta a pacienta s Blokádou ľavého Tawarovho ramienka a spriemerované amplitúty týchto zvodov po analýze ultravysokofrekvenčných (UHF) zložiek spolu s miestom pôvodu týchto signálov. Pri pacientovi s blokádou pozorujeme časové oneskorenie vrcholu obálky amplitúdy UHF; naproti tomu toto oneskorenie je pri zdravom pacientovi zanedbateľne malé. To je dôkazom toho, že pri blokádach dochádza k nerovnomernému šíreniu vzruchu [23].



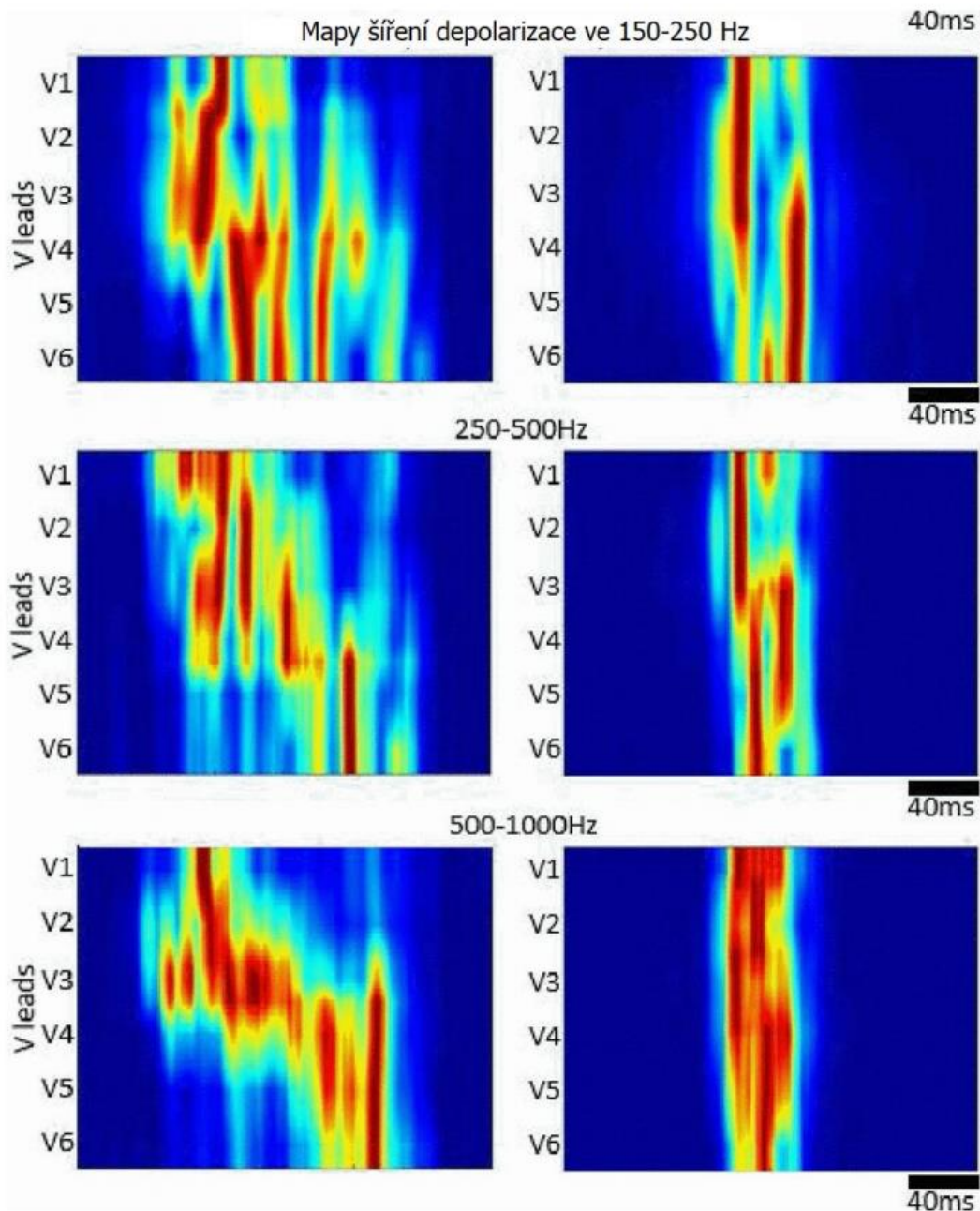
Obrázok 14: a- spriemerovaný QRS komplex zvodu V1 a V6 pre zdravého pacienta (vpravo) a pacienta s LBBB (vľavo), b - spriemerované amplitúdy obálok UHF pre dané zvody spolu s miestom pôvodu signálov [23]

Na základe získaných informácií o srdcových patológiách je možné tieto detekovať mnohými spôsobmi, napr. ako plochu pod krivkou [13], čas, krivku, vzdialenosť. V tejto diplomovej práci sme si vybrali možnosť kvantifikácie časového oneskorenia vzruchu medzi jednotlivými zvodmi.

5.4 Mapy šírenia akčného potenciálu

Jednou z možností využitia vysokých frekvencií EKG signálu pre kardiológiu popisujú aj autori v štúdií [24]. Pomocou HF QRS analýzy prinášajú obraz o šírení depolarizácie srdca v čase. Základné kroky algoritmu popísaného na obr. 15 zostávajú nezmenené. Po vylúčení ektopických signálov, priemerovaní a filtrácii signálov je však pomocou Hilbertovej transformácie vytvorená nie jedna obálka ale tri, pre rôzne frekvenčné pásma, a to pre pásmo 150 – 250 Hz, 250 – 500 Hz a 500 – 1000 Hz. Následne po priemerovaní a opätovnom filtrovaní signálov bola autormi vytvorená matica šírenia impulzu v jednotlivých zvodoch. Následným prevedením matice na farebnú škálu vznikla tzn. mapa

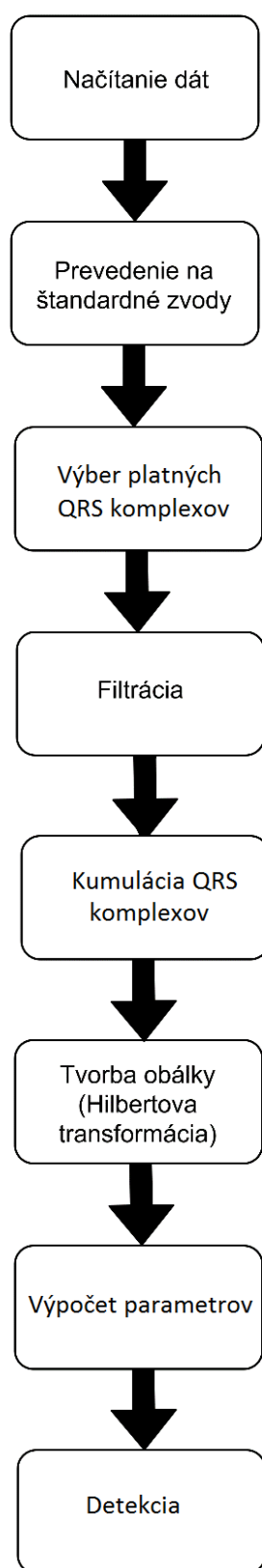
šírenia.[24] Pozorujeme, že doba trvania depolarizačného impulzu je pri zázname EKG pacienta s LBBB dlhšia ako pri zázname fyziologického EKG signálu. Pri LBBB depolarizačný impulz zaznamenávame na zvode V1 omnoho skôr ako na ostatných zvodoch, pričom práve šírenie medzi zvodmi V1 a V6 vykazuje najväčšie oneskorenie, čo sme zobrali do úvahy aj v nasledujúcej praktickej časti tejto diplomovej práce.



Obrázok 15: Mapa šírenia depolarizácie naprieč srdcom (pravá strana - fyziologický záznam, ľavá strana - záznam s LBBB) [24]

6. PROGRAMOVÁ ČASŤ

Program, ktorý zahŕňa táto diplomová práca, môžeme rozdeliť na časti (obr. 16) načítanie dát, prevedenie na štandardné zvody, výber platných QRS komplexov, filtrácia v danom rozmedzí frekvencií, kumulácia QRS komplexov, tvorba obálky, nájdenie maxím v obálke vysokofrekvenčného komplexu QRS pre každý zvod a výpočet parametrov pre detekciu patológie srdca, samotná detekcia.



Obrázok 16: Schéma navrhnutého programu

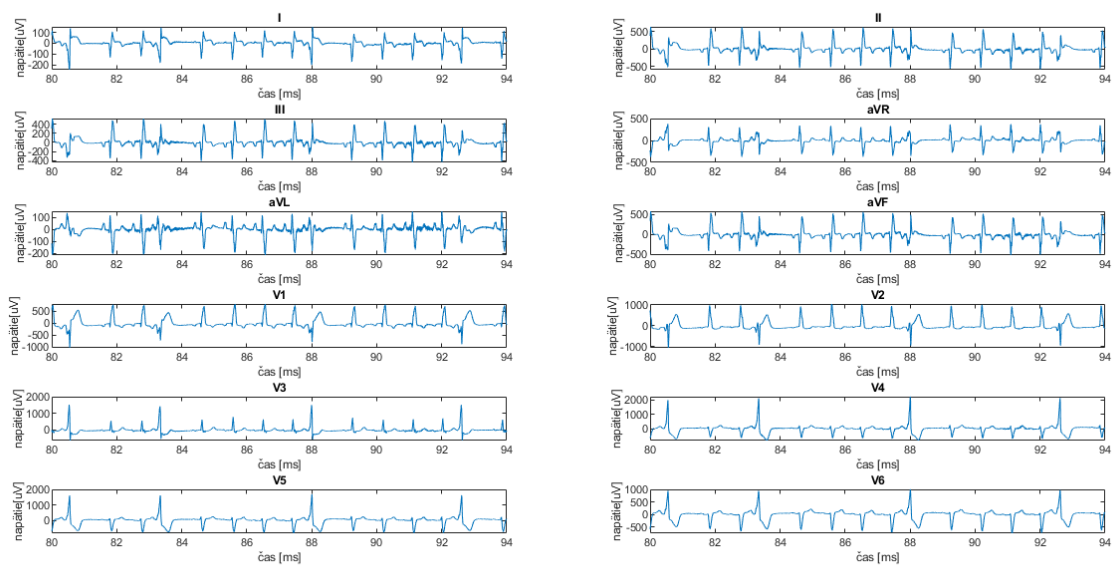
6.1 Načítanie dát

Nami analyzované dáta boli získané a namerané na ÚPT AVČR a ICRC FNUSA. Vzorkovacia frekvencia signálov je 5 000 Hz, dáta sú vo formáte *.d alebo *.mat; okrem samotných signálov sme v niektorých prípadoch mali k dispozícii i informácie o danom signály, ktoré zahŕňajú informácie o polohe platných QRS komplexov a ich dĺžku, v ostatných bolo nutné v tieto správne určiť.

Samotné načítanie dát je vykonané pomocou skriptu *nacteni*, ktorý nám bol poskytnutý vedúcim práce; bolo nutné ho mierne poupraviť. Súčasťou tejto funkcie je volanie funkcie *hdfread*, ktorá prevedie samotné načítanie dát *.d. Pre dáta formátu *.mat sme pre načítanie použili funkciu *uigetfile* a *load*. Tak dostane signál, ktorý je nutné však pre ďalšiu prácu modifikovať, nakoľko poradie, ale ani počet zvodov nie je pri všetkých signáloch konštantný. Dôvodom je, že akvizícia dát neprebehla na jednom zariadení.

6.2 Prevedenie na štandardné zvody

Následne sú pomocou funkcie *prevedNaStandardniSvody*, ktorá bola opäť poskytnutá vedúcim práce a poupravená pre túto diplomovú prácu, zoradené zvody do štandardného poradia (I, II, III, aVR, aVL, aVF, V1, V2, V3, V4, V5, V6). Na to bolo nutné niektoré zvody dopočítať podľa známych vzťahov. Výsledkom tejto funkcie je premenná *signalMatice*, kde sú už jednotlivé zvody štandardizované. Na obr. 17 môžeme vidieť jednotlivé zvody signálu č. 1987, pacienta s diagnostikovanou blokádou pravého Tawarovho ramienka.



Obrázok 17: Vykreslenie všetkých zvodov, signál č. 1987, pacient s RBBB

6.3 Výber a priemerovanie QRS komplexov

Následne sme vybrali na ďalšie spracovanie len tie R vlny, ktoré nám boli detekované ako platné. To bolo nutné vykonať z dôvodu vylúčenia zašumených komplexov, nadbytočných P vln či iných, pre našu detekciu, nevhodných artefaktov.

Informácie o veľkosti samotných komplexov, vzdialenosť R vlny od jeho začiatku a konca, sme mali zo súboru *QRSDetekceALL.xlsx*, ktorý nám bol poskytnutý vedúcim práce. Ten obsahoval informácie v jednotkách milisekúnd (ms), pre ďalšie spracovanie bol nutný prevod na Hertze (Hz). Algoritmus bolo nutné pre niektoré dáta upraviť, keďže tie pochádzali z rozličných zdrojov, aby automaticky previedol výber a priemerovanie QRS komplexov.

6.4 Filtrácia

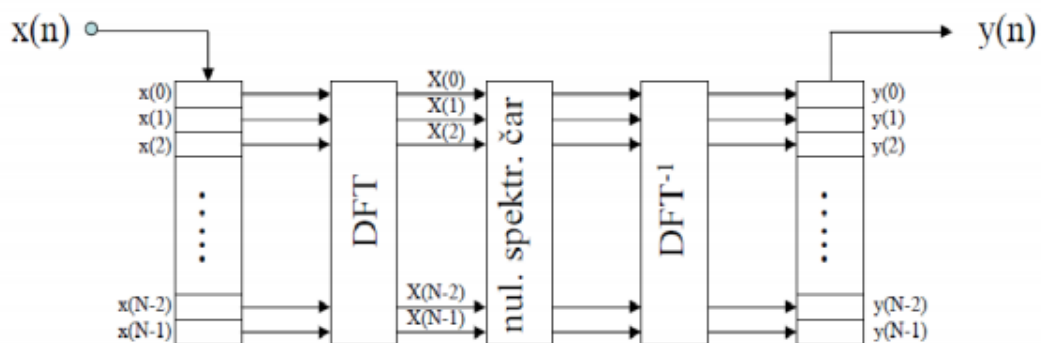
V tejto časti sme z predspracovaného signálu pomocou metódy nulovania spektrálnych čiar vyfiltrovali vysokofrekvenčné zložky, na ktoré je táto diplomová práca zameraná. Na

základe mnohých štúdií, doporučení a pokusov sme nakoniec filtráciu previedli v pásme 500-1000 Hz.

Filtrácia nulovaním spektrálnych čiar je metóda, kedy samotná filtrácia prebieha vo frekvenčnej oblasti. Jej výhodou je fakt, že sa pri nej neuplatní amplitúdové zvlnenie a fázová charakteristika je nulová. Pri použití tejto metódy je signál najskôr prevedený do spektrálnej oblasti a to pomocou diskkrétnej Fourierovej transformácie (DFT), ktorá je definovaná vzťahom (1). F_k je signál po transformácii s dĺžkou k , f_n je diskrétny signál, ktorý chceme previesť do spektrálnej oblasti, n je dĺžka tohto signálu a T je vzorkovacia perióda.

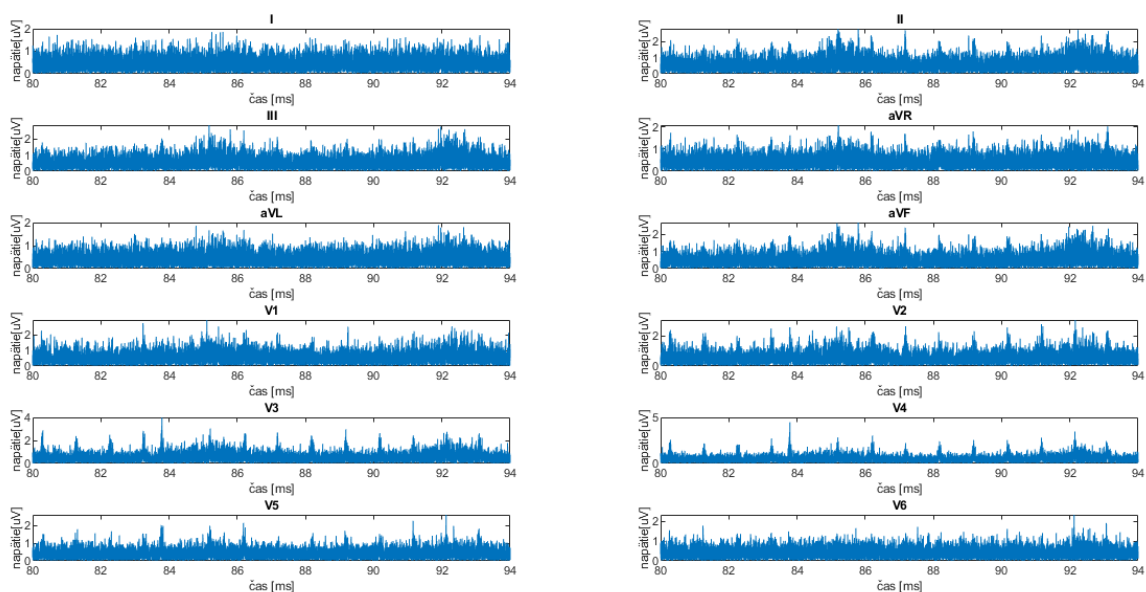
$$DFT\{f_n\} = \left\{ F_k = \sum_{n=0}^{N-1} f_n * e^{-jk\Omega nT} \right\} \quad (1)$$

Následne je nutné vypočítať vzdialenosť medzi spektrálnymi čiarami. Vzorky, ktoré odpovedajú frekvenčnému pásmu, ktoré chceme analyzovať, v našom prípade 500-1000 Hz, sú následne ponechané. Takto upravené spektrum je pomocou spätnej Fourierovej transformácie (IDFT) prevedené naspäť do časovej oblasti. Na obr. 18 môžeme vidieť schému filtrácie signálu metódou nulovania spektrálnych čiar. [16], [25]



Obrázok 18: Schéma filtrácie metódou nulovania spektrálnych čiar [16]

Takto sme dostali vysokofrekvenčné zložky komplexu QRS pre každý zvod použitého signálu, premennú *signal_pp*. Na obr . 19 môžeme vidieť vysokofrekvenčné zložky pre signál č. 2270, pacient s diagnostikovanou RBBB, po filtrácii v rozmedzí 500-1 000 Hz. Vidíme, že hodnoty amplitúdy sa znížili a to až o dva či tri rády.

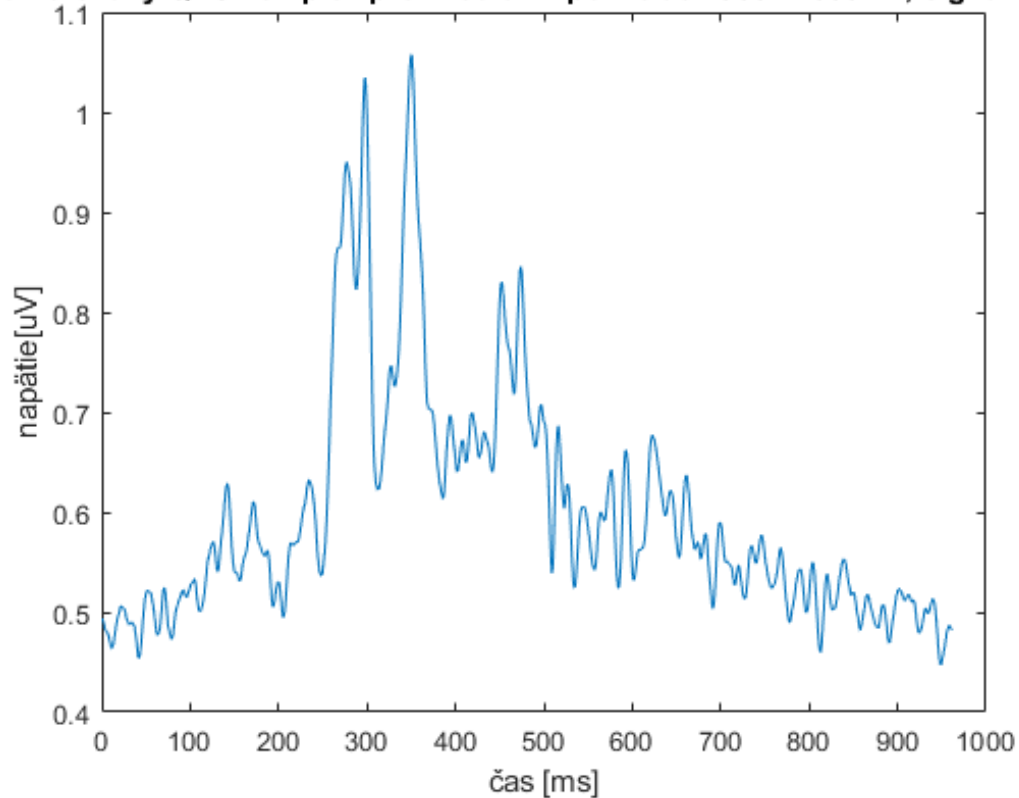


Obrázok 19: Vysokofrekvenčné zložky signálu č. 2270, pacient s detekovanou RBBB, filtračné pásmo 500-1 000 Hz

6.5 Kumulácia QRS komplexov

Následne bolo nutné pre ďalšiu prácu vybrať len tie QRS komplexy, ktoré neboli zaťažené nejakými artefaktami. Na ďalšiu prácu so signálom sme potrebovali vždy len jeden reprezentatívny QRS komplex pre daný zvod. To sme dosiahli kumuláciou komplexov naprieč zvodom a následným spriemerovaním. Na obr. 20 je možné vidieť spriemerovaný QRS komplex zvodu aVR pre signál 2270, pacient s diagnostikovanou RBBB po filtrácii v rozmedzí 500-1 000 Hz.

Kumulovaný QRS komplex pre zvod aVR po filtrácii 500 - 1000 Hz, signál č.227



Obrázok 20: Kumulovaný QRS komplex zvodu aVR po filtrácii 500 -1 000 Hz, signál č. 2270, RBBB

6.6 Tvorba obálky

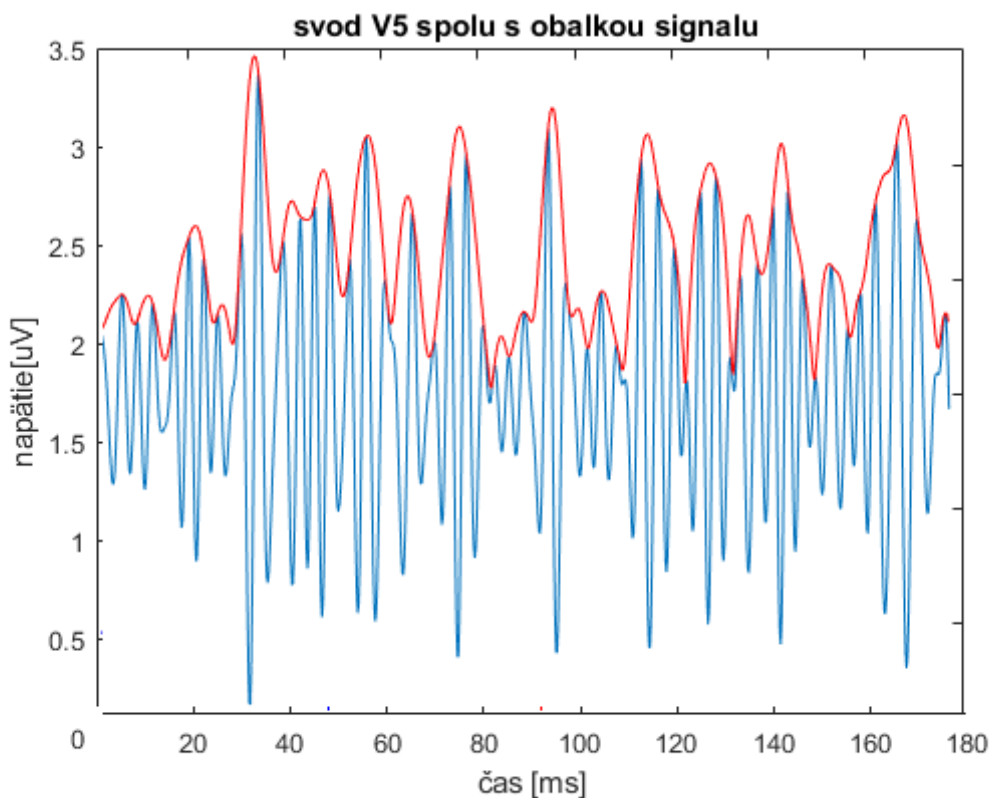
V tejto časti sme pomocou funkcie *hilbert* vytvorili Hilbertovou transformáciou obálku signálu.

Vzťah pre túto transformáciu je definovaný nasledovne:

$$H\{f(t)\} = \frac{1}{\pi} f(t) * \frac{1}{t} = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} f(\tau) \frac{1}{t-\tau} dt \quad (2)$$

kde $f(t)$ značí signál po transformácii, t označuje čas a symbol $*$ značí konvolúciu [24].

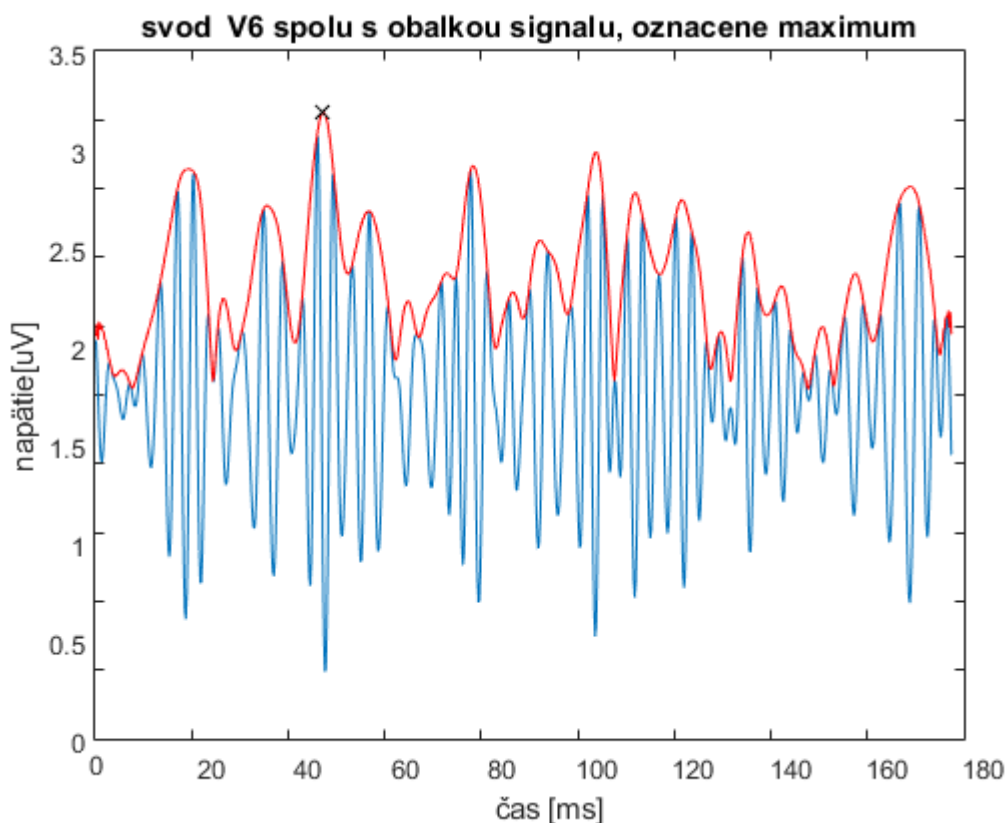
Na obrázku 21 je možné vidieť takto vytvorenú obálku signálu pre zvod V5, signál č. 2026 s diagnostikovanou LBBB.



Obrázok 21: Vysokofrekvenčné zložky QRS komplexu zvodu V5 spolu s obálkou signálu (červená), signál č. 2026

6.7 Hľadanie maxima signálu, porovnanie ich polôh

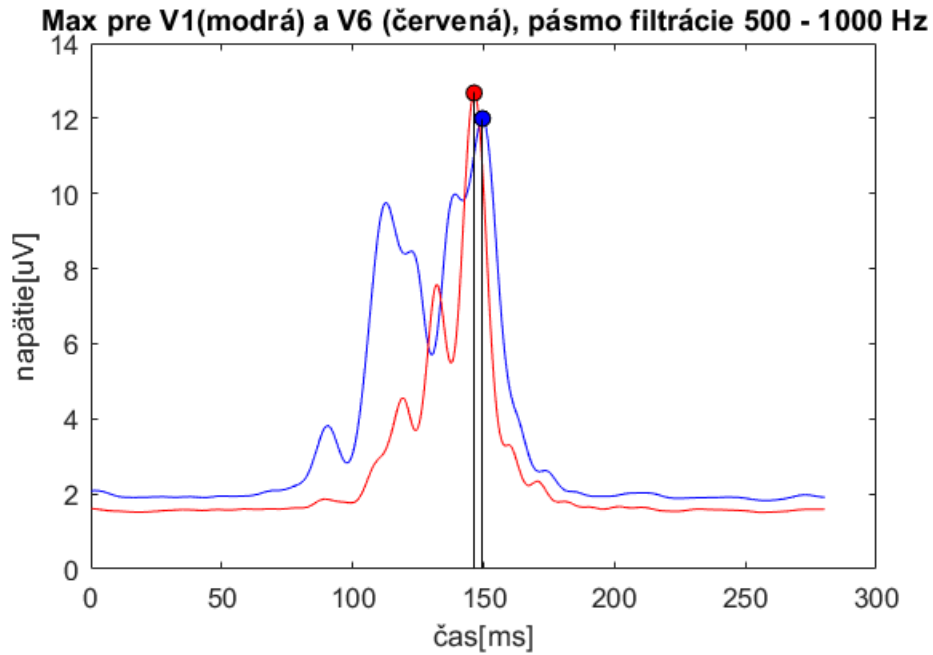
Na základe dostupnej literatúry, doporučení vedúceho práce a vedomostí o elektrofyziológií srdca sme sa rozhodli detekovať patologické stavy, a to blokádu pravého a ľavého Tawarovho ramienka, na základe rozdielov v šírení elektrického impulzu v rôznych častiach srdca, a teda v rôznych zvodoch. Rozhodli sme sa porovnávať polohu maxima obálky naprieč rôznymi zvodmi, pričom sme sa na základe rešeršnej časti zamerali na zvody hrudné (V1-V6). Pri ostatných zvodoch by bola takáto analýza prakticky nemožná, nakoľko ich vysokofrekvenčné zložky sú silne ovplyvnené šumom z okolia, pohybmi svalov,...



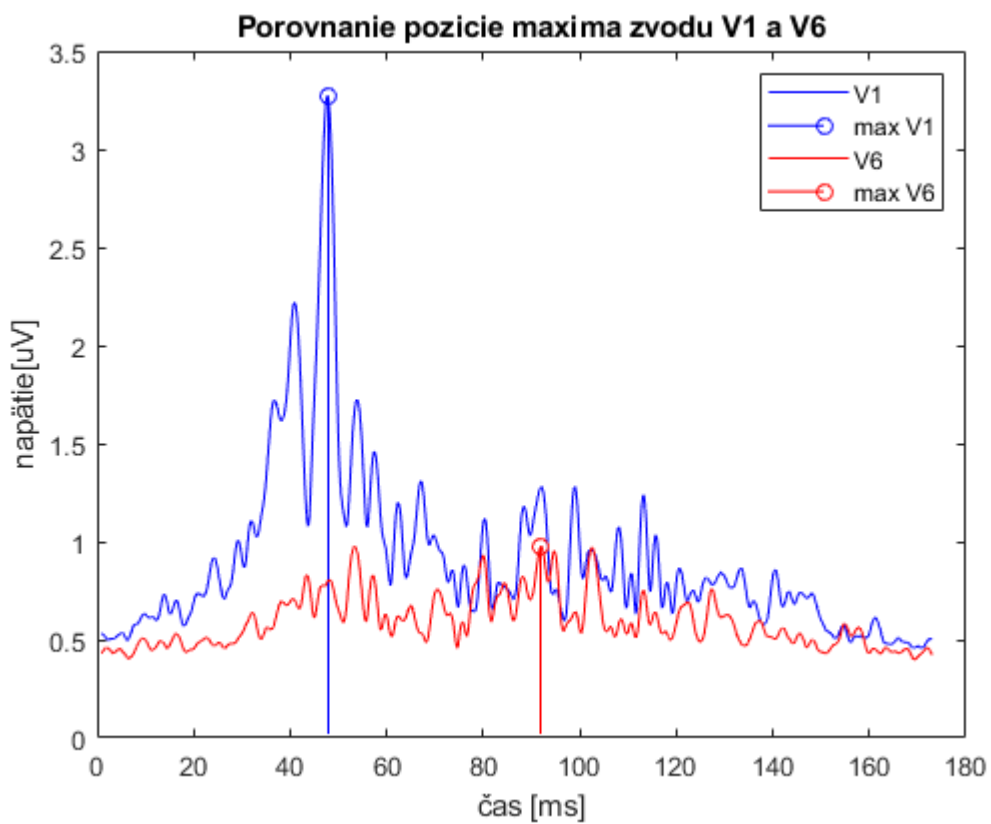
Obrázok 22: Detekované maximum obálky signálu (červená) spolu s vysokofrekvenčnými zložkami (modrá) pre zvod V6, signál č. 2026

Na takéto analyzovanie signálov bolo nutné nájsť maximá vopred predpripravených obálok; v tejto diplomovej práci je na to použitá funkcia *findpeaks*. Tá nájde lokálne maximá naprieč celým signálom, po ich zoradení descendentne vieme pre ďalšie spracovanie vybrať požadovaný počet najvyšších vrcholov. V tejto diplomovej práci sme ďalej pracovali práve s najvyššími peakmi.

Na obr. 22 vidíme vyznačený najvyšší bod zvodu V6. Takto sme si určili výšku a polohu maxima obálok pre všetky zvody a následne sme sa zaoberali porovnávaním rozdielnej polohy týchto bodov naprieč zvodmi.



Obrázok 23: Detekované maximum obálky signálu č. 40 (zdravý) pre zvod V1 a V6, filtračné pásmo 500-1000 Hz



Obrázok 24: Detekované maximá obálok pre zvod V1 a V6, signál č. 2026 (LBBB)

6.8 Detekcia

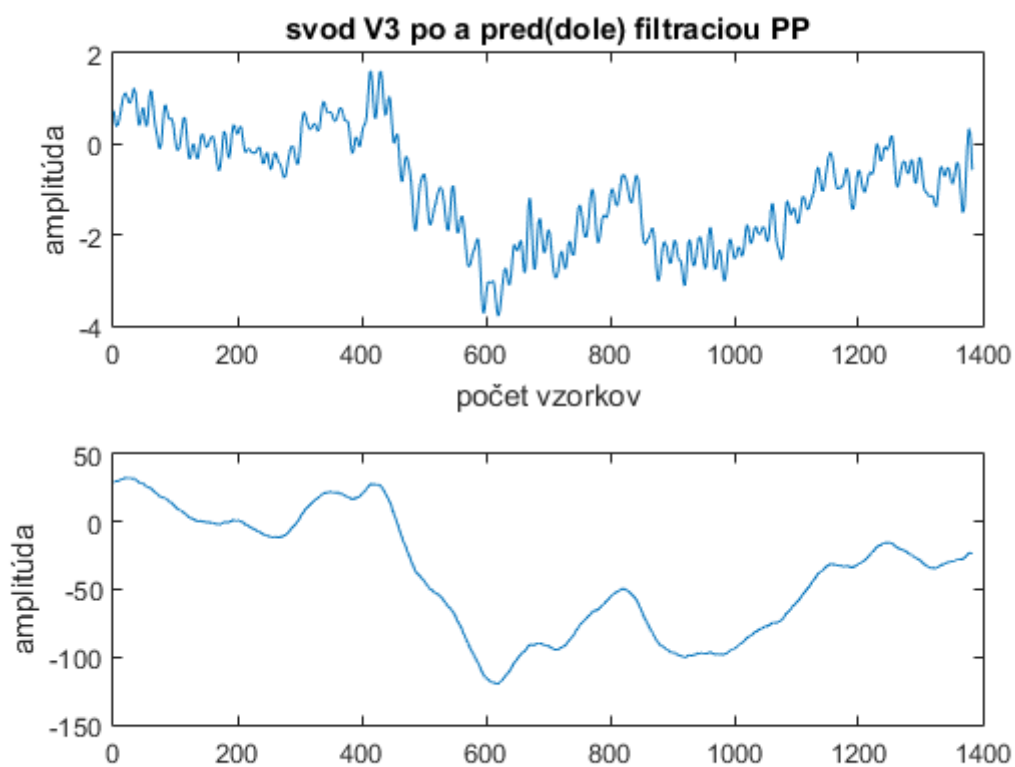
Poslednou časťou programu bolo zaradenie signálu do istej triedy. Na základe údajov o časových rozdieloch maxima elektrickej aktivity vysokofrekvenčných zložiek zo známych signálov sme stanovili prahy pre jednotlivé patológie – LBBB a RBBB, a pre zdravých pacientov. Keďže nami namerané dáta boli pekne diferenciované, nebolo určenie tohto prahu náročné, v prostredí Matlabu sme použili viacnásobnú podmienku *if*, časť zdrojového kódu je súčasťou prílohy I.

Na obr. 23 a 24 vidíme detekované maximá obálky vysokofrekvenčných zložiek pre zvod V1 a V6. Je zrejmé, že maximá sa nenachádzajú v rovnakej polohe. Z toho sme vypočítali vzdialenosť polôh týchto maxím, ktorú sme následne preniesli do časovej oblasti, prepočítali na milisekundy. Na obr. 23 je rozdiel minimálny, čo značí že signál je fyziologický, naproti tomu pri obr. 24 je rozdiel značný, je prítomná srdcová patológia.

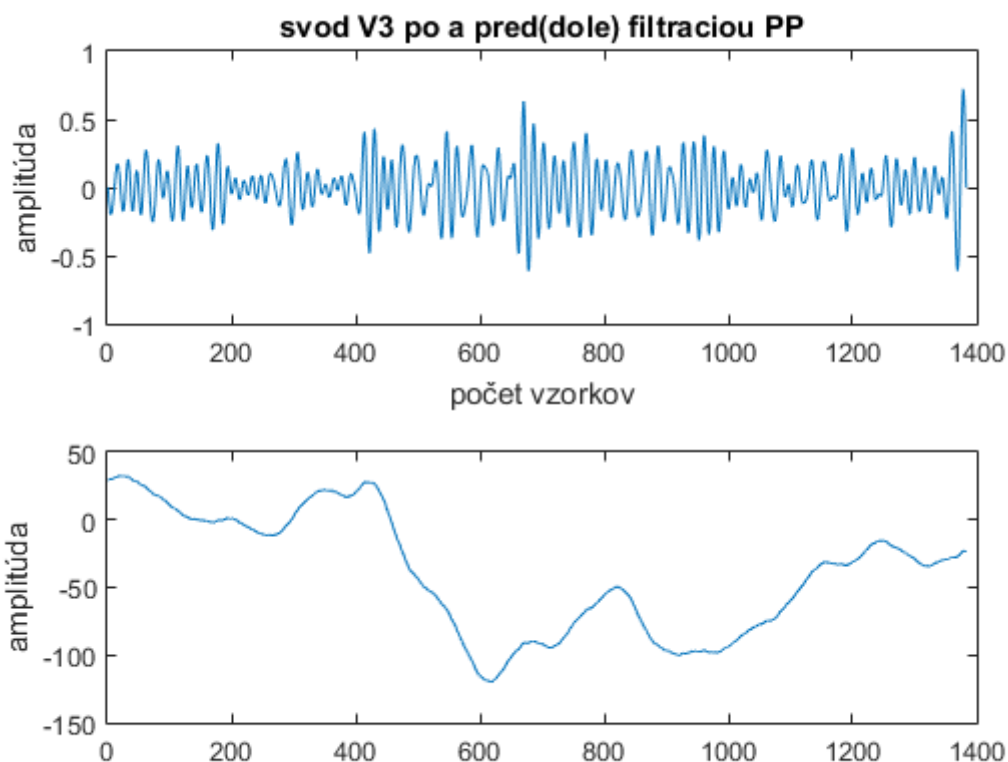
6.9 Optimalizácia programu

Na obrázkoch 25 a 26 môžeme vidieť porovnanie filtrovaného signálu pri rôznych nastaveniach rozmedzia filtrácie. Vidíme, že pri použití užšieho pásma filtrovania, je amplitúda nižšia. Naopak pri širokom rozmedzí, je amplitúda vyššia, vysokofrekvenčné zložky kopírujú svojim tvarom pôvodný signál.

Okrem toho je z obrázkov zjavné, že napätie nízkofrekvenčných zložiek dosahuje mnohokrát vyššie hodnoty ako sú hodnoty napätia vysokofrekvenčných zložiek.



Obrázok 25: QRS komplex zvodu V3 po (hore) a pred (dole) filtráciou PP v rozmedzí 200-1000 Hz, signál č. 2026



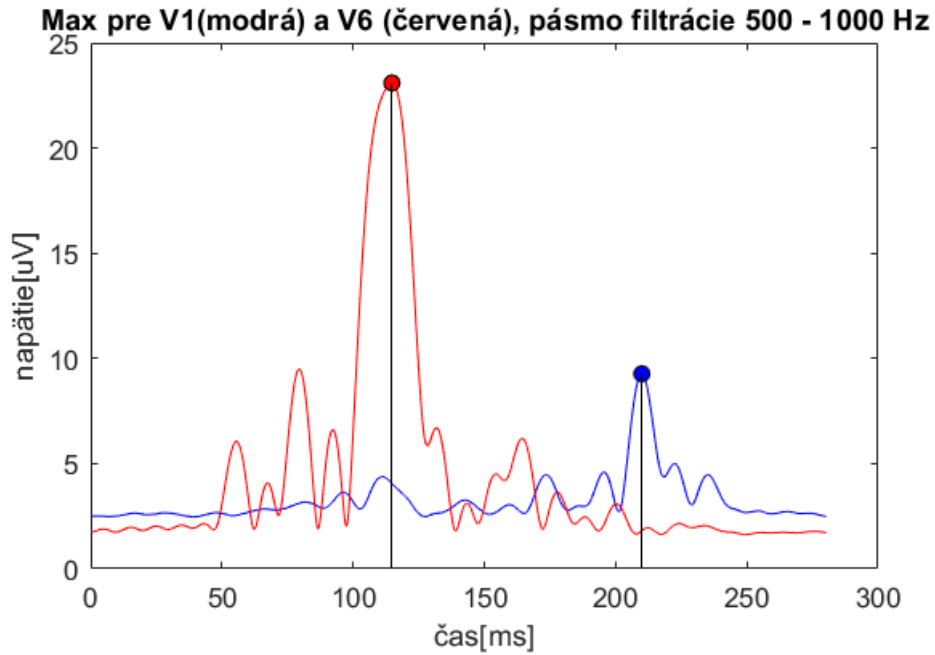
Obrázok 26: QRS komplex zvodu V3 po (hore) a pred (dole) filtráciou PP v rozmedzí 400-800 Hz, signál č. 2026

Na základe mnohých štúdií zaoberajúcich sa elektrofyziologickými prejavmi srdcovej aktivity, doporučení vedúceho tejto diplomovej práce a vlastných pokusoch sme si za pásmo filtrácie zvolili frekvencie 500-1000 Hz.

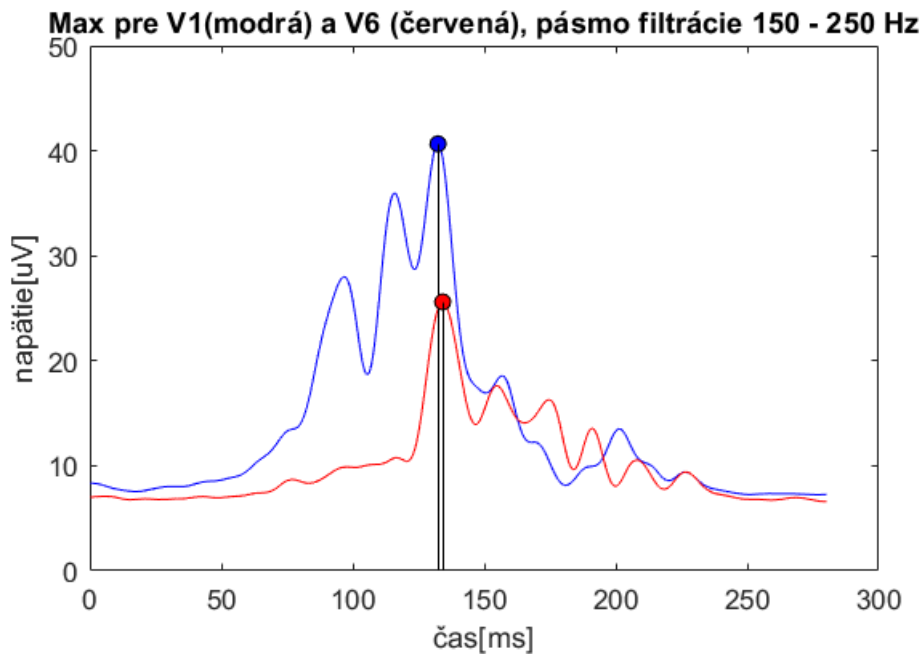
Okrem toho bolo nutné zvážiť, ktoré zvody budeme analyzovať, kde budeme porovnávať polohu maxima obálky. V tejto práci sme sa zamerali najmä na zvody hrudné V1 a V6, kde sa nám časové oneskorenie šírenia vzruchu javilo najmarkantnejšie, čo sme i na základe uloženia zvodov na tele pacienta, predpokladali.

Na obr. 27 vidíme obálky zvodov V1 a V6 s ich maximami pre signál 2096, kde na základe ich časového rozdielu bolo správne detekované RBBB.

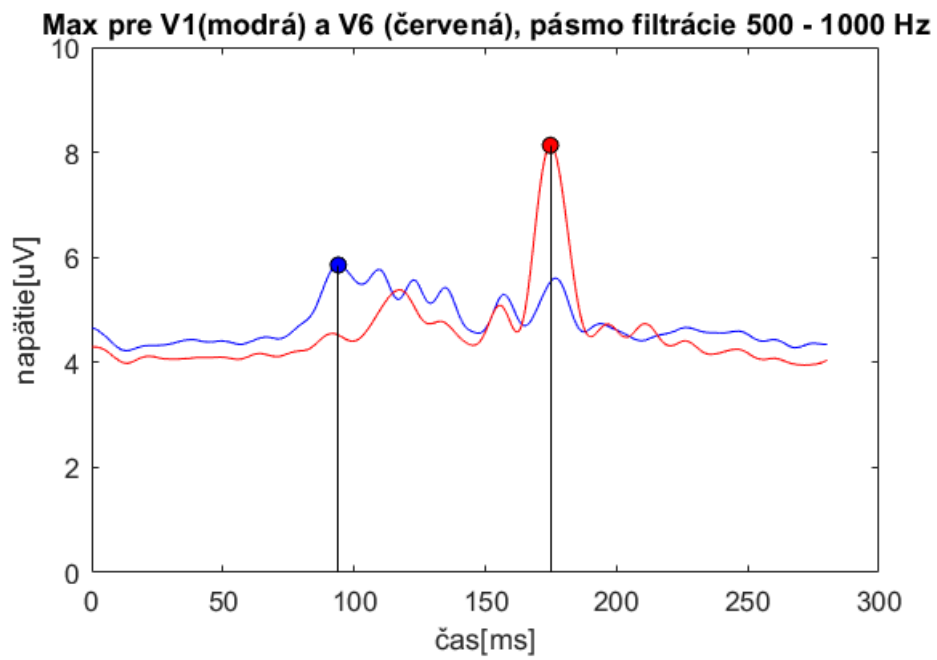
Na rozdiel od toho, na obr. 28 vidíme signál, ktorý bol s použitým pásmom filtrácie 150 – 250 Hz nesprávne detekovaný ako fyziologický, hoci sa jedná o záznam zdravého pacienta. Na obr. 29 vidíme rovnaký signál avšak po filtrácií v pásme 500 – 1000 Hz, teraz už správne detekovaný ako LBBB signál.



Obrázok 27: Detekované maximá obálok pre zvedy V1 a V6, signál č. 2096 (RBBB)



Obrázok 28: Detekované maximá obálok pre zvedy V1 a V6, signál č. 409 nesprávne detekovaný ako zdravý, hoci je tu prítomná patológia LBBB

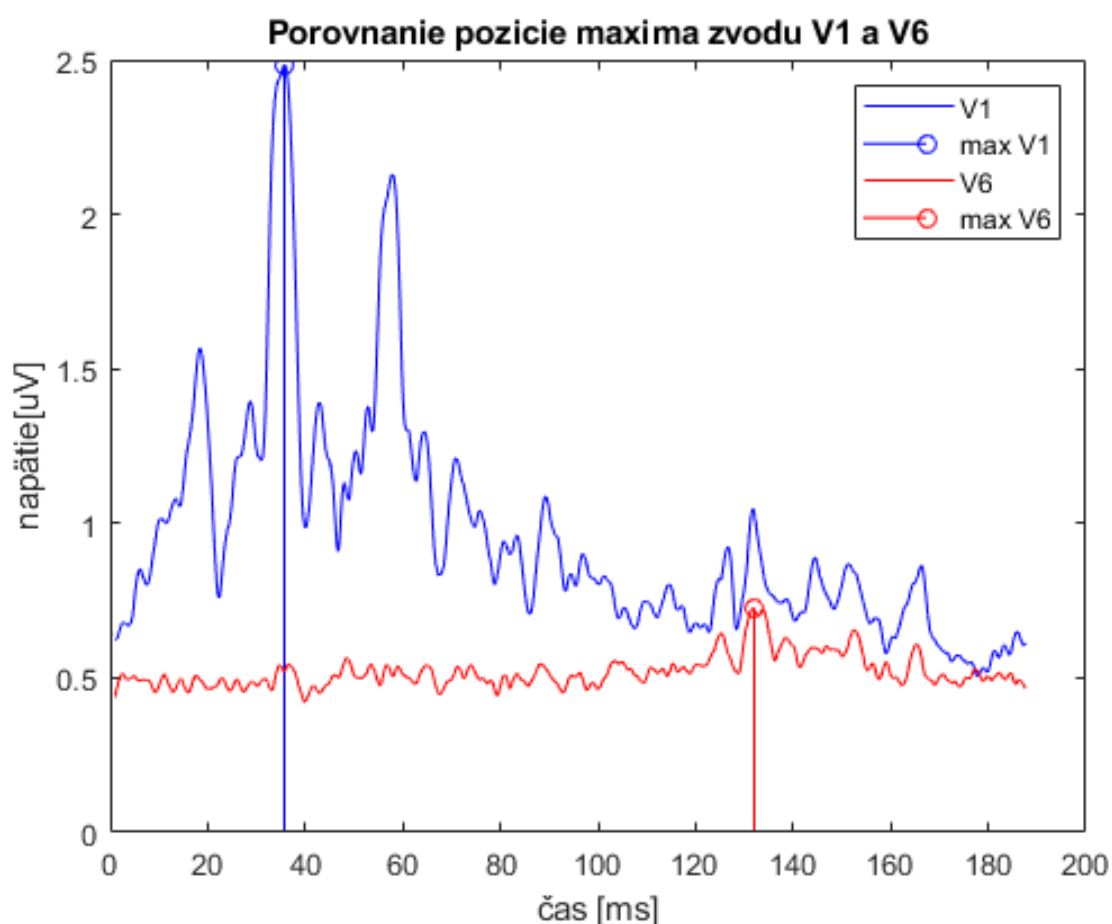


Obrázok 29: Detekované maximá obálok pre zvody V1 a V6, signál č. 409, správne detekovaný ako LBBB

7. VÝSLEDKY A DISKUSIA

Táto kapitola pojednáva o výsledkoch, ktoré sme dostali pre jednotlivé signály s použitím programu vytvoreného v rámci diplomovej práce. Na základe elektrofyziológie srdca sme predpokladali, že poloha maxim obálok vysokofrekvenčných zložiek pre jednotlivé zvody bude pri patofyziologických stavoch – blokádach pravého a ľavého Tawarovho ramienka, rozdielna. Naproti tomu, pri zdravých jedincoch sme predpokladali, že tieto maximá budú v rovnakej polohe, elektrický impulz sa šíri srdcom bez časového oneskorenia.

Výsledky väčšiny nami analyzovaných signálov zodpovedajú našim predpokladom. Pri nám dostupných signáloch bola rozdielna poloha maxim pri blokáde ľavého i pravého Tawarovho ramienka a takmer totožná poloha maxima pri zdravých pacientoch najlepšie viditeľná medzi zvodom V1 a V6.



Obrázok 30: Maximá obálok detekované pre zvody V1 a V6 (červená), signál č. 1829, pacient s LBBB, oneskorenie=-96,0 ms

Na obr. 30 je možné vidieť jeden zo signálov, kedy sa naše predpoklady naplnili; jedná sa o signál č.1829, pacientovi bola diagnostikovaná LBBB. Vidíme, že maximum obálky vysokofrekvenčných zložiek zvodu V1 je oproti maximu zvodu V6 posunuté, a to výrazne smerom doľava. Časový rozdiel maxím je -96,0 ms. Podobné hodnoty časového oneskorenia medzi týmito zvodmi sme dostali i pri iných signáloch s diagnostikovanou LBBB.

Tabuľka 1: Časové oneskorenie medzi zvodmi V1 a V6 pre náhodne vybrané signály s diagnostikovanou LBBB

signál	časový rozdiel maxima obálky zvodov V1 a V6 [ms]
LBBB č.1	-86
LBBB č.2	-100.2
LBBB č.3	-56.6
LBBB č.4	-80.2
LBBB č.5	-103.6

Tabuľka 2: Časové oneskorenie medzi zvodmi V1 a V6 pre náhodne vybrané signály s diagnostikovanou RBBB

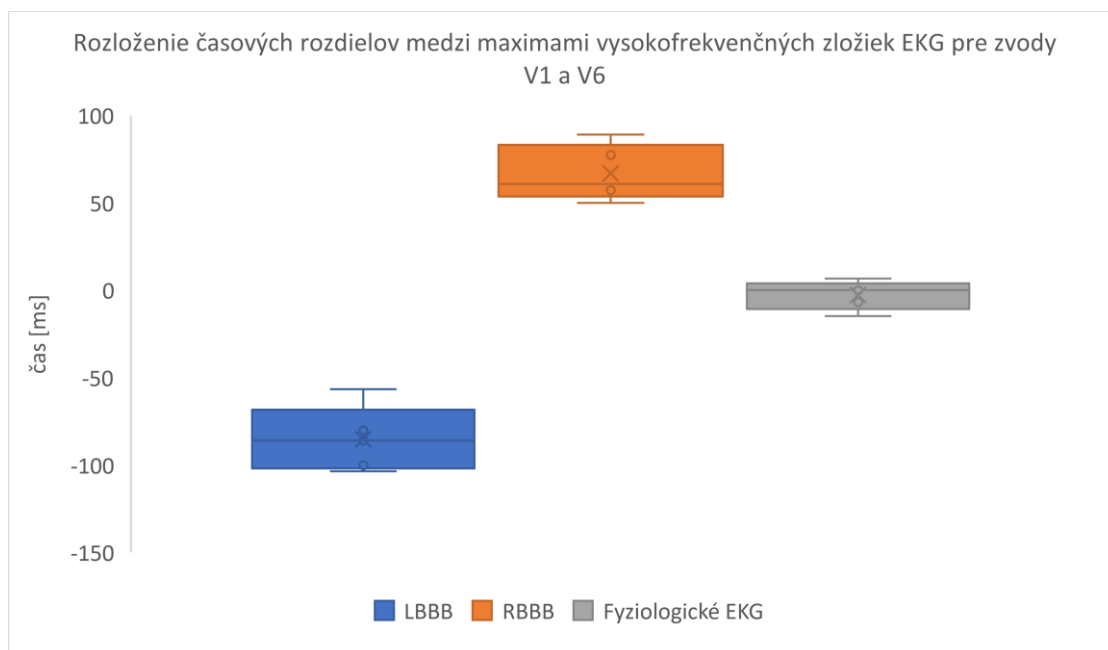
signál	časový rozdiel maxima obálky zvodov V1 a V6 [ms]
RBBB č.1	77.4
RBBB č.2	50
RBBB č.3	57.2
RBBB č.4	60.8
RBBB č.5	89

Tabuľka 3: Časové oneskorenie medzi zvodmi V1 a V6 pre náhodne vybrané signály s fyziologickou funkciou srdca

signál	časový rozdiel maxima obálky zvodov V1 a V6 [ms]
fyziologické č.1	1.4
fyziologické č.2	6.6
fyziologické č.3	-6.8
fyziologické č.4	0
fyziologické č.5	-14.8

Výsledky programu na piatich náhodne vybraných signáloch so známou informáciou o zdravotnom stave sú zhrnuté v tabuľkách 1, 2 a 3. Tieto výsledky sme neskôr na základe analýzy použili na určenie prahu pre detekciu stavu pacienta. Rozloženie týchto dát je možné vidieť v krabicovom grafe na obr. 31. Z grafu je vidieť, že časové oneskorenie maxima elektrického impulzu prejavujúceho sa vo vysokofrekvenčných zložkách je pri LBBB negatívne, pričom rozptyl hodnôt je malý, nadobúda približne hodnoty od -50 po -100 ms. Naproti tomu pri blokáde pravého Tawarovho ramienka sú tieto hodnoty kladné, s hodnotami medzi 50 až 100 ms. Na základe poznatkov z elektrofyziológie srdca sme takúto situáciu predpokladali. Je to spôsobené tým, že pri LBBB elektrický impulz najskôr dorazí do zvodu V1 a až následne, s istým oneskorením spôsobeným blokádou v danej časti prevodového systému srdca, do zvodu V6. Hodnota rozdielu V1 a V6 je teda negatívna. Naopak pri RBBB je hodnota kladná; impulz dorazí najskôr do zvodu V6 a až následne do zvodu V1. Pri pacientovi s fyziologickou funkciou srdca nadobúda oneskorenie medzi týmito zvodmi malých hodnôt, rozptyl je takisto malý, impulz sa šíri rovnako naprieč celým srdcom.

Na základe rozloženia týchto dát sme následne určili prah pre detekciu, prahové hodnoty sú -20 ms a 20 ms, časť zdrojového kódu je súčasťou prílohy II, a algoritmus sme následne testovali na ďalších dátam dodaných vedúcim práce.



Obrázok 31: Krabicový graf rozloženia časových rozdielov medzi zvodmi V1 a V6 pre jednotlivé skupiny pacientov

7.1 Testovanie na dátach

Testovanie algoritmu sme vykonali na 311 dátach poskytnutých vedúcim diplomovej práce zo zdrojov ICRC FNUSA a 12 náhodne vybraných signáloch z databázy ÚPT AVČR. Výsledky časového rozdielu maxima obálok vysokofrekvenčných zložiek medzi zvodmi V1 a V6 sú zaznamenané v tabuľkách 7 a 8, ktoré sú súčasťou prílohy III.

Pre vyhodnotenie úspešnosti algoritmu sme použili výpočet senzitivity a špecificity. Tabuľky 4, 5 a 6 zobrazujú rozdelenie výsledkov pre dáta z tabuľky 8 spolu s hodnotou senzitivity a špecificity.

Senzitivita (SE) je definovaná vzťahom:

$$SE = \frac{TP}{TP+FN} \quad (3)$$

Vzťah (4) definuje špecificitu:

$$SP = \frac{TN}{FP+TN} \quad (4)$$

Celková úspešnosť (ACC) je definovaná ako:

$$ACC = \frac{TP+TN}{TP+FN+FP+TN} \quad (5)$$

Tabuľka 4: Výsledky testovania algoritmu pre LBBB

		Reálny stav	
		LBBB	Iné ako LBBB
Detekované ako LBBB		74 (TP)	13 (FP)
Detekovaná ako iné ako LBBB		33 (FN)	195 (TN)
Špecificita	SP		93,75 %
Senzitivita	SE		69,16 %
Celková úspešnosť	ACC		85,40 %

Tabuľka 5: Výsledky testovania algoritmu pre RBBB

		Reálny stav	
		RBBB	Iné ako RBBB
Detekované ako RBBB		7 (TP)	17 (FP)
Detekovaná ako iné ako RBBB		9 (FN)	282 (TN)
Špecificita	SP		94,31 %
Senzitivita	SE		43,75 %
Celková úspešnosť	ACC		91,75 %

Tabuľka 6: Výsledky testovania algoritmu pre fyziologické záznamy

		Reálny stav	
		fyziologické	nefyziologické
Detekované	ako	165 (<i>TP</i>)	39 (<i>FP</i>)
fyziologické			
Detekovaná	ako	27 (<i>FN</i>)	84 (<i>TN</i>)
nefyziologické			
Špecificita		SP	68,29 %
Senzitivita		SE	85,94 %
Celková úspešnosť		ACC	79,05 %

Výsledná hodnota senzitivity pre náš algoritmus pre rozpoznávanie fyziologických javov je 85,94 %, čo znamená schopnosť algoritmu rozpoznať zdravé signály ak pacient naozaj je zdravý, v tomto prípade sa hodnota javí dostatočná. Naproti tomu schopnosť systému rozpoznať osobu s RBBB ak túto patológiu naozaj má, je veľmi nízka, senzitivita pre rozpoznanie RBBB je 43,75 %. Senzitivita pre detekciu LBBB nadobúda priemerné hodnoty, konkrétne 69,16 %, čo značí, že algoritmus je s takouto pravdepodobnosťou schopný rozpoznať LBBB ak je toto ochorenie prítomné.

Najvyššia hodnota špecificity je pre detekciu RBBB, a to 94,31 %, to znamená, že systém správne určí neprítomnosť RBBB. Hodnota špecificity pre LBBB je 93,75 %. Schopnosť rozpoznať osoby bez prítomnosti LBBB či RBBB je špecificita pre detekciu fyziologických stavov s hodnotou 68, 29 %.

7.1 Porovnanie s inými metódami detekcie LBBB a RBBB

Tak ako je zmienené v kapitole 4, všeobecne sa za akýsi ukazateľ prítomnosti blokády ľavého Tawarovho ramienka v prípade použitia konvenčného EKG považuje QRS komplex, ktorý je dlhší ako 120 ms. Toto kritérium však nebolo dostatočné a tak boli v roku 2011 predstavené tzv. Straussove kritéria na rozpoznanie LBBB. Na to, aby bol signál detekovaný ako patologický s výskytom LBBB, musia byť splnené nasledovné podmienky

- dĺžka QRS komplexu musí byť pri mužoch väčšia ako 140 ms a pri ženách viac ako 130 ms. Aspoň v dvoch zvodoch z I, aVL, V1, V2, V5, V6 je prítomný tzv. notch (široká R vlna so zárezmi) alebo slur (prudká zmena hrany QRS komplexu), tieto javy musia byť detekované min 40 ms od začiatku QRS komplexu a súčasne pred dosiahnutím jeho polovice, ich koniec musí byť maximálne v $\frac{3}{4}$ signálu. Ďalšie kritérium pre detekciu LBBB je prítomnosť komplexu QS alebo rS v zvodoch V1 a V2. [26]

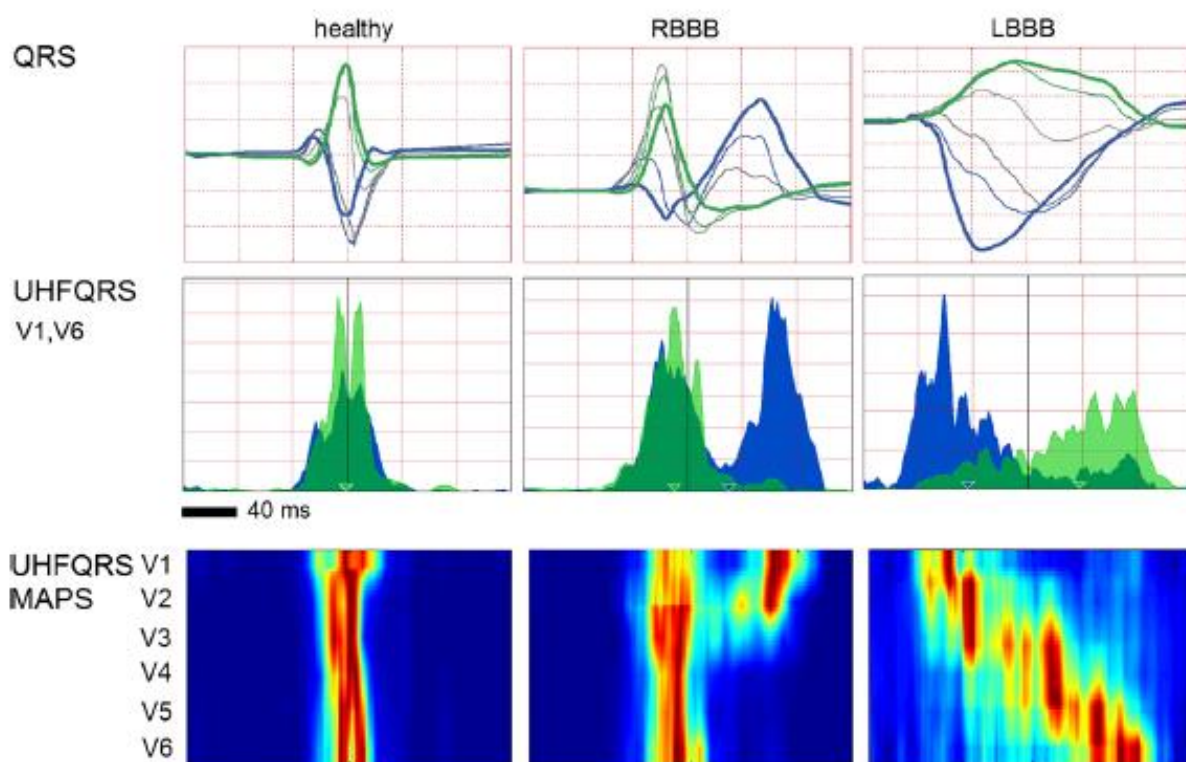
Autori vedeckej práce [27] použili práve tieto Straussove kritériá na vytvorenie automatického detekčného algoritmu, ktorý otestovali na 302 signáloch. Presnosť merania tohto algoritmu bola 81 %, senzitivita 69 % a špecificita 87 % [27].

Iná štúdia [34], vychádzajúca z klasického 12 zvodového EKG za použitia Straussových kritérií vykazuje po otestovaní na 612 záznamoch senzitivitu 95% a špecificitu 86%. V tejto vedeckej práci autori vytvorili vzor pre rozpoznávanie jednotlivých zmien v QRS komplexe, musel byť prítomný notch a slur v šiestich nasledujúcich komplexoch QRS. [28]

Iná vedecká práca [29], rozlišujúca signály na fyziologické, s prítomnosťou LBBB a na signály s RBBB predstavuje algoritmus, ktorý detekuje signály na základe troch rôznych klasifikátorov – klasifikátor minimálnej vzdialenosti medzi normálnym a LBBB signálom, váhovaný lineárny diskriminant medzi fyziologickým a RBBB signálom založený na Bayesovskej štatistike a lineárny podporný vektor medzi LBBB a RBBB. Na základe týchto klasifikátorov bol zostavený algoritmus detekujúci patológiu LBBB so senzitivitou 91,4 % a pozitívnu predikovanou hodnotou 37,3 %. Senzitivita pre klasifikáciu RBBB je v tomto prípade 92,8 % a pozitívna predikovaná hodnota 88,8 %.[29]

Všetky tieto doteraz zmienené práce pracujú pri detekcii srdcových asynchónií s konvenčným, nízkofrekvenčným, EKG signálom. Na stanovenie prítomnosti týchto patofyziológií je však možné použiť, ako bolo aj cieľom tejto diplomovej práce, vysokofrekvenčné zložky signálu EKG. Nasledujúce práce sa zmieňujú práve o vysokofrekvenčnej analýze QRS komplexu, avšak keďže ani jedna z nich nie je primárne zameraná na detekciu LBBB či RBBB pomocou týchto zložiek (nie je nám známe, že by bola podobná vedecká práca doteraz publikovaná), štatistické údaje ako senzitivita a špecificita neuvádzame. Dokazujú však správnosť úvah, z ktorých vychádza táto práca.

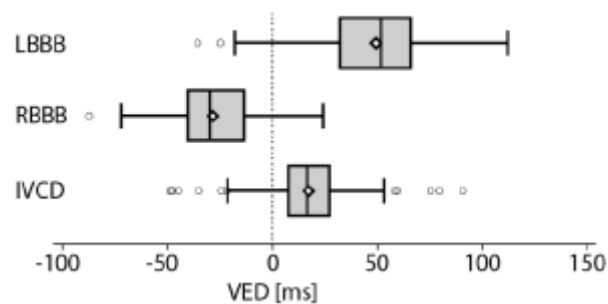
To, že pri blokáde ľavého a pravého Tawarovho ramienka, vykazuje maximum postupujúcej depolarizačnej vlny časové rozdiely naprieč jednotlivými zvodmi, dokazuje aj už predtým zmienená vedecká práca [23]. Autori tu takisto popisujú algoritmus, ktorý je založený na analýze obálok signálu, ktoré boli vytvorenej pomocou Hilberovej transformácie. Autori tu takisto ako my, pracujú s vyššími frekvenciami, a to 500 -1000 Hz. Je tu definovaný parameter UHFDYS udávaný v jednotkách ms, ktorý oi. slúži i na detekciu a identifikáciu komorovej dysynchronie. Tento parameter spolu s tzn. UHFQRS mapami, ktoré vznikli na jeho základe, popisujú distribúciu depolarizačnej vlny a tak i rozloženie dyssynchronie. To, ako autori práce uvádzajú v závere, priamo koreluje s výsledkami získanými pomocou metódy STE (speckle tracking echocardiography). Na obr. 32 môžeme pozorovať jeden z dosiahnutých výsledkov štúdie, kde takisto ako v nami vytvorenej metóde, vidíme časový rozdiel medzi maximom zvodu V1(modrá) a V6 (zelená) , pričom pri LBBB je rozdiel V1 záporný a pre RBBB kladný, čo korešponduje s výsledkami dosiahnutými pomocou algoritmu, ktorý je súčasťou tejto diplomovej práce.



Obrázok 32: Výsledky metódy UHFQRS (ultravysokofrekvenčná analýza) pre signál zdravého pacienta (vľavo), pac. s RBBB (v strede) a pacienta s LBBB (vpravo) [23]

Iný príklad vedeckej práce [30], kedy autori využili analýzu vysokých frekvencií EKG pre sledovanie zmien, ku ktorým dochádza pri LBBB a RBBB, je práca zaoberajúca sa predstavením softwarového nástroja tzv. VED (ventricular electrical delay) metra. Tu sa autori snažili od seba odlíšiť jednotlivé skupiny pacientov, keďže nie pre všetky prípady môže byť kardio-resynchronizačná terapia (CRT) nápomocná. Pomocou vysokofrekvenčnej analýzy zvodov V1-V6 pre pásma 150-250 Hz, 250-350Hz a 150-350 Hz a pomocou Fourierovej a Hilbertovej transformácie vypočítali VED parameter. Na základe tejto hodnoty pre každý signál, priradili následne pacienta k jednej z troch skupín (LBBB, RBBB a IVCD (intra-ventricular conduction disturbances)), distribučné rozloženie parametru VED vidíme na obr. 33.

Parameter VED vykazoval negatívne hodnoty pre RBBB a pozitívne pre LBBB, čo je opačne ako v nami vytvorenom algoritme, to je však spôsobené obrátenými výpočtami VED metra oproti parametru predstaveného v tejto diplomovej práci. Zodpovedá to však predpokladom, ktoré sa preukázali aj v našich výsledkoch, a síce že pri RBBB dochádza k oneskorenej aktivácii septa a pravej komory a naopak pri LBBB je oneskorenie pozorované na stene ľavej komory.



Obrázok 33: Distribúcia hodnoty VED [30]

8. ZÁVĚR

V tejto diplomovej práci bolo za cieľ preštudovať elektrofyziologické procesy, ku ktorým dochádza pri činnosti srdca, zoznámiť sa s prejavmi ako fyziologickej, tak i patologickej srdcovej činnosti.

Ďalším bodom zadania bolo pochopiť príčinu vysokofrekvenčnej analýzy QRS komplexov pri detekcii srdcových patológií, previesť literárnu rešerš v tejto oblasti. Tretí cieľ diplomovej práce bolo vytvorenie algoritmu v prostredí Matlab, ktorý analyzuje vybrané srdcové patológie s použitím vysokofrekvenčnej analýzy daných signálov; a následne tento algoritmus otestovať na dostupných signáloch.

Práca je členená na kapitoly, pričom nachádzame dve hlavné časti, a to teoretickú – tá je rozdelená na štyri na seba nadväzujúce kapitoly, a praktickú, ktorá sa zaoberá samotným návrhom algoritmu, jeho testovaním, optimalizáciou a zhodnotením.

V prvej, teoreticky orientovanej kapitole, je rozoberaná funkcia a anatomická stavba srdca, dôraz je kladený najmä na pochopenie a vysvetlenie šírenia akčného potenciálu v srdci, ktorého pochopenie je kľúčové pre hlbšie pochopenie elektrofyziológie srdca. Tým je čiastočne splnený prvý cieľ tejto diplomovej práce.

Ďalej, v druhej kapitole, sa práca zaoberala EKG ako prejavom činnosti srdca, zvodami, ktoré sa bežne na snímání používajú.

Tretia kapitola pojednáva o niektorých kardiovaskulárnych patológiách a ich prejavoch, so zameraním najmä na blokády, keďže tie sme si vybrali pre analýzu v nami navrhnutom algoritme. Týmto možno prvý cieľ diplomovej práce považovať za splnený.

V nasledujúcej kapitole je rozoberaný prínos analýzy vysokofrekvenčných zložiek QRS pri detekcii srdcových ochorení. V stručnosti sú spomenuté viaceré metódy použitia analýzy vysokofrekvenčných zložiek komplexov QRS, ktoré by mohli byť použité pri detekcii srdcových patológií. Týmto je splnený druhý bod zadania diplomovej práce.

Na základe týchto poznatkov z rešeršnej časti je následne vytvorený v prostredí Matlab vlastný algoritmus, ktorý analyzuje signály dodané vedúcim práce. V rámci tejto práce sme

analyzovali rôzne typy signálov - signály pacientov s LBBB, RBBB a zdravých pacientov a to z dvoch rôznych zdrojov, spolu bolo otestovaných 338 záznamov.

V šiestej kapitole sú následne zhrnuté a diskutované dosiahnuté výsledky. Naše predpoklady založené na rešeršiach a informácií od vedúceho diplomovej práce sa z časti potvrdili. Sledujeme hypotézu, že časový rozdiel maxim obálok vysokofrekvenčných zložiek QRS komplexov pre rôzne zvody je vyšší pri LBBB či RBBB ako pri pacientovi s fyziologickou funkciou srdca. To je spôsobené tým, ako je i v tretej kapitole spomenuté, že impulz sa cez blokádu šíri pomalšie ako za fyziologických podmienok. Tabuľky 1, 2, 3 a 7,8 prezentujú vybrané časové rozdiely medzi maximami dvojíc zvodov V1 a V6, ktoré sme si pre našu analýzu zvolili. Môžeme si všimnúť, že pri blokádach skutočne dochádza k vyššiemu časovému oneskoreniu maxim vysokofrekvenčných zložiek, pričom pri LBBB sledujeme zápornú hodnotu rozdielu medzi zvodmi V1 a V6 a pri RBBB naopak kladné hodnoty, čo sme i na základe poznatkov z elektrofyziológie srdca predpokladali. Na základe nameraných hodnôt sme si následne zvolili prah detekcie. Takýto algoritmus sme následne podrobili testovaniu na 322 signáloch. Hodnota špecificity algoritmu pre detekciu LBBB je 93,75 % a senzitivita 69,16 % a úspešnosť 85,4 %, čo sú veľmi sľubné výsledky. Pre rozpoznanie RBBB je špecificita 94,31 %, senzitivita 43,75 % a úspešnosť 91,75 %. Pre detekovanie fyziologického priebehu EKG je hodnota špecificity 68,29 %, senzitivity 85,94 % a úspešnosti 79,05 %. Na základe tohto môžeme tvrdiť, že nami navrhnutý algoritmus je mimoriadne vhodný na detekovanie prítomnosti LBBB, naproti tomu pre detekciu RBBB sa javí ako menej vhodný

Do budúca by bolo nutné algoritmus vybaviť lepšou detekciou maxim, zamerať sa na presnejšie predspracovanie signálov a testovať program na viacerých dátach, aby sme mohli hypotézu prijať na základe štatisticky významných výsledkov. Takisto by bolo možné do samotnej detekcie stavu zaradiť aj iné parametre, ktoré sú sledovateľné pri blokádach, a to napr. šírka medzi po sebe idúcimi maximami jedného zvodu, maximálna veľkosť napätia, plocha pod krivkou danou ako spojnica medzi dvoma najväčšími peakmi,

PRÍLOHY

Príloha I – časť kódu zaoberajúca sa filtrovaním vysokofrekvenčných zložiek signálu metódou nulovania spektrálnych čiar

```
%%FILTRACIA
%nulovaním spektrálnych ciar
%500-1000Hz

for i = 1:12
    f_vz=fvz;
    filter_od=500; % spodna hranica frekvence
    filter_po=1000; % horna hranica frekvence
    signal = signalMatice(i,:);
    stred=(filter_od+filter_po)/2;

    %fast fourier transformation...vypocet spektra
    spektrum = fft(signal,length(signal));

    spektrum(1:length(ceil(stred*length(spektrum)/fvz):ceil(filter_po*length(spektrum)/fvz)))
    =spektrum(ceil(stred*length(spektrum)/fvz):ceil(filter_po*length(spektrum)/fvz));
    spektrum(end-length(floor(filter_od*length(spektrum)/fvz):floor(stred*length(spektrum)/fvz))+1:end)
    =spektrum(floor(filter_od*length(spektrum)/fvz):floor(stred*length(spektrum)/fvz));
    spektrum(length(ceil(stred*length(spektrum)/fvz):ceil(filter_po*length(spektrum)/fvz)):end-
    length(floor(filter_od*length(spektrum)/fvz):floor(stred*length(spektrum)/fvz))+1)=0;
    signal_pp(i,:)=abs(ifft(spektrum)); % spatne prevedenie spektra na signal
```

Obrázok 34: Časť zdrojového kódu – filtrácia

Príloha II – Časť zdrojového kódu zaoberajúca sa detekovaním stavu (LBBB, RBBB, fyziologický) signálu

```
%%urcenie patologicke/fyziologickeho signalu na zaklade zvolenych prahov

detekovany_stav=[];

if v1_minus_v6>=20
    detekovany_stav='RBBB';
elseif v1_minus_v6<20 && v1_minus_v6>-20
    detekovany_stav='fyziologickeho priebehu';
else
    detekovany_stav='LBBB';
end

detekovany_stav
```

Obrázok 35: Časť zdrojového kódu - prah

Príloha III – Namerané hodnoty časov a stavov detekované algoritmom v porovnaní s reálnymi stavmi

Tabuľka 7: Výsledky testovania algoritmu na signáloch z ÚPT AVČR

Číslo signálu	Čas stanovený algoritmom [ms]	Stav detekovaný algoritmom	Reálny stav
1	-75,6	LBBB	LBBB
2	12,6	zdravý	zdravý
3	0	zdravý	zdravý
4	-51,8	LBBB	LBBB
5	48,6	RBBB	RBBB
6	-82,1	LBBB	LBBB
7	-41	LBBB	LBBB
8	0	zdravý	zdravý
9	3,2	zdravý	LBBB
10	-96	LBBB	LBBB
11	22	RBBB	RBBB
12	-44,2	LBBB	LBBB

Tabuľka 8: Výsledky testovania algoritmu na dátach z ICRC FNUSA

L – LBBB, R - RBBB, zdr – zdravý pacient

Číslo signálu	Reálny stav	Čas stanovený algoritmom [ms]	Stav detekovaný algoritmom	zdr			
				105	6.8	zdr	
20	L	0.2	zdr	106	zdr	1.6	zdr
36	L	-3.4	zdr	109	zdr	-19.4	zdr
44	L	-17.2	L	118	zdr	-22	L
64	L	-58.4	L	122	zdr	14.6	zdr
107	L	-75.8	L	126	zdr	9.6	zdr
110	L	-3.6	zdr	130	zdr	-9	zdr
239	L	-59.2	L	131	zdr	0	zdr
293	L	-22.4	L	132	zdr	-2.4	zdr
341	L	3	zdr	133	zdr	1.6	zdr
347	L	-19	L	134	zdr	-7.8	zdr
388	L	-45.6	L	135	zdr	-11.4	zdr
395	L	-22.4	L	141	zdr	-12.8	zdr
404	L	19.8	R	142	zdr	0	zdr
409	L	-64.6	L	143	zdr	-9.8	zdr
621	L	-88.4	L	148	zdr	12	zdr
714	L	-98.4	L	149	zdr	6.8	zdr
921	L	0.4	zdr	150	zdr	-12.2	zdr
1044	L	-36.4	L	151	zdr	-18	zdr
1054	L	-73	L	152	zdr	-15.8	zdr
1055	L	-63.4	L	165	zdr	7.8	zdr
1056	L	-86.8	L	166	zdr	-10	zdr
1057	L	-52.8	L	167	zdr	5.2	zdr
1060	L	-69.6	L	168	zdr	-0.2	zdr
1132	L	-43.6	L	173	zdr	-4.2	zdr
1175	L	-78.6	L	177	zdr	0.8	zdr
1250	L	-97.4	L	178	zdr	1.4	zdr
1251	L	2.6	zdr	197	zdr	-3.2	zdr
1326	L	-66.2	L	198	zdr	-0.2	zdr
1327	L	-61.2	L	199	zdr	-0.2	zdr
1342	L	-116.2	L	214	zdr	1.4	zdr
1353	L	-1.2	zdr	215	zdr	3.8	zdr
1375	L	3.4	zdr	220	zdr	-11.4	zdr
1404	L	-71.8	L	221	zdr	-15.6	zdr
1422	L	-95.2	L	222	zdr	13.6	zdr
1433	L	-67.2	L	225	zdr	6.6	zdr

1483	L	-73.6	L	226	zdr	-29.8	L
1501	L	-101.8	L	230	zdr	-15.2	zdr
1524	L	-115.6	L	231	zdr	-34.2	L
1532	L	-55.2	L	234	zdr	-1.2	zdr
1539	L	-22.6	L	237	zdr	-7.6	zdr
1577	L	-82	L	238	zdr	-2.8	zdr
1591	L	-123.4	L	244	zdr	-9.4	zdr
1631	L	-94.6	L	245	zdr	23.8	R
1649	L	-5	zdr	256	zdr	-11	zdr
1655	L	-40.2	L	258	zdr	-13.6	zdr
1679	L	-1.8	zdr	263	zdr	-22.6	L
1687	L	-103.8	L	267	zdr	2.4	zdr
1694	L	2	zdr	278	zdr	12.2	zdr
1703	L	-91.6	L	282	zdr	-12	zdr
1707	L	-14.8	L	287	zdr	-6.6	zdr
1743	L	-122.6	L	366	zdr	3.4	zdr
1746	L	-93.4	L	387	zdr	10.2	zdr
1756	L	-59.2	L	434	zdr	-13.6	zdr
1759	L	-60.2	L	455	zdr	0	zdr
1764	L	-46.8	L	502	zdr	-0.8	zdr
1787	L	-4	zdr	515	zdr	-1.4	zdr
1806	L	-47	L	516	zdr	-0.8	zdr
1807	L	-126.2	L	711	zdr	-5.8	zdr
1812	L	-116.6	L	759	zdr	26.8	R
1818	L	-17.6	L	760	zdr	-30	L
1840	L	-33	L	767	zdr	24.6	R
1842	L	-15	L	787	zdr	3.4	zdr
1864	L	-82.8	L	814	zdr	-6	zdr
1874	L	-33.2	L	858	zdr	11	zdr
1883	L	-13.2	zdr	859	zdr	-3.4	zdr
1898	L	-44.8	L	951	zdr	14.2	zdr
1904	L	-30.6	L	1083	zdr	-12.8	zdr
1920	L	-102.8	L	1087	zdr	-2.2	zdr
1938	L	-23.2	L	1088	zdr	-18.8	zdr
1941	L	-108.2	L	1106	zdr	5.6	zdr
1948	L	-32.6	L	1135	zdr	-1.4	zdr
1971	L	-65.8	L	1498	zdr	0	zdr
1977	L	2	zdr	1499	zdr	-2.2	zdr
1988	L	-82.6	L	1500	zdr	-1.4	zdr
2011	L	-17.8	L	1582	zdr	14	zdr
2015	L	-103.2	L	1848	zdr	7.8	zdr
2034	L	-86.6	L	1849	zdr	16.6	zdr
2056	L	2.6	zdr	1851	zdr	7.6	zdr
2068	L	-38	L	1858	zdr	0.8	zdr

2079	L	-56	L	1965	zdr	-7.8	zdr
2111	L	-88.6	L	2046	zdr	-1.2	zdr
2124	L	-20.8	L	2047	zdr	-0.4	zdr
2147	L	-7.4	zdr	2076	zdr	-0.8	zdr
2167	L	-40.6	L	2077	zdr	4.2	zdr
2178	L	-19.2	L	2078	zdr	29.8	R
2187	L	-59.4	L	2083	zdr	-13.4	zdr
2202	L	-68.2	L	2087	zdr	7	zdr
2234	L	-51.6	L	2088	zdr	-1.2	zdr
2251	L	-34.6	L	2089	zdr	-13.2	zdr
2260	L	-38.2	L	2090	zdr	1.2	zdr
2275	L	-22.4	L	2091	zdr	-11.2	zdr
2292	L	23.2	R	2092	zdr	-7.6	zdr
2300	L	39.4	R	2095	zdr	-11	zdr
2315	L	-4.4	zdr	2096	zdr	-14.6	zdr
2318	L	-86.6	L	2097	zdr	-0.4	zdr
2323	L	-42	L	2102	zdr	13.2	zdr
2339	L	-136.8	L	2103	zdr	14.2	zdr
2340	L	1.4	zdr	2104	zdr	14.6	zdr
2360	L	-35.8	L	2105	zdr	-36.8	L
2369	L	0	zdr	2107	zdr	1.6	zdr
2393	L	3.6	zdr	2108	zdr	-9.2	zdr
2404	L	5.4	zdr	2112	zdr	-2	zdr
2405	L	-7.2	zdr	2113	zdr	0.8	zdr
2425	L	12	zdr	2116	zdr	-13.2	zdr
2446	L	-46.4	L	2117	zdr	1.6	zdr
2452	L	-66	L	2122	zdr	2.2	zdr
2461	L	-48.8	L	2123	zdr	49	R
				2132	zdr	1.8	zdr
				2133	zdr	9.8	zdr
115	R	81.4	R	2138	zdr	0	zdr
233	R	82.8	R	2139	zdr	-16	zdr
257	R	-0.6	zdr	2144	zdr	2	zdr
262	R	-0.4	zdr	2145	zdr	-5.6	zdr
270	R	51.4	R	2156	zdr	21.4	R
286	R	3.4	zdr	2157	zdr	17.8	zdr
343	R	19.2	R	2160	zdr	0.4	zdr
399	R	-3.6	zdr	2161	zdr	1.2	zdr
836	R	41.6	R	2165	zdr	-5.6	zdr
1934	R	53.5	R	2179	zdr	-8.8	zdr
1982	R	-50.6	L	2195	zdr	1.2	zdr
2012	R	15.2	R	2198	zdr	-24.2	L
2094	R	95.2	R	2199	zdr	12.6	zdr
2110	R	25.6	R	2200	zdr	-1	zdr

2114	R	28.8	R	2207	zdr	18.8	zdr
2455	R	0.6	zdr	2208	zdr	-0.8	zdr
				2211	zdr	38.8	R
				2215	zdr	-11	zdr
				2276	zdr	19.8	zdr
2	zdr	-10.4	zdr	2309	zdr	18.6	zdr
3	zdr	-12.6	zdr	2310	zdr	4.6	zdr
4	zdr	-5.4	zdr	2317	zdr	-4.2	zdr
7	zdr	-11	zdr	2321	zdr	-15.6	zdr
9	zdr	1.8	zdr	2322	zdr	-4.4	zdr
10	zdr	20.6	R	2324	zdr	-1.6	zdr
17	zdr	-12.4	zdr	2337	zdr	0.6	zdr
23	zdr	8.6	zdr	2338	zdr	-16.8	zdr
27	zdr	0.2	zdr	2346	zdr	16.8	zdr
29	zdr	-0.8	zdr	2347	zdr	3.6	zdr
32	zdr	10.4	zdr	2352	zdr	31.4	R
33	zdr	-1.8	zdr	2361	zdr	12.6	zdr
40	zdr	3.6	zdr	2388	zdr	-10.8	zdr
41	zdr	30.8	R	2391	zdr	25.8	R
43	zdr	32.8	R	2394	zdr	13.6	zdr
45	zdr	32.4	R	2407	zdr	-1	zdr
48	zdr	17.4	R	2408	zdr	1.2	zdr
52	zdr	-8.8	zdr	2419	zdr	7.2	zdr
69	zdr	-3	zdr	2420	zdr	-16.4	zdr
70	zdr	-13.2	zdr	2421	zdr	-20	zdr
71	zdr	-3.8	zdr	2430	zdr	-15	zdr
72	zdr	0.4	zdr	2431	zdr	-21.6	L
73	zdr	-2.2	zdr	2442	zdr	21.4	R
74	zdr	28	R	2444	zdr	-2.6	zdr
76	zdr	11.4	zdr	2445	zdr	7.4	zdr
78	zdr	10	zdr	2473	zdr	-18.2	zdr
79	zdr	6.4	zdr	2474	zdr	-24.6	L
89	zdr	-7.8	zdr	105	zdr	6.8	zdr
94	zdr	-28.2	L	106	zdr	1.6	zdr
99	zdr	-28.2	L	109	zdr	-19.4	zdr
100	zdr	-25.4	L	118	zdr	-22	L
103	zdr	-7.2	zdr	122	zdr	14.6	zdr
105	zdr	6.8	zdr	126	zdr	9.6	zdr
106	zdr	1.6	zdr	130	zdr	-9	zdr
109	zdr	-19.4	L	131	zdr	0	zdr
118	zdr	-22	L	132	zdr	-2.4	zdr
122	zdr	14.6	zdr	133	zdr	1.6	zdr
126	zdr	9.6	zdr	134	zdr	-7.8	zdr
130	zdr	-9	zdr	135	zdr	-11.4	zdr

131	zdr	0	zdr	141	zdr	-12.8	zdr
132	zdr	-2.4	zdr	142	zdr	0	zdr
133	zdr	1.6	zdr	143	zdr	-9.8	zdr
134	zdr	-7.8	zdr	148	zdr	12	zdr
135	zdr	-11.4	zdr	149	zdr	6.8	zdr
141	zdr	-12.8	zdr	150	zdr	-12.2	zdr
142	zdr	0	zdr	151	zdr	-18	zdr
143	zdr	-9.8	zdr	152	zdr	-15.8	zdr
148	zdr	12	zdr	165	zdr	7.8	zdr
149	zdr	6.8	zdr	166	zdr	-10	zdr
150	zdr	-12.2	zdr	167	zdr	5.2	zdr
151	zdr	-18	L	168	zdr	-0.2	zdr
152	zdr	-15.8	L	173	zdr	-4.2	zdr
165	zdr	7.8	zdr	177	zdr	0.8	zdr
166	zdr	-10	zdr	178	zdr	1.4	zdr
167	zdr	5.2	zdr	197	zdr	-3.2	zdr
168	zdr	-0.2	zdr	198	zdr	-0.2	zdr
173	zdr	-4.2	zdr	199	zdr	-0.2	zdr
177	zdr	0.8	zdr	214	zdr	1.4	zdr
178	zdr	1.4	zdr	215	zdr	3.8	zdr
197	zdr	-3.2	zdr	220	zdr	-11.4	zdr
198	zdr	-0.2	zdr	221	zdr	-15.6	zdr
199	zdr	-0.2	zdr	222	zdr	13.6	zdr
214	zdr	1.4	zdr	225	zdr	6.6	zdr
215	zdr	3.8	zdr	226	zdr	-29.8	L
220	zdr	-11.4	zdr	230	zdr	-15.2	zdr
221	zdr	-15.6	L	231	zdr	-34.2	L
222	zdr	13.6	zdr	234	zdr	-1.2	zdr
225	zdr	6.6	zdr	237	zdr	-7.6	zdr
226	zdr	-29.8	L	238	zdr	-2.8	zdr
230	zdr	-15.2	L	244	zdr	-9.4	zdr
231	zdr	-34.2	L	245	zdr	23.8	R
234	zdr	-1.2	zdr	256	zdr	-11	zdr
237	zdr	-7.6	zdr	258	zdr	-13.6	zdr
238	zdr	-2.8	zdr	263	zdr	-22.6	L
244	zdr	-9.4	zdr	267	zdr	2.4	zdr
245	zdr	23.8	R	278	zdr	12.2	zdr
256	zdr	-11	zdr	282	zdr	-12	zdr
258	zdr	-13.6	zdr	287	zdr	-6.6	zdr
263	zdr	-22.6	L	366	zdr	3.4	zdr
267	zdr	2.4	zdr	387	zdr	10.2	zdr
278	zdr	12.2	zdr	434	zdr	-13.6	zdr
282	zdr	-12	zdr	455	zdr	0	zdr
287	zdr	-6.6	zdr	502	zdr	-0.8	zdr

366	zdr	3.4	zdr	515	zdr	-1.4	zdr
387	zdr	10.2	zdr	516	zdr	-0.8	zdr
434	zdr	-13.6	zdr	711	zdr	-5.8	zdr
455	zdr	0	zdr	759	zdr	26.8	R
502	zdr	-0.8	zdr	760	zdr	-30	L
515	zdr	-1.4	zdr	767	zdr	24.6	R
516	zdr	-0.8	zdr	787	zdr	3.4	zdr
711	zdr	-5.8	zdr	814	zdr	-6	zdr
759	zdr	26.8	R	858	zdr	11	zdr
760	zdr	-30	L	859	zdr	-3.4	zdr
767	zdr	24.6	R	951	zdr	14.2	zdr
787	zdr	3.4	zdr	1083	zdr	-12.8	zdr
814	zdr	-6	zdr	1087	zdr	-2.2	zdr
858	zdr	11	zdr	1088	zdr	-18.8	zdr
859	zdr	-3.4	zdr	1106	zdr	5.6	zdr
951	zdr	14.2	zdr	1135	zdr	-1.4	zdr
1083	zdr	-12.8	zdr	1498	zdr	0	zdr
1087	zdr	-2.2	zdr	1499	zdr	-2.2	zdr
1088	zdr	-18.8	L	1500	zdr	-1.4	zdr
1106	zdr	5.6	zdr	1582	zdr	14	zdr
1135	zdr	-1.4	zdr	1848	zdr	7.8	zdr
1498	zdr	0	zdr	1849	zdr	16.6	zdr
1499	zdr	-2.2	zdr	1851	zdr	7.6	zdr
1500	zdr	-1.4	zdr	1858	zdr	0.8	zdr
1582	zdr	14	zdr	1965	zdr	-7.8	zdr
1848	zdr	7.8	zdr	2046	zdr	-1.2	zdr
1849	zdr	16.6	R	2047	zdr	-0.4	zdr
1851	zdr	7.6	zdr	2076	zdr	-0.8	zdr
1858	zdr	0.8	zdr	2077	zdr	4.2	zdr
1965	zdr	-7.8	zdr	2078	zdr	29.8	R
2046	zdr	-1.2	zdr	2083	zdr	-13.4	zdr
2047	zdr	-0.4	zdr	2087	zdr	7	zdr
2076	zdr	-0.8	zdr	2088	zdr	-1.2	zdr
2077	zdr	4.2	zdr	2089	zdr	-13.2	zdr
2078	zdr	29.8	R	2090	zdr	1.2	zdr
2083	zdr	-13.4	zdr	2091	zdr	-11.2	zdr
2087	zdr	7	zdr	2092	zdr	-7.6	zdr
2088	zdr	-1.2	zdr	2095	zdr	-11	zdr
2089	zdr	-13.2	zdr	2096	zdr	-14.6	zdr
2090	zdr	1.2	zdr	2097	zdr	-0.4	zdr
2091	zdr	-11.2	zdr	2102	zdr	13.2	zdr
2092	zdr	-7.6	zdr	2103	zdr	14.2	zdr
2095	zdr	-11	zdr	2104	zdr	14.6	zdr
2096	zdr	-14.6	L	2105	zdr	-36.8	L

2097	zdr	-0.4	zdr	2107	zdr	1.6	zdr
2102	zdr	13.2	zdr	2108	zdr	-9.2	zdr
2103	zdr	14.2	zdr	2112	zdr	-2	zdr
2104	zdr	14.6	zdr	2113	zdr	0.8	zdr
2105	zdr	-36.8	L	2116	zdr	-13.2	zdr
2107	zdr	1.6	zdr	2117	zdr	1.6	zdr
2108	zdr	-9.2	zdr	2122	zdr	2.2	zdr
2112	zdr	-2	zdr	2123	zdr	49	R
2113	zdr	0.8	zdr	2132	zdr	1.8	zdr
2116	zdr	-13.2	zdr	2133	zdr	9.8	zdr
2117	zdr	1.6	zdr	2138	zdr	0	zdr
2122	zdr	2.2	zdr	2139	zdr	-16	zdr
2123	zdr	49	R	2144	zdr	2	zdr
2132	zdr	1.8	zdr	2145	zdr	-5.6	zdr
2133	zdr	9.8	zdr	2156	zdr	21.4	R
2138	zdr	0	zdr	2157	zdr	17.8	zdr
2139	zdr	-16	L	2160	zdr	0.4	zdr
2144	zdr	2	zdr	2161	zdr	1.2	zdr
2145	zdr	-5.6	zdr	2165	zdr	-5.6	zdr
2156	zdr	21.4	R	2179	zdr	-8.8	zdr
2157	zdr	17.8	R	2195	zdr	1.2	zdr
2160	zdr	0.4	zdr	2198	zdr	-24.2	L
2161	zdr	1.2	zdr	2199	zdr	12.6	zdr
2165	zdr	-5.6	zdr	2200	zdr	-1	zdr
2179	zdr	-8.8	zdr	2207	zdr	18.8	zdr
2195	zdr	1.2	zdr	2208	zdr	-0.8	zdr
2198	zdr	-24.2	L	2211	zdr	38.8	R
2199	zdr	12.6	zdr	2215	zdr	-11	zdr
2200	zdr	-1	zdr	2276	zdr	19.8	zdr
2207	zdr	18.8	R	2309	zdr	18.6	zdr
2208	zdr	-0.8	zdr	2310	zdr	4.6	zdr
2211	zdr	38.8	R	2317	zdr	-4.2	zdr
2215	zdr	-11	zdr	2321	zdr	-15.6	zdr
2276	zdr	19.8	R	2322	zdr	-4.4	zdr
2309	zdr	18.6	R	2324	zdr	-1.6	zdr
2310	zdr	4.6	zdr	2337	zdr	0.6	zdr
2317	zdr	-4.2	zdr	2338	zdr	-16.8	zdr
2321	zdr	-15.6	L	2346	zdr	16.8	zdr
2322	zdr	-4.4	zdr	2347	zdr	3.6	zdr
2324	zdr	-1.6	zdr	2352	zdr	31.4	R
2337	zdr	0.6	zdr	2361	zdr	12.6	zdr
2338	zdr	-16.8	L	2388	zdr	-10.8	zdr
2346	zdr	16.8	R	2391	zdr	25.8	R
2347	zdr	3.6	zdr	2394	zdr	13.6	zdr

2352	zdr	31.4	R	2407	zdr	-1	zdr
2361	zdr	12.6	zdr	2408	zdr	1.2	zdr
2383	zdr	0	zdr	2419	zdr	7.2	zdr
2384	zdr	0	zdr	2420	zdr	-16.4	zdr
2388	zdr	-10.8	zdr	2421	zdr	-20	zdr
2389	zdr	0	zdr	2430	zdr	-15	zdr
2390	zdr	0	zdr	2431	zdr	-21.6	L
2391	zdr	25.8	R	2442	zdr	21.4	R
2394	zdr	13.6	zdr	2444	zdr	-2.6	zdr
2407	zdr	-1	zdr	2445	zdr	7.4	zdr
2408	zdr	1.2	zdr	2473	zdr	-18.2	zdr
2419	zdr	7.2	zdr	2474	zdr	-24.6	L
2420	zdr	-16.4	L	105	zdr	6.8	zdr
2421	zdr	-20	L	106	zdr	1.6	zdr
2430	zdr	-15	L	109	zdr	-19.4	zdr
2431	zdr	-21.6	L	118	zdr	-22	L
2442	zdr	21.4	R	122	zdr	14.6	zdr
2444	zdr	-2.6	zdr	126	zdr	9.6	zdr
2445	zdr	7.4	zdr	130	zdr	-9	zdr
2473	zdr	-18.2	L	131	zdr	0	zdr
2474	zdr	-24.6	L	132	zdr	-2.4	zdr

LITERATÚRA

- [1] KITTNAR, Otomar. *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada, 2011. ISBN isbn978-80-247-3068-4.
- [2] BLAHÚT, Peter. EKG & Arytmológia (kniha). In Techmed.[online].[cit: 14-12-2019]. Dostupné na internete: < <https://www.techmed.sk/ekg-a-arytmologia-kniha/>>
- [3] JUNQUEIRA, Luiz Carlos Uchoa, José CARNEIRO a Robert O. KELLEY. *Základy histologie*. Jinočany: H & H, 1997. ISBN isbn80-85787-37-7.
- [4] KODÍČEK, Milan. *Biochemické pojmy: výkladový slovník*. Praha: Vysoká škola chemicko-technologická v Praze, 2004. ISBN isbn80-7080-551-x.
- [5] BADA, Viliam. *Základy klinickej elektrokardiografie: [vysokoškolská učebnica]*. 3. preprac. vyd. Bratislava: Vydavateľstvo UK, 2002. ISBN 80-223-1718-7.
- [6] KLENER, Pavel, Jaromír HRADEC a Jiří SPÁČIL. *Vnitřní lékařství*. Praha: Galén, c2001. Scripta. ISBN 80-7262-106-8.
- [7] GANONG, William F. *Přehled lékařské fyziologie: dvacáté vydání*. Praha: Galén, c2005. ISBN 80-7262-311-7.
- [8] KOLÁŘ, Jiří a Josef KAUTZNER. *Základy elektrokardiografie arytmií a akutních koronárních syndromů: 1902-2002 : léčebné zásady*. Praha: Akcenta, 2002. ISBN 8086232-04-2.
- [9] ADAMEC, Jan a Richard ADAMEC. *EKG podle Holtera: elektrokardiografická interpretace*. Praha: Galén, 2003. ISBN 80-7262-183-1.
- [10] NAVRÁTIL, Leoš a Jozef ROSINA. *Medicínská biofyzika*. Praha: Grada, 2005. ISBN isbn978-80-247-1152-2.
- [11] HAMPTON, John R. *EKG stručně, jasně, přehledně*. Vyd. 2., rozš. Praha: Grada, 2005. ISBN 80-247-0960-0.
- [12] THALER, Malcolm S. *EKG a jeho klinické využití*. Praha: Grada, 2013. ISBN 978-80-247-4193-2.
- [13] HRADEC, J., SPÁČIL, J. *Kardiologie, angiologie. Vnitřní lékařství*. Svazek II. Praha“ Galén, 2001. 359 s. ISBN 80-7262-106-8,
- [14] OŠŤÁDAL, Bohuslav a Martin VÍZEK. *Patologická fyziologie srdce a cév*. Praha: Karolinum, 2003. ISBN 80-246-0597-x.
- [15] PETTERSSON, Jonas D., Elena D. CARRO, Lars D. EDENBRANDT, et al. *Spatial, individual and temporal variation of the high-frequency QRS amplitudes in the 12 standard electrocardiographic leads*. ISBN 10.167/mhj.2000.
- [16] KOZUMPLIK, J. *Analýza biologických signálů*. Elektronická skripta, ÚBMI VUT Brno, 2011

- [17] JURAK, Pavel, Josef HALAMEK, Pavel LEINVEBER, Vlastimil VONDRA, Ladislav SOUKUP, Petr VESELY, Josef SUMBERA, Karel ZEMAN, Libuse MARTINAKOVA, Tereza JURAKOVA a Miroslav NOVAK. *Ultra-highfrequency ECG Measurement*. Computing in Cardiology Conference (CinC) [online], 2013. El. ISBN: 978-1-4799-0886-8. El. ISSN: 2325-887.
- [18] TRÄGÅRDH, E., SCHLEGEL, T. T. High-frequency QRS electrocardiogram. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 2007, Volume 27, Issue 4, 197-204
- [19] AMIT G, GALANTE O, DAVRATHLR, LURIA O, ABBOUD S, ZAHNER D. *High-frequency QRS analysis in patients with acute myocardial infarction: a preliminary study*. *Ann Noninvasive Electrocardiol*. 2013 Mar;18(2):149-56. doi: 10.1111/anec.12023. Epub 2012 Nov 22. PubMed PMID: 23530485.
- [20] ROSENMAN, D. et al. *High-frequency QRS analysis improves the specificity of exercise ECG testing in women referred for angiography*. *Journal of Electrocardiology*, 2013, Volume 46, Issue 1, 19-26
- [21] GOLDBERGER, AL, BHARGAVA, V, FROELICH, V, COVELL, J. *Effect of myocardial infarction on high-frequency QRS potentials*. *Circulation*, 1981.
- [22] AMIT G., L.R. DAVRATH, S. ABBOUD et al. *Ischemia monitoring by analysis of depolarization changes*. *Computers in Cardiology*. 2008
- [23] JURAK P., J. HALAMEK, J. MELUZIN et al. *Ventricular dyssynchrony assessment using ultra-high frequency ECG technique*. *J Interv Card Electrophysiol*. 2017,49(3).
- [24] LEINVEBER Pavel, Josef HALAMEK, Pavel JURAK, Jaroslav MELUZIN, Filip PLESINGER, Jolana LIPOLDOVA, Miroslav NOVAK. *The Relationship between Mechanical and Electrical Dyssynchrony*. Computing in Cardiology Conference (CinC) [online], 2016. El.ISBN: 978-1-5090-0895-7. El.ISSNI: 2325-887.
- [25] JAN, Jiří. *Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálů*. 2. upr. a rozš. vyd. Brno: VUTIUM, 2002. ISBN 80-214-2911-9.
- [26] STRAUSS, David, Ronald SELVESTER a Galen WAGNER. *Defining Left Bundle Branch Block in the Era of Cardiac Resynchronization Therapy*. *American Journal of Cardiology* [online]. 2011, 107(6), 927-934JAN,
- [27] SMISEK, Radovan, Ivo VISCOR, Pavel JURAK, Josef HALAMEK a Filip PLESINGER. *Fully automatic detection of strict left bundle branch block*. *Journal of Electrocardiology* [online]. 2018, 51(6) S31-S34 [cit. 2021-5-20]. ISSN 00220736. Dostupné z: doi:10.1016/j.jelectrocard.2018.06.013

- [28] XIA , Xiaojuan et al. *Automatic Diagnosis of Strict Left Bundle Branch Block from Standard 12-lead Electrocardiogram*. In: Computing in Cardiology Conference [online]. Nice, 2015, s. 665-668.
- [29] HUANG H, Liu J, Zhu Q, Wang R, Hu G. Detection of inter-patient left and right bundle branch block heartbeats in ECG using ensemble classifiers. *Biomed Eng Online*. 2014;13:72. Published 2014 Jun 5. doi:10.1186/1475-925X-13-72, P. et al.,
- [30] PLESINGER, F., JURÁK, P., HALÁMEK, J., LEINVEBER, P., MCNITT, S., MOSS, A.J., ZAREBA, W., & COUDERC, J. (2017). *The VED meter — a new tool to measure the ventricular conduction abnormalities in heart failure patients*. 2017 Computing in Cardiology (CinC), 1-4.