



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 BLOKÁDY LEVÉHO TAWAROVA RAMÉNKA DLE STRIKTNÍCH KRITÉRIÍ

AUTOMATIC DETECTION OF STRICT LEFT BUNDLE BRANCH BLOCK

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Jesika Němčáková

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Radovan Smíšek

BRNO 2019

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Studentka: Jesika Němčáková

ID: 168414

Ročník: 3

Akademický rok: 2018/19

NÁZEV TÉMATU:

Automatická detekce blokády levého Tawarova raménka dle striktních kritérií

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s elektrofyziologií srdce a s patologií blokáda levého Tawarova raménka. 2) Navrhněte algoritmy pro automatickou detekci blokády levého Tawarova raménka dle striktních kritérií. 3) Realizujte algoritmy v programovém prostředí MATLAB. Algoritmy testujte na trénovacích datech z databáze THEW. 4) Dle výsledků algoritmy optimalizujte. 5) Otestujte finální algoritmus na testovacím datasetu z databáze THEW. 6) Diskutujte dosažené výsledky.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] Strauss DG, Selvester RH, Wagner GS. Defining left bundle branch block in the era of cardiac resynchronization therapy. *Am J Cardiol* 2011;107:927–34. doi:10.1016/j.amjcard.2010.11.010.

[2] Xia X, Ruwald A-C, Ruwald MH, Ugoeke N, Szepietowska B, Kutýřa V, et al. Automatic Diagnosis of Strict Left Bundle Branch Block from Standard 12-lead Electrocardiogram. *Comput. Cardiol.* (2010)., vol. 42, 2016, p. 665–8. doi:10.1109/CIC.2015.7410998.

Termín zadání: 4.2.2019

Termín odevzdání: 24.5.2019

Vedoucí práce: Ing. Radovan Smíšek

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

Cílem této práce je seznámit se s teorií elektrofyziologie srdce a s patologií levého Tawarova raménka. Dále jsou navrženy a realizovány algoritmy pro automatickou detekci blokády levého Tawarova raménka (LBBB) dle striktních kritérií. Výsledné algoritmy jsou testovány na datech z databáze THEW v prostředí Matlab. Závěrečná část bakalářské práce je věnována zhodnocení úspěšnosti jednotlivých algoritmů a srovnání dosažených výsledků na trénovacích datech s daty testovacími.

Klíčová slova:

EKG, blokáda levého Tawarova raménka, Straussova kritéria, CRT

Abstract

The aim of this paper is to introduce the theory behind electrophysiology of hearth and pathology of left bundle branch. Furthermore, algorithms for automatic detection of left bundle branch block (LBBB) according to strict criteria are proposed. Algorithms are tested based on data from THEW databes within the Matlab interface. The final part of the bachelor's thesis is devoted to the evaluation of the success of individual algorithms and the comparison of results on training data with test data.

Keywords:

ECG, left bundle branch block, strict criteria, CRT

Němčáková J. *Automatická detekce blokády levého Tawarova raménka dle striktních kritérií*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2019. 37s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Radovan Smíšek.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou závěrečnou práci na téma Automatická detekce blokády levého Tawarova raménka dle striktních kritérií 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 autorka uvedené závěrečné práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této závěrečné 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

.....

Jesika Němčáková

Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce Ing. Radovanu Smíškovi za velmi přínosnou pedagogickou pomoc, a také trpělivost při konzultacích a zpracování mé bakalářské práce. Dále děkuji rodině, a především svému příteli za podporu během celého mého studia.

V Brně dne

.....

Jesika Němčáková

Obsah

Seznam obrázků.....	7
Seznam tabulek.....	8
Použité zkratky.....	9
Úvod.....	10
1 Srdce.....	11
1.1 Anatomie srdce.....	11
1.2 Převodní systém srdeční.....	11
1.3 Membránové napětí a akční potenciál.....	13
1.3.1 Akční potenciál.....	13
2 Teorie snímání EKG signálu.....	15
2.1 Elektrokardiografie.....	15
2.1.1 EKG signál.....	15
2.1.2 Postup při hodnocení EKG.....	16
2.1.3 Způsob snímání EKG.....	17
2.2 Elektrická osa srdeční.....	20
2.3 Arytmie.....	20
2.3.1 CRT – resynchronizační léčba.....	21
2.3.2 Detekce blokády levého Tawarova raménka.....	22
3 Návrh zpracování signálu.....	23
3.1 Obecné blokové schéma detekce LBBB dle Straussových kritérií.....	23
3.1.1 Rozměření signálu EKG.....	25
3.1.2 Detekce tvaru rS a QS.....	25
3.1.3 Detekce slur.....	26
3.1.4 Detekce notch.....	28
4 Diskuze výsledků.....	30
4.1 Vyhodnocení tvaru ve svodu V1 a V2.....	30
4.2 Vyhodnocení detekce notch/slur.....	31
4.3 Celkové vyhodnocení programu.....	33
Závěr.....	35
Literatura.....	36

Seznam obrázků

Obrázek 1 - Anatomie a převodní systém srdce [15]	12
Obrázek 2 - Normální EKG křivka [9]	15
Obrázek 3 - EKG papír [8]	16
Obrázek 4 - Interval R-R [8]	17
Obrázek 5 - Einthovenův trojúhelník [9]	18
Obrázek 6 - Zapojení Wilsonových svodů [7]	19
Obrázek 7 - Goldebergovy svody [9]	19
Obrázek 8 - Izoelektrický svod [13]	20
Obrázek 9 - Určení srdeční osy, upraveno a převzato z [12]	20
Obrázek 10 - Schéma detekce komorové arytmie [1][3]	21
Obrázek 11 - Obecné blokové schéma automatické detekce LBBB [10]	24
Obrázek 12 - Rozkopírovaný signál, 12 svodů, čerchované čáry značí QRS komplex, černá - začátek (QRSonset), červená - konec (QRSoffset)	25
Obrázek 13 - tvar QR a rS [15]	26
Obrázek 14 - Správná detekce slur v komplexu QRS	27
Obrázek 15 - Detekce slur v komplexu QRS bez respektování pravidla vymezujícího správnou oblast detekce	28
Obrázek 16 - Detekce notch na kmitu R. Signál oříznutý o prvních čtyřicet vzorků a o poslední čtvrtinu délky QRS komplexu	29

Seznam tabulek

Tabulka 1 - Vyhodnocení úspěšnosti detekce tvaru QS/rS, trénovací data.....	31
Tabulka 2 - Vyhodnocení úspěšnosti detekce tvaru QS/rS, testovací data.....	31
Tabulka 3 - Vyhodnocení v jednotlivých svodech, algoritmus optimalizován pouze na detekci slur/noch	32
Tabulka 4 - Vyhodnocení v jednotlivých svodech, algoritmus optimalizován na úspěšnost detekce výsledných hodnot.....	32
Tabulka 5 - Celkové vyhodnocení přítomnosti LBBB, správný čas délky trvání QRS komplexu, trénovací data.....	33
Tabulka 6 - Celkové vyhodnocení přítomnosti LBBB, naměřený čas délky trvání QRS komplexu, trénovací data.....	33
Tabulka 7 - Celkové vyhodnocení přítomnosti LBBB, snížený práh prvního pravidla na 130 ms pro obě pohlaví, testovací data	34

Použité zkratky

AV – atrioventrikulární uzel

CRT – resynchronizační léčba

EI – elektrický impuls

EKG – elektrokardiogram

LBB – levé komorové (Tawarovo) raménko

LBBB – blokáda levého komorového (Tawarova) raménka

RBBB – blokáda pravého (Tawarova) raménka

SA – sinoatriální uzel

Se – senzitivita

Sp – specificita

FP – falešně pozitivní, chybně klasifikováno jako pozitivní (false positive)

FN – falešně negativní, chybně klasifikováno jako negativní (false negative)

TP – skutečně pozitivní, správně klasifikováno jako pozitivní (true positive)

TN – skutečně negativní, správně klasifikováno jako negativní (true negative)

QRSonset – začátek QRS komplexu

QRSoffset – konec QRS komplexu

Úvod

Cílem této práce je navržení a realizování vhodných algoritmů, které budou sloužit k automatické detekci blokády levého Tawarova raménka (LBBB). Vzhledem k tomu, že dostupné studie označují detekci LBBB pomocí běžně používaných kritérií jako nepřesnou, využijeme k detekci striktní Straussova kritéria. Dalším zajímavým poznatkem, na nějž poukazují studie, je souvislost mezi správnou detekcí LBBB a úspěšností resynchronizační léčby (CRT). Vycházeje ze studií je CRT úspěšná pouze u pacientů s LBBB.

V teoretické části, skládající se ze dvou samostatných kapitol, lze nalézt informace o elektrofyziologii srdce a elektrokardiografii, které jsou klíčové pro pochopení vzniku a výskytu komorových arytmií (v našem případě raménková blokáda) a jejich správné detekce. Jedná se například o část objasňující EKG signál a postup při jeho hodnocení, vznik komorové arytmie, kritéria pro detekci LBBB apod.

Třetí kapitola je zaměřená na popis specifických kritérií definovaných Straussem, podle nichž jsou navrženy a realizovány algoritmy v prostředí Matlab. Straussova kritéria jsou znázorněna v blokovém diagramu. Následující podkapitoly jsou věnovány popisu principu jednotlivých navržených algoritmů – jedná se o detekci tvaru QS a rS, dále detekce slur a notch. Součástí kapitoly je stručný popis databáze, na níž byly algoritmy testovány a objasnění postupu při rozměření signálu.

Závěrečná kapitola je věnována vyhodnocení jak výsledného algoritmu, tak úspěšnosti detekce jeho jednotlivých částí na sadě trénovacích a testovacích dat.

1 Srdce

1.1 Anatomie srdce

Srdce je dutý sval zajišťující cirkulaci krve. Váží mezi 200 až 425 gramy, je o něco větší než uzavřená pěst a tvarem podobající se komolému kuželi je orientován svým hrotem směrem k levé prsní bradavce. Svou základnou, z níž vystupují cévy, směřuje k pravému rameni. Srdce je uloženo ve střední části hrudníku mezi plícemi (oblast zvaná mediastinum), lehce nalevo od hrudní kosti. Je obaleno osrdečníkem (perikard), neboli vakem tvořeným dvěma vrstvami – vazivovou (zevní) a serózní (vnitřní). Serózní vrstva se dále dělí na viscerální a parietální list. Oba listy jsou vystlány endotelem a je mezi nimi nepatrná perikardiální dutina s tekutinou, jež omezuje tření obou listů při pohybech srdce. Perikard ohraničuje srdce od okolních orgánů, udržuje ho v relativně stabilní poloze a mimo jiné chrání před infekcí. Srdce je složeno ze tří vrstev – endokardu, myokardu a epikardu, a čtyř dutin – dvou síní a dvou komor. Endokard je tenká nitrosrdeční blána vystýlající dutinu srdeční. Svalovina srdeční, myokard, zastává funkci aktivní tkáně a zevní vrstvu srdeční stěny tvoří epikard. [1][3][4]

1.2 Převodní systém srdeční

Myokard je po podráždění elektrickým potenciálem schopen smrštění (systola) a následného uvolnění (diastola). Při systole se prudce zmenší objem srdečních dutin a krev je z nich vypuzována do navazujících největších tepen velkého i plicního oběhu, při diastole naopak srdce odpočívá a plní se krví. Mezi elektrické vlastnosti myokardu patří:

- **Automacie** – schopnost buněk vydávat spontánní elektrické impulzy¹
- **Dráždivost** – schopnost reagovat na podráždění depolarizací²
- **Vodivost** – schopnost vést vzruch[6]

Existují dva typy buněk srdečního svalu:

- **Buňky pracovního myokardu** – provádějí elektrický impuls (EI) vycházející z řídicího centra převodní srdeční soustavy, a v případě patologie jsou schopny vzruch i vytvořit

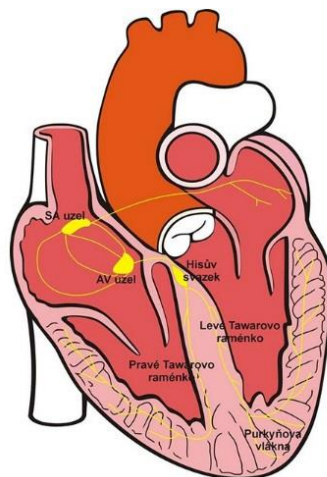
¹ Buňky se schopností spontánního generování elektrických impulzů se označují jako pacemakerové buňky, typicky se uplatňují v převodním systému srdečním

² Depolarizace – změna náboje v buňce, podrobněji vysvětleno v následující kapitole

- **Buňky převodní srdeční soustavy** – vedou a vytvářejí EI [5]

Kontrakce srdeční svaloviny je stimulována elektrickým potenciálem, jenž se šíří z převodního systému srdečního. Jedná se o specializovaný systém, v němž pomocí modifikovaných svalových buněk dochází k vytváření elektrických impulzů, které způsobují kontrakci srdce, a tím i jeho aktivaci.

Elektrický impulz vzniká v sinoatriálním uzlu (SA). SA, nazýván též uzel Keith-Flackův³, se nachází v horní pravé síni blízko žilního splavu. Tvarem se podobá zploštělému elipsoidu o délce 12–15 mm, šířce a tloušťce 2-3 mm. Tkáň je tvořena shlukem buněk morfologicky lišících se od buněk myokardu, a to především množstvím cytoplazmy. Za předpokladu zdravého jedince se vzruch šíří rovnoměrně přes síňová svalová vlákna do atrioventrikulárního uzlu (AV), kde je vzruch převeden ze síní na komory. Dochází ke zpomalení převodu vzruchu, čímž je umožněno optimální plnění srdečních komor po předchozím podráždění a následném stahu síní. Na AV plynule navazuje Hisův svazek, který prochází vazivovým skeletem do mezikomorového septa. Jedná se o krátký útvar o délce přibližně 0,3-2 cm a při průchodu fibrózním prstencem nebo v mezikomorovém septu se dělí na pravé a levé komorové raménko, tzv. Tawarovo raménko. Levé komorové raménko (LBB⁴) se dále rozděluje na dvě silné větve. Periferním větvení Tawarových ramének představují Purkyňova vlákna, jež plynule přecházejí do vláken pracovního myokardu. Na následujícím obrázku vidíme všechny důležité části převodního srdečního systému. [1][7][8]



Obrázek 1 - Anatomie a převodní systém srdce [15]

³ Keith – Flackův uzel – poprvé byl popsán Arthurem Keithem a Martinem Flackem

⁴ LBB - left bundle branch, v literatuře hojně používaná anglická zkratka pro levé tawarovo raménko

1.3 Membránové napětí a akční potenciál

Klidový membránový potenciál je napětí na membráně kardiomyocytů⁵, a je podmínkou pro vznik elektrického signálu. Membránové napětí vzniká rozdílem dvou potenciálů mezi intracelulárním a extracelulárním⁶ prostředím buňky, a také rozdílnou propustností membrány pro jednotlivé ionty. Hodnoty tohoto napětí se pohybují v rozmezí -60 až -90 mV. Záporný potenciál je daný tím, že v intracelulárním prostředí dominují záporně nabití ionty.

Membránové napětí lze vyjádřit vztahem

$$U_m = \varphi_i - \varphi_e, \quad (1)$$

kde U_m značí výsledné membránové napětí, φ_i je intracelulární potenciál a φ_e je extracelulární potenciál. Dále je třeba zmínit ionty K^+ , Na^+ , Ca^{2+} a Cl^- , které se podílejí na vzniku klidového membránového napětí.

1.3.1 Akční potenciál

V srdci existují dva typy akčního potenciálu. První je rychlou odezvou v důsledku aktivace sodných kanálů, zatímco druhý mechanismus je pomalejší a vzniká důsledkem aktivace kanálů pro vápníkové ionty.⁷ Prvně zmíněný mechanismus se uplatňuje u buněk srdeční svaloviny, a proto na něj bude následující podkapitola zaměřena.

Nejprve si objasníme pojmy depolarizace a repolarizace. Depolarizace, někdy nazývaná též hypopolarizace, je dočasná změna náboje v buňce, při které se negativní klidové membránové napětí stane pozitivním. Opakem je repolarizace, během které se hodnota membránového napětí vrací zpět ke klidové hodnotě.

U akčního napětí rozlišujeme celkem pět fází. Fáze 0, tzv. rychlá depolarizace, je charakteristická rychlým vstupem sodíkových iontů (Na^+) do buňky ve chvíli, kdy se na několik milisekund v buněčné membráně otevřou sodíkové kanály. V tomto období naměříme hodnotu napětí přibližně -35 mV. Následuje otevření jiného iontového kanálu, a to pro pomalý vstup vápníkových iontů (Ca^{2+}). Prostředí uvnitř buňky se stává elektro pozitivním a akční potenciál dosahuje hodnoty až +20 mV. V další fázi nastává zotavení buňky, repolarizace, kterou zahajuje přechodný proud draslíkových (K^+) iontů z buňky, proud chloridových (Cl^-) iontů dovnitř buňky a dočasné uzavření sodíkových

⁵ Kardiomyocyty – buňky srdeční svaloviny

⁶ Prostředí intracelulární – uvnitř buňky, extracelulární – vně buňky

⁷ První mechanismus trvá méně než 1 milisekundu, druhý 100 milisekund a více

kanálů. Během fáze 2, nazývané též fáze plató, přispívá pomalý vstup vápníkových iontů do buňky k poklesu membránového napětí k nulovým hodnotám. Nastává rovnováha mezi ionty draslíku a vápníku. Akční napětí je ukončeno během fáze 3, kdy jsou uzavřeny vápníkové kanály. Draslíkové ionty putují ven z buňky, ta opět získává negativní náboj a napětí klesá na hodnotu -90 mV. V poslední, páté fázi, je pozastaven proud draslíkových iontů a ukončena repolarizace. Dochází ke klidovému potenciálu. Následující obrázky demonstrují proudy iontů v jednotlivých fázích. [1][2][8]

2 Teorie snímání EKG signálu

2.1 Elektrokardiografie

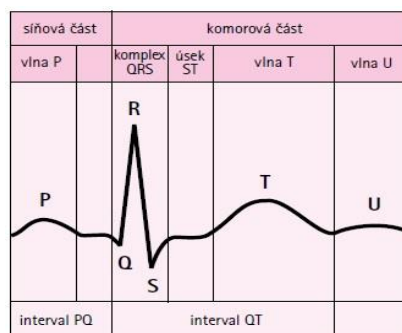
Jde o klinickou metodu o jejíž zavedení se zasloužil začátkem dvacátého století William Einthoven – později nositel Nobelovy ceny za medicínu v roce 1924. V průběhu srdeční činnosti vznikají elektrické potenciály, jejichž časové změny jsme díky této metodě schopni zaznamenat přístrojem nazývaným elektrokardiograf. Jedná se o citlivý galvanometr, který za pomoci elektrod přiložených na povrch těla zaznamenává elektrokardiografickou křivku. EKG se uplatňuje v diagnostice a v léčbě srdečních poruch. [1][8]

2.1.1 EKG signál

Záznam EKG se skládá z kmitů (ostré výchylky) a vln (zaoblené výchylky), které za sebou následují podle srdečního rytmu. Jak už jsme zmínili v předchozí kapitole, impuls pro kontrakci myokardu vzniká v SA uzlu nahoře v pravé síni, odkud se šíří dál. Depolarizaci síní odpovídá na EKG křivce výchylka zvaná vlna P. Následuje depolarizace komor, kterou popisuje komplex QRS, který je složený ze tří kmitů:

- Q(q) ⁸kmit – jedná se pouze o první negativní výchylku QRS komplexu nacházející se vždy před kmitem R
- R(r) kmit – pozitivní výchylka komorové depolarizace
- S(s) kmit – negativní výchylka komorové depolarizace

Za QRS komplexem se nachází vlna T, která charakterizuje repolarizaci komor. Za vlnou T je patrná vlna U. Vzdálenosti mezi kmity a vlnami nazýváme intervaly. Na obrázku vidíme normální EKG křivku, na které jsou zvýrazněny vlny, kmity a jednotlivé intervaly. [1]



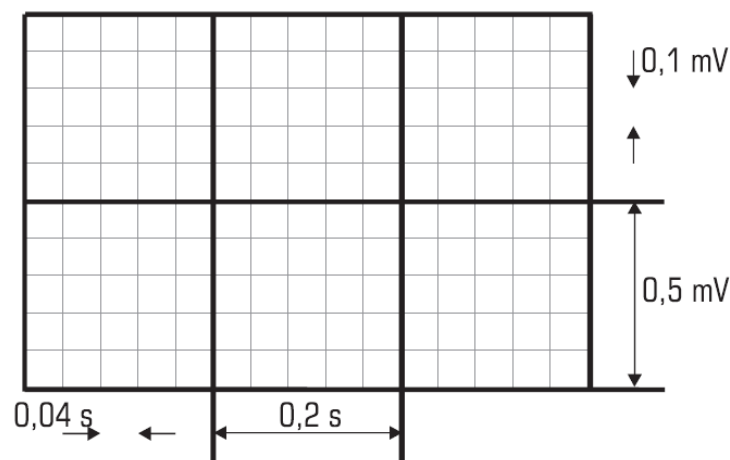
Obrázek 2 - Normální EKG křivka [9]

⁸ Podle velikosti výchylky se značí malým (kmit pod 0,5 mV) nebo velkým (kmit nad 0,5 mV) písmenem.

2.1.2 Postup při hodnocení EKG

U standardních EKG přístrojů je signál zaznamenáván analogově a vykreslován na speciální milimetrový termo papír, jenž mění barvu působením tepla. Vykreslování křivky se tedy neuskutečňuje inkoustem, nýbrž otiskem, který zanechává horká jehla při styku s termocitlivou vrstvou papíru. [8]

Pokud je záznam snímán standardní rychlostí 25 mm/s, 1 mm odpovídá posunu na vodorovné ose o 0,04 sekundy(s), 5 mm neboli každý velký čtverec pak představuje 0,20 s. Na svislé ose je měřeno elektrické napětí a při správné kalibraci přístroje 1 mm posunu značí napětí 0,1 milivolt(mV).



Obrázek 3 - EKG papír [8]

Při prohlížení a interpretaci monitorované EKG křivky nejprve hodnotíme pravidelnost rytmu komorových komplexů, popř. síňových vln a následně jejich frekvenci a sklon elektrické osy srdeční. U nepravidelné frekvence je potřeba určit její průměrné hodnoty. Dále popisujeme vlny, kmity, intervaly a úseky EKG záznamu. Nakonec zhodnotíme, zdali je křivka fyziologická, abnormální nebo patologická. [1][8]

Existuje mnoho způsobů, jak lze určit srdeční frekvenci. Uvedeme si tři základní:

- Orientačně podle pravidla „300“, které se řídí následující rovnicí:

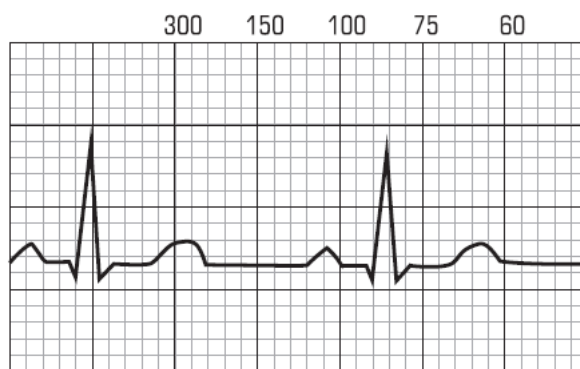
$$\text{Srdeční frekvence/min} = \frac{300}{\text{počet velkých čtverců mezi 2 intervaly R - R}}$$

Pravidlo použijeme za předpokladu, že oba hroty dvou sousedních kmitů R leží na straně většího čtverce (5x5mm) vyznačené tučnou čarou.

- Pokud se hrot druhého kmitu R nachází v oblasti většího čtverce a neleží tak na straně vyznačené tučnou čarou, zvolíme odlišný postup. Hodnoty, mezi kterými se nachází hrot druhého kmitu R od sebe odečteme a vydělíme délkou velkého čtverce, a tím získáme počet tepů odpovídající jednomu milimetru záznamu.

V případě Obrázek 4 se jedná o následující výpočet:

$$\text{Počet tepů/mm} = \frac{100 - 75}{5 \text{ mm}} = 5$$



Obrázek 4 - Interval R-R [8]

Z obrázku je zřejmé, že kmit R leží dva milimetry nalevo od hodnoty 75. Z toho pak lehce dopočteme, že srdeční frekvence odpovídá 85 tepům/minutu. [8]

- Z EKG záznamu – 60 s dělíme délkou R-R cyklů. Uvažujme příklad, kdy za rychlosti posuvu papíru 25 mm/s, je interval R-R roven 15 mm. Vynásobením intervalu hodnotou 0,04 s získáme délku R-R cyklů v sekundách – 0,6 s. Následuje dělení. Srdeční frekvence je 100/min. [1]

2.1.3 Způsob snímání EKG

V současné době se v klinické praxi používají více svodové EKG přístroje. Svody mohou být zapojeny unipolárně či bipolárně. V případě měření elektrického pole unipolárně je napětí na elektrodě měřeno proti tzv. centrální svorce s nulovým potenciálem (Wilsonova svorka⁹), kdežto bipolární svody srovnávají napětí mezi dvěma rovnocennými elektrodami. Blíže si specifikujeme 12 – svodové EKG, které se skládá ze tří bipolárních končetinových svodů (I, II, III – Einthovenův trojúhelník), tří unipolárních

⁹ Referenční svorka tvořená spojením každé ze tří končetinových svorek přes odpor 5 kW

zesílených svodů (aVR, aVL, aVF – Goldenbergovy svody) a šesti unipolárních hrudních svodů (V1 – V6 – Wilsonovy svody).

Ke správnému zapojení končetinových svodů podle Einthovena je třeba si zapamatovat barvy jednotlivých elektrod – pravá ruka (červená elektroda), levá ruka (žlutá elektroda), levá noha (zelená elektroda). Čtvrtá černá elektroda slouží k uzemnění a je nejčastěji umisťována na pravou nohu. Polarita elektrod je předem dána a pokud se depolarizace šíří k elektrodě označené +, dojde k zápisu pozitivní výchylky. Bipolární končetinové svody snímají srdeční elektrické potenciály ve frontální rovině. Pro výpočet napětí konkrétních svodů platí:

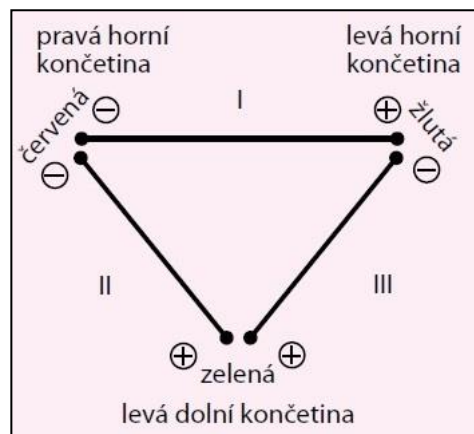
$$U_I = \Phi_L - \Phi_R$$

$$U_{II} = \Phi_F - \Phi_R$$

$$U_{III} = \Phi_F - \Phi_L$$

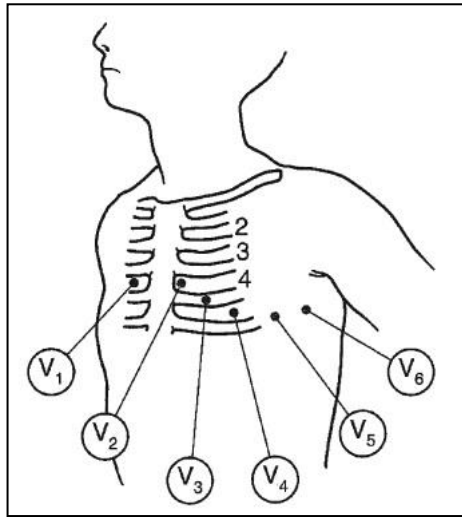
$$U_I + U_{III} = U_{II},$$

kde U značí napětí na příslušném svodu, písmeno L značí levou ruku, písmeno R pravou ruku a F nohu.



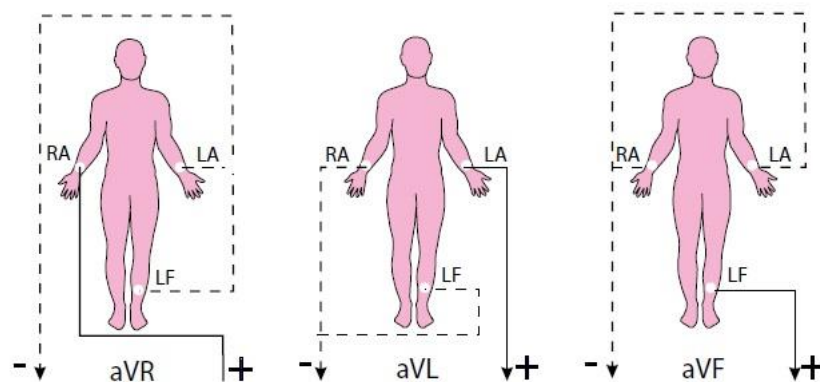
Obrázek 5 - Einthovenův trojúhelník [9]

Zbývajících devět záznamů EKG tvoří unipolární Wilsonovy a Goldebergovy svody. Wilsonovy svody jsou připevněny k hrudní stěně na přesně určená místa a snímají potenciály v horizontální rovině. [1][7][9] Správné umístění svodů hraje klíčovou roli. Pokud by byla elektroda umístěna vysoko (např. do 2.mezižebří), vedlo by to ke snížení voltáže kmitů R na přední straně, a tím k následné špatné interpretaci záznamu. [9] Přesné umístění šesti elektrod si definujeme pomocí Obrázek 6.



Obrázek 6 - Zapojení Wilsonových svodů [7]

Goldebergovy svody jsou získány propojením končetinových svodů. Měří rozdíly potenciálů vrcholů trojúhelníku proti průměrnému potenciálu protilehlé strany, a podobně jako Einthovenovy svody – ve frontální rovině. Goldeberger změnil Wilsonovo unipolární zapojení, a to posunutím centrální svorky z elektrického středu srdce mezi dvě spojené končetiny. V důsledku toho svorka ztrácí původní nulové napětí a dochází ke zvětšenému napětíovému zisku. Unipolární končetinové svody se značí podle zkratek anglických slov¹⁰ aVR, aVL a aVF.



Obrázek 7 - Goldebergovy svody [9]

¹⁰ (a)augmented – zvětšený, (V)voltage – napětí, (L)left – levá/ý, (R)right – pravý/á, (F)foot – noha

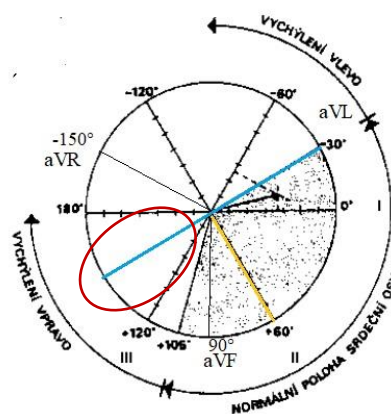
2.2 Elektrická osa srdeční

Dalším důležitým ukazatelem srdečního onemocnění může být elektrická osa srdeční, která vyjadřuje postupující síňovou a komorovou aktivaci. Jedná se o součet všech okamžitých vektorů tvořících příslušnou prostorovou depolarizační smyčku. Při vyšetření EKG tak vyčteme směr elektrické aktivity během depolarizace komor. [13]

V této práci obecně popíšeme jeden ze způsobů, jak určit elektrickou osu srdeční. Nejprve se pokusíme na EKG záznamu najít nejvíce izoelektrický svod, to znamená svod, na který je osa přibližně kolmá. Určíme ho z komplexu QRS, jež není výrazně pozitivní ani negativní – Obrázek 8. Předpokládejme, že jsme našli izoelektrický svod ve svodu II, a zaznačíme ho spolu s kolmou osou na Obrázek 9. Posledním krokem je určení směru osy. V našem případě bychom na záznamu EKG zkontrolovali svod aVL a v závislosti na tom, či je v něm komplex QRS převážně pozitivní či negativní bychom určili směr. Řekněme, že QRS komplex je převážně negativní, znamená to, že vzruch se šíří směrem od svodu, osa tedy míří doprava, úhel bude přibližně 150° . [14]



Obrázek 8 - Izoelektrický svod [13]

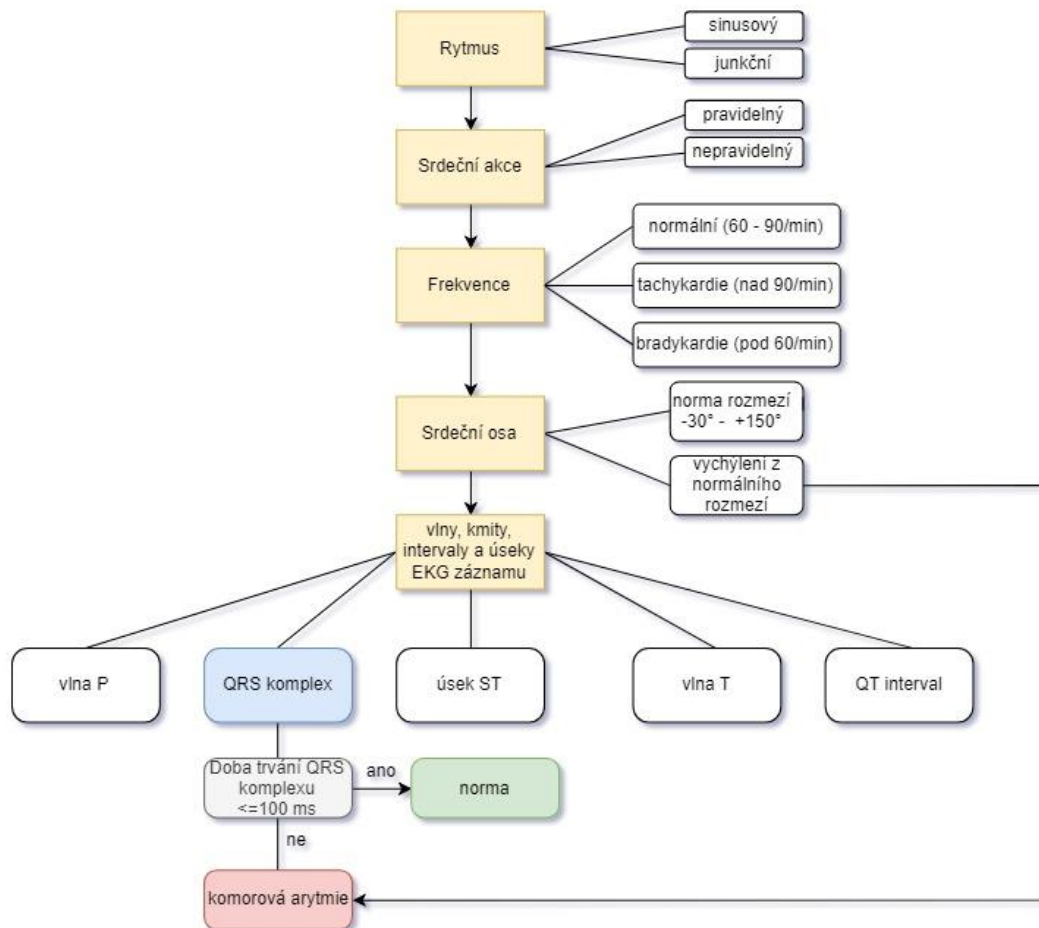


Obrázek 9 - Určení srdeční osy, upraveno a převzato z [12]

2.3 Arytmie

Ke klasifikaci poruch srdečního rytmu neboli arytmií v důsledku špatné tvorby či rozvodu vzruchu po srdci nám slouží EKG záznam. Při hodnocení EKG záznamu je potřeba dodržovat určitý postup, který nám usnadní odhalení příčiny a typ poruchy. Podle místa vzniku dělíme poruchy srdečního rytmu na sinusové, síňové, junkční a komorové. S ohledem na téma bakalářské práce budeme věnovat pozornost především

abnormalitám vedení srdečního vzruchu vznikajících při depolarizaci komor (na EKG záznamu QRS komplex). Postup hodnocení EKG záznamu vedoucí k detekci komorové arytmie je znázorněn na diagramu níže. [1][7]



Obrázek 10 - Schéma detekce komorové arytmie [1][3]

2.3.1 CRT – resynchronizační léčba

Správná detekce LBBB nám umožní selekci vhodných pacientů pro zahájení resynchronizační léčby (CRT)¹¹. Jedná se o terapii, která pomocí kardiostimulátoru nebo defibrilátoru umožňuje elektrickou resynchronizaci srdečního stahu pomocí třetí dodatečné elektrody. Jejím cílem je zpomalení či zastavení progresu srdečního selhání, čímž vede ke snížení mortalitního rizika. [12]Na základě posledních studií u pacientů s chybně detekovanou bloádou levého Tawarova raménka byla léčba neúčinná. Jednalo

¹¹ Cardiac resynchronisation therapy (CRT) – resynchronizační léčba

se především o pacienty, jenž ve skutečnosti měli hypertrofií levé komory a fascikulární blokádu. Z toho vyplývá, že nezbytnou podmínkou pro úspěch CRT je správná detekce LBBB. [11]

2.3.2 Detekce blokády levého Tawarova raménka

Jedná se o raménkovou blokádu, jež může být dvojího typu – úplná či částečná. Ve srovnání s blokádu pravého Tawarova raménka (RBBB)¹² je LBBB významnější porucha převodního systému, která v důsledku pomalejšího vedení vzruchu pracovním myokardem směrem od pravé komory vede k opožděné aktivaci levé komory. To má za následek negativní hemodynamické změny – srdeční selhání. Pro vyloučení kardiomyopatie, ischemické choroby srdeční a aortální stenózy je nutné doplnit 12svodové EKG o další vyšetření (rentgen hrudníku, echokardiografie). [11]

Detekovat blokádu levého Tawarova raménka můžeme na základě několika kritérií. Obecně se uvádí, že se jedná o úplnou blokádu, jestliže komplex QRS trvá nad 120 ms. Charakteristické změny jdou nejlépe vidět ve svodech V1 a V6. Ve svodu V1 je malý kmit q jako následek depolarizace septa¹³ zprava doleva, dále kmit R a po depolarizaci levé komory následuje kmit S. V laterálních svodech (I, aVL, V5, V6) pozorujeme inverzní vlny T. Ve svodu V6 můžeme detekovat komplex QRS připomínající písmeno „M“ (kmity RsR'). [7][11]

Pokud zaznamenáme QRS komplex normální šíře s deviací elektrické osy doleva a vysokým kmitem R ve svodech II a III, mluvíme o levé přední hemiblokádě neboli částečné blokáde levého Tawarova raménka. Jedná se o častý nález, není klinicky zásadní. [9][11]

Výše uvedená, často zmiňovaná kritéria, nejsou dostačující pro správnou detekci blokády levého Tawarova raménka. Z toho důvodu v této práci aplikujeme kritéria dle Strausse. Aby bylo detekováno LBBB musí platit:

- délka QRS komplexu je u muže > 140 ms, u ženy > 130 ms [10]
- ve svodech V1 a V2 je tvar komplexu QS nebo rS [10]
- výskyt notch nebo slur alespoň ve dvou svodech z I, aVL, V1, V2, V5 a V6, kde notch můžeme popsat jako široký kmit R se zářezy a slur jako prudkou změnu náběžné nebo klesající hrany komplexu QRS [10]
- notch i slur musí být detekován nejdříve 40 ms od začátku trvání komplexu QRS, ale zároveň před jeho polovinou a končit do $\frac{3}{4}$ signálu [10]

¹² RBBB – right bundle branch block – blokáda pravého Tawarova raménka

¹³ Septum – přepážka v srdci

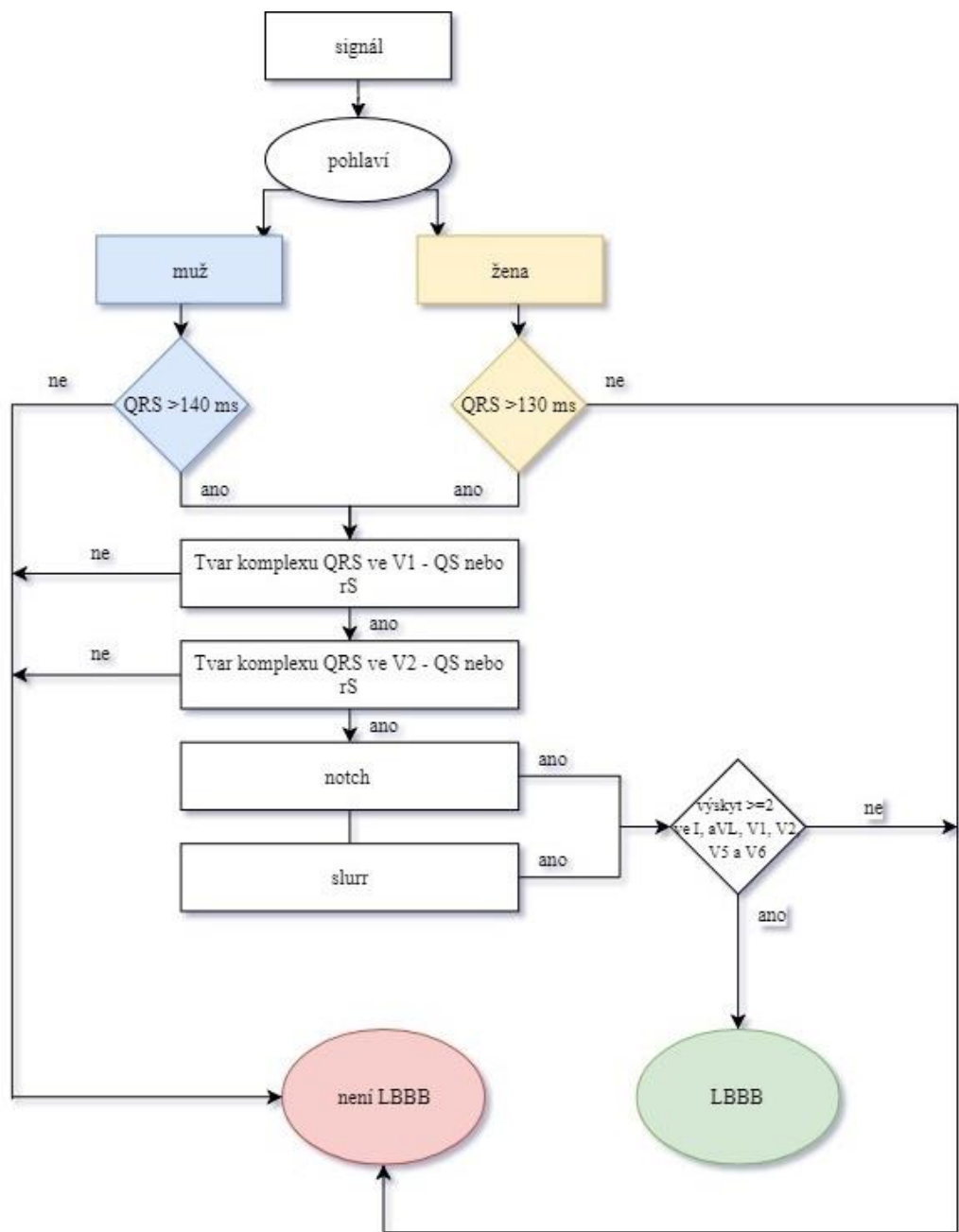
3 Návrh zpracování signálu

V této kapitole je navržen postup automatické detekce LBBB dle Straussových kritérií. Navržené algoritmy budeme testovat na datech z databáze THEW¹⁴. K dispozici máme celkem 602 záznamů o délce 10 s (72% muži, 28% ženy), a k nim odpovídající mediánová data obsahující pouze jeden QRS komplex. Záznamy byly pořízeny na pacientech během 24hodinového monitorování dle Holtera. Každý záznam obsahuje 12 signálů: 12 standardních svodů (I, II, III, aVR, aVL, aVF a V1–V6). Polovina záznamů je využita jako trénovací data, k nimž máme soubor ve formátu excel obsahující vyhodnocení jednotlivých signálů (začátek a konec QRS komplexu, délka trvání QRS komplexu, přítomnost QS/rS ve svodech V1 a V2, přítomnost notch/slur ve svodech – I, aVL, V1, V2, V5, V6 a výsledné vyhodnocení, určující zda se jedná o LBBB či nikoliv). Zbylé záznamy slouží k finálnímu testování funkce algoritmu.

3.1 Obecné blokové schéma detekce LBBB dle Straussových kritérií

Na blokovém schéma níže je znázorněn postup detekce LBBB dle Straussových kritérií. Po načtení signálu a určení délky trvání komplexu QRS, následuje první rozhodovací pravidlo závislé na pohlaví pacienta. Pokud se jedná o muže, délka QRS komplexu musí být větší než 140 ms, v případě ženy větší než 130 ms. Další podmínkou je detekce rS nebo QS ve svodu V1 a současně ve svodu V2. Pokud je zaznamenána detekce v obou svodech, algoritmus přejde k vyhodnocení dalšího kritéria. Notch nebo slur splňující podmínku oblasti detekce musí být přítomen alespoň ve dvou svodech z I, aVL, V1, V2, V5 a V6. Nevyhovující signály nejsou dále zpracovávány a není u nich přítomna LBBB. [10][16]

¹⁴ THEW – Telemetric and Holter ECG Warehouse

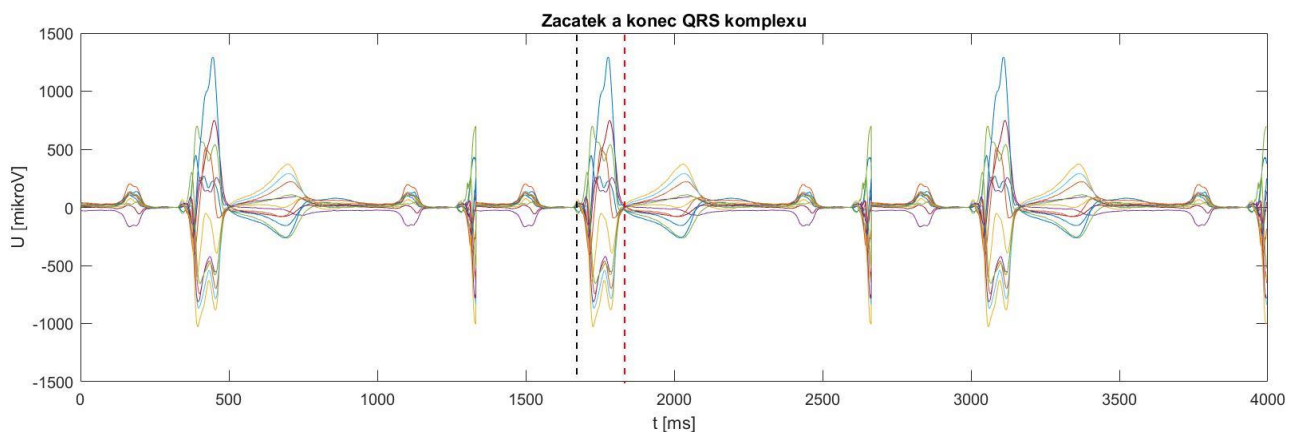


Obrázek 11 - Obecné blokové schéma automatické detekce LBBB [10]

3.1.1 Rozměření signálu EKG

Navržený algoritmus pracuje s mediánovými daty obsahujícími pouze jeden QRS komplex. Prvním úkolem je zjistit délku trvání QRS komplexu, jež je rozhodující pro splnění prvního Straussova kritéria. Pro účely této práce byl využit algoritmus k detekci hranic QRS komplexu převzatý z [17]. Vzhledem k tomu, že zmíněný algoritmus nedokáže rozměřit signál o pouze jednom QRS komplexu, je nutné, abychom si nejprve načtený signál třikrát rozkopírovali. Výstupem funkce jsou nadetekované začátky (QRSonset) a konce (QRSoffset) QRS komplexu, jejichž rozdílem získáme délku jeho trvání. Následkem rozkopírování signálu může dojít ke vzniku kmitů zavádějících chybu při detekci hranic QRS komplexu. Pokud je naměřeno tři a více QRSonset a QRSoffset, použijeme hodnoty druhého nadetekovaného začátku a konce – Obrázek 12. V ostatních případech pracujeme s prvními nadetekovanými hodnotami.

Následně algoritmus využije dat extrahovaných z excelu a vyhodnotí, zdali délka trvání QRS komplexu překročila práh trvání 140 ms pro muže nebo 130 ms pro ženy. Pokud ano, přejde na detekci tvaru QS či rS ve svodu V1 a V2.



Obrázek 12 - Rozkopírovaný signál, 12 svodů, čerchované čáry značí QRS komplex, černá – začátek (QRSonset), červená – konec (QRSoffset)

3.1.2 Detekce tvaru rS a QS

Jak už jsme zmínili v kapitole o EKG záznamu, S je negativní výchylka po kmitu R. Z Obrázek 13 je zřejmé, že u rS či QS je dominantní kmit S, čehož využijeme při detekci. Hlavní myšlenka algoritmu navrženého pro správné určení požadovaného tvaru je porovnání absolutní hodnoty minima signálu (kmitu S) s hodnotou jeho maxima (kmit r). Jestliže je prvně zmíněná hodnota větší, znamená to, že první podmínka je splněna.

Signál v příslušném svodu si rozdělíme podle nulové izoliny na kladnou a zápornou část, díky čemuž budeme moci použít funkci `findpeaks`¹⁵, jenž dokáže detekovat lokální maxima a jejich pozice. Před samotným využitím funkce získáme absolutní hodnoty záporné části signálu. Funkce nám umožňuje nastavení prahových kritérií pro správnou detekci obou kmitů. V kladné části signálu hledáme kmit *r*, v záporné dominantní kmit *S*. I přes zavedená prahová kritéria nedokážeme omezit detekci v příslušné oblasti pouze na jediný kmit. Vždy pracujeme s největšími hodnotami a jejich pozicemi.

Pokud bychom se drželi pouze základní myšlenky algoritmu, mohlo by dojít k detekci tvaru *rSr'*. Abychom minimalizovali riziko falešné detekce, rozšíříme podmínku o porovnávání pozic obou nadetekovaných kmitů. Pozice kmitu *r* je tedy menší než kmitu *S*.

V případě, že výše zmíněná matlabovská funkce vyloučí přítomnost jednoho z kmitů či obou naráz (nejedná se o tvar *rS*), navržený algoritmus pokračuje ve vyhodnocování tvaru *QS*, kde využije porovnání absolutní hodnoty minima signálu s hodnotou jeho maxima.



Obrázek 13 - tvar QR a rS [15]

3.1.3 Detekce slur

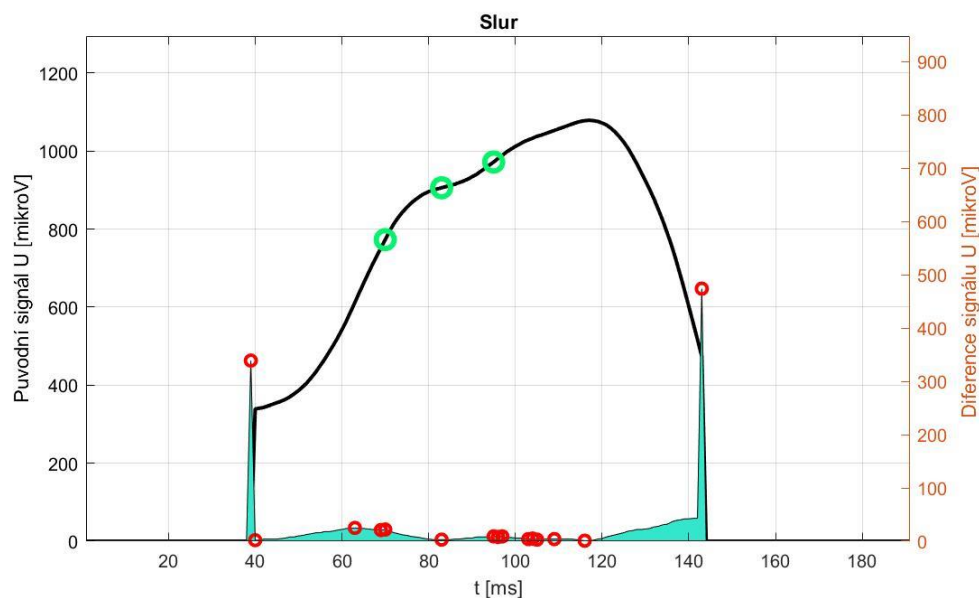
Slur se jeví jako prudká změna náběžné nebo klesající hrany komplexu QRS. K detekci využijeme znalosti rozdílu mezi dvěma sousedními vzorky (diference), k jehož hodnotám se dostaneme za pomoci příkazu `diff`¹⁶. Avšak před jeho samotnou aplikací odstraníme z QRS komplexu příslušného svodu prvních čtyřicet vzorků a taktéž všechny vzorky, které se vyskytují za $\frac{3}{4}$ délky signálu. Tím zajistíme, že slur bude detekován nejdříve ve 40 ms od začátku komplexu QRS a končit nejpozději ve $\frac{3}{4}$ jeho délky. V dalším kroku se zaměříme na získání absolutních hodnot difference signálu. Nízké či nulové hodnoty rozdílů dvou sousedních prvků vypovídají jen o mírné změně sklonu hrany. Vysoké značí opak. Abychom mohli určit, zdali změnu lze považovat za slur,

¹⁵ `findpeaks` – funkce dostupná v prostředí Matlab

¹⁶ `diff` – příkaz v Matlabu, provádí rozdíl mezi sousedními vzorky signálu

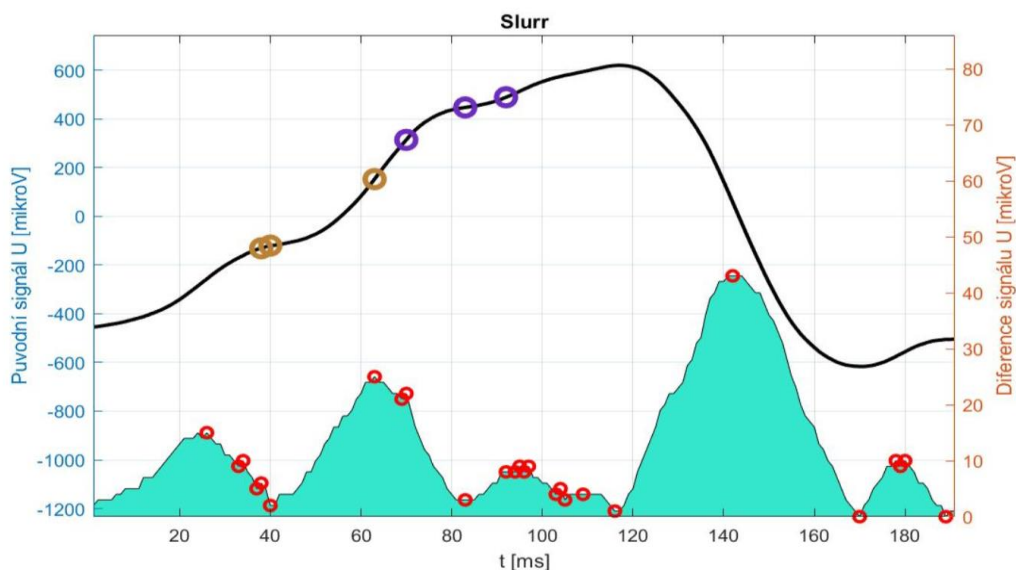
v diferenci vyhledáme lokální maxima a minima s pomocí funkce `islocalmax/islocalmin`¹⁷. Jejich hodnoty spolu s pozicemi uložíme do matice, která bude zavádějící pro správnou funkci algoritmu. Úkol algoritmu je založen na porovnávání tří po sobě jdoucích hodnot z matice a jejich pozic dle námi určené podmínky, jež taktéž zahrnuje pomocné proměnné, které budou mít funkci prahového kritéria. Hodnota prvního a třetího vzorku musí být větší než hodnota vzorku druhého. Docílíme tak prokazatelné změny sklonu hrany (tvar připomínající v diferenci signálu písmeno M). Dále nesmíme opomenout na podmínku omezující začátek slur nejpozději před polovinou trvání QRS komplexu. K upřesnění požadavků definující námi hledaný tvar slur zavedeme proměnné Δx , Δx a Δy . Δx vymezuje minimální vzdálenost mezi prvním a třetím prvkem, Δx nastavuje práh, jenž musí překročit rozdíl druhé a třetí hodnoty a Δy kontrolou hodnoty druhého vzorku omezuje falešnou detekci slur v S kmitu (svod V1 a V2). Pokud jsou podmínky splněny, je přítomen slur.

Na obrázku 14 vidíme správně detekovaný slur vyznačený zelenými kolečky. Dolní oblast obrázku značí diferenci signálu. Červená kolečka představují nadetekované hodnoty a pozice lokálních maxim/minim (pravá osa y/osa x). Původní signál a jeho hodnoty jsou definovány osou x a levou osou y. Lze si povšimnout, že signál splňuje podmínku požadované oblasti detekce slur – hodnoty před 40 ms a po $\frac{3}{4}$ délky trvání QRS byly odstraněny. Obrázek 15 znázorňuje QRS komplex zachovaný v jeho původní délce. Hnědé peaky by neměly být správně detekovány.



Obrázek 14 - Správná detekce slur v komplexu QRS

¹⁷ `islocalmax`, `islocalmin` – funkce vyhledávající maxima a minima v signálu, prostředí Matlab



Obrázek 15 - Detekce slurr v komplexu QRS bez respektování pravidla vymezení správnou oblast detekce

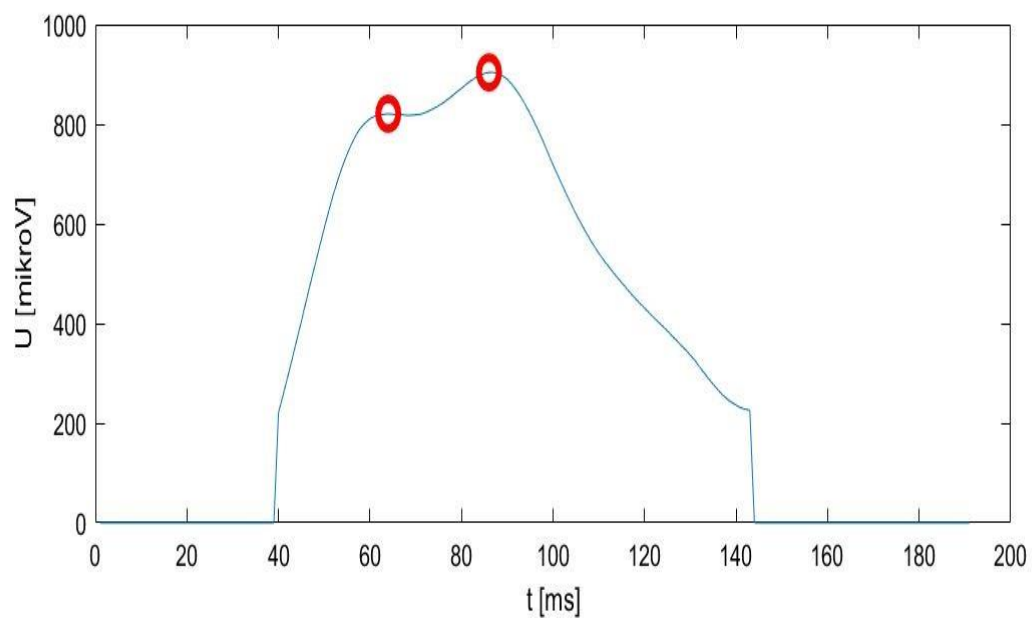
3.1.4 Detekce notch

Vycházejí z poznatku, že notch se jeví jako zářez vyskytující se uvnitř komplexu QRS, příslušný algoritmus vyhodnocuje vzdálenost pozic dvou nadetekovaných peaků. Je nutno připomenout podmínku vymezení oblasti detekce notch, jež obdobně jako slurr musí nastat nejdříve 40 ms od začátku trvání komplexu QRS, ale zároveň před jeho polovinou a končit do $\frac{3}{4}$ signálu.

K detekci kmitů je využita funkce findpeaks, u níž je nastavena minimální hodnota prominence¹⁸. Stejně jako v případě detekce tvaru QS a rS, i zde je nutné signál rozdělit podle nulové izolinie a se zápornou částí pracovat v její absolutní hodnotě. Pokud jsou nadetekovány alespoň dva kmity v kladné i záporné části, proběhne výpočet rozdílu jejich nadetekovaných pozic. Dále je vyhodnocen rozdíl dvou sousedních prvků zvlášť v kladné a záporné části. Hodnoty rozdílu jsou porovnány s prahovou hodnotou, jež byla experimentálně stanovena. V případě, že je rozdíl menší než stanovená mez, je přítomen notch (Obrázek 16). Za podmínky, že dojde k přítomnosti kmitů pouze v jedné z rozdělených částí, proběhne algoritmus jenom v příslušné oblasti.

Pokud je detekován alespoň jeden notch a jeden slurr, nebo alespoň dva notch nebo dva slurr, algoritmus potvrdí přítomnost LBBB.

¹⁸ prominence – relativní výška kmitu, aneb jak moc vyniká vrchol kmitu díky své vnitřní výšce a poloze vzhledem k ostatním vrcholům



Obrázek 16 - Detekce notch na kmitu R. Signál oříznutý o prvních čtyřicet vzorků a o poslední čtvrtinu délky QRS komplexu

4 Diskuze výsledků

V této práci byl realizován algoritmus vedoucí k automatické detekci blokády levého Tawarova raménka. Algoritmus byl optimalizován na trénovací sadě dat. Celkové vyhodnocení úspěšnosti programu a úspěšnost detekce tvaru rS a QS v obou svodech zároveň, proběhlo na 602 dostupných signálech, z nichž polovina byla použita jako trénovací data a polovina jako data testovací. Detekce notch a slur v jednotlivých svodech byla vyhodnocena na sadě trénovacích dat.

K hodnocení dosažených výsledků je využita senzitivita a specifická. Senzitivita (Se) neboli citlivost vyjadřuje úspěšnost, s níž detektor zachytí přítomnost sledovaného jevu¹⁹ u daného subjektu²⁰. Je vypočítána ze vzorce:

$$Se = TP / (TP + FN), \quad (2)$$

kde TP značí počet sledovaného jevu, jež byl správně detekován, a FN počet jevů jež byly chybně označeny jako nepřítomné.

Specifická (Sp) vyjadřuje schopnost detektoru přesně vybrat případy, u nichž zkoumaný jev nenastává. Je dána vztahem:

$$Sp = TN / (TN + FP), \quad (3)$$

kde TN značí počet stavů, které byly správně vyhodnoceny jako negativní a FP, počet stavů, které byly chybně označeny jako přítomné. [18]

4.1 Vyhodnocení tvaru ve svodu V1 a V2

Úspěšnost detekce tvaru QS/rS, a to zároveň v obou svodech (V1 a V2), byla vyhodnocena bez ohledu na délku trvání QRS komplexu (První Straussovo kritérium). Pro oba svody dohromady je úspěšnost detekce na trénovacích datech znázorněna v Tabulka 1. Senzitivita detekce je 98,4 % a specifická 81,25%.

¹⁹ v našem případě se bude jednat o tvar QS/rS, notch, slur a zhodnocení, zda pacient má LBBB

²⁰ subjektem bude signál QRS komplexu a pacient

	Přítomen QS nebo rS	Nepřítomen QS nebo rS
Detekován tvar QS nebo rS	247 TP	9 FP
Nedetekován tvar QS nebo rS	4 FN	39 TN

Tabulka 1 - Vyhodnocení úspěšnosti detekce tvaru QS/rS, trénovací data

V Tabulka 2 je znázorněna úspěšnost detekce provedena na sadě testovacích záznamů. Senzitivita detekce je 98,34 %, specificita 55,74%.

	Přítomen QS nebo rS	Nepřítomen QS nebo rS
Detekován tvar QS nebo rS	237 TP	27 FP
Nedetekován tvar QS nebo rS	4 FN	34 TN

Tabulka 2 - Vyhodnocení úspěšnosti detekce tvaru QS/rS, testovací data

Senzitivita (citlivost detekce) se liší pouze nepatrně, avšak zaznamenali jsme značný pokles specificity (schopnosti detektoru přesně označit vzorky, u nichž není tvar QS nebo rS) o téměř 26 %. Lze tedy usuzovat, že algoritmus je příliš adaptován na trénovací data.

4.2 Vyhodnocení detekce notch/slur

Pro testování funkčnosti algoritmu byla použita trénovací data bez respektování Straussova kritéria o oblasti detekce. V Tabulka 3 je znázorněno vyhodnocení v jednotlivých svodech v momentě, kdy byl algoritmus optimalizován pouze na detekci slur/notch. Poté, co byl algoritmus dokončen a optimalizován na zlepšení výsledků výsledného hodnocení, hodnoty detekce slur/notch v jednotlivých svodech značně poklesly (Tabulka 4).

Parametr	svod I	svod aVL	svod V1	svod V2	svod V5	svod V6
TP	163	166	77	59	167	158
FN	24	18	9	9	13	17
FP	41	43	127	144	45	47
TN	73	73	87	88	75	77
Senzitivita [%]	87,16	90,21	89,76	86,76	92,77	90,28
Specificita [%]	63,71	62,93	40,65	37,9	62,5	62,09

Tabulka 3 - Vyhodnocení v jednotlivých svodech, algoritmus optimalizován pouze na detekci slur/noch

Parametr	svod I	svod aVL	svod V1	svod V2	svod V5	svod V6
TP	45	61	21	14	49	53
FN	142	123	65	54	131	122
FP	16	14	31	51	7	6
TN	97	102	183	181	113	114
Senzitivita [%]	24,06	33,15	24,41	20,58	27,22	30,28
Specificita [%]	85,84	87,93	85,51	78,01	94,167	95

Tabulka 4 - Vyhodnocení v jednotlivých svodech, algoritmus optimalizován na úspěšnost detekce výsledných hodnot

Je zajímavé sledovat změny v nárůstu specificity – schopnosti detektoru označit svody, u nichž není přítomen slur/notch a pokles senzitivity téměř u všech svodů. Pozornost zaměříme především na hodnoty ve svodech V1 a V2. V Tabulka 3 vidíme velké množství nesprávně nadetekovaného útvaru (FP). Nízké hodnoty FP v Tabulka 4 jsou důkazem optimalizace jednoho z kritérií v podmínce pro detekci. Z hodnot ostatních svodů je patrné, že zlepšení detekce ve svodech V1 a V2 je podmíněno snížením senzitivity v ostatních svodech. Soudě dle výsledků je vhodné při detekci slur/notch rozlišovat svody a zavést podmínku týkající se pouze prvních dvou hrudních svodů (V1 a V2).

4.3 Celkové vyhodnocení programu

V této podkapitole je celková funkce algoritmu vyhodnocena na testovací sadě dat, a dále dvakrát na sadě dat trénovacích, u nichž se liší vstupní parametry.

Je třeba podotknout, že na rozdíl od vyhodnocení předchozích pravidel, zde není opomenuto žádné ze Straussových kritérií, celková funkce je tedy podmíněna jednotlivými kroky vyhodnocení. Jak bylo zmíněno v podkapitole Rozměření signálu EKG, čas délky trvání QRS komplexu získáme rozdílem QRsonset a QRsoffset. Na základě porovnání správné délky trvání QRS komplexu (hodnoty obsažené v souboru excel) a té naměřené, byla vypočtena průměrná odchylka 15 ms. Kvůli vzniklé odchylce jsou některé záznamy chybně analyzovány již v prvním kroku, což je vidno v následujících tabulkách. V Tabulka 5 je celkové vyhodnocení přítomnosti LBBB s využitím správné délky trvání QRS komplexu, u níž je senzitivita detekce 69,07 % a specificita 73,89 %.

	Přítomna LBBB	Nepřítomna LBBB
Detekována LBBB	67 TP	55 FP
Nedetekována LBBB	30 FN	150 TN

Tabulka 5 - Celkové vyhodnocení přítomnosti LBBB, správný čas délky trvání QRS komplexu, trénovací data

Tabulka 6 je znázorněním úspěšnosti detekce v případě, kdy využijeme nepřesných hodnot naměřeného času. Senzitivita detekce poklesla na 68,81% a specificita na 67,63%. Bylo by vhodné zaměřit se na přesnější rozměření signálu a eliminovat tak odchylky v délce trvání QRS komplexu.

	Přítomna LBBB	Nepřítomna LBBB
Detekována LBBB	65 TP	64 FP
Nedetekována LBBB	28 FN	143 TN

Tabulka 6 - Celkové vyhodnocení přítomnosti LBBB, naměřený čas délky trvání QRS komplexu, trénovací data

Tabulka 7 je výsledek testování provedený na testovací sadě dat. K dispozici nebyly údaje o pohlaví pacienta, proto byl v prvním pravidle upraven práh na hodnotu 130 ms pro obě pohlaví. Lze očekávat, že tímto faktem budou výsledky mírně zkresleny. Hodnota senzitivity je 62,18 % a specificity 73,97 %.

	Přítomna LBBB	Nepřítomna LBBB
Detekována LBBB	97 TP	38 FP
Nedetkována LBBB	59 FN	108 TN

Tabulka 7 - Celkové vyhodnocení přítomnosti LBBB, snížený práh prvního pravidla na 130 ms pro obě pohlaví, testovací data

Pokud porovnáme hodnoty z Tabulka 5 a Tabulka 7, všimneme si v druhém případě poklesu senzitivity. Pokud opomeneme snížený práh, pokles je pravděpodobně způsoben přílišnou adaptací algoritmu na trénovací data.

Na základě těchto tří vyhodnocení a jejich průměrných hodnot lze říci, že program funguje s 66,7 % senzitivitou a 71,83 % specificitou.

Pokud program vyhodnotí přítomnost LBBB jako pozitivní, lze na 72% potvrdit, že je přítomna. V opačném případě (negativní LBBB), máme pouze 67 % jistotu, že pacienti nemají blokádu levého Tawarova raménka.

Na základě detekce nelze 100% určit pacienta, jenž je vhodný pro léčbu CRT. Je vhodné nevyházet pouze ze záznamu EKG a provést pacientovi další vyšetření – echokardiografie, rentgen hrudníku či intrakardiální mapování srdce.

Závěr

Tato práce je vypracována na základě bodů vstupního zadání bakalářské práce. Jednotlivé body zahrnují zpracování literární rešerše, získání znalostí v oblasti zpracování a vyhodnocení EKG signálu, návrh a vytvoření konkrétní formy zpracování problému, včetně závěrečného vyhodnocení.

V kapitole Návrh zpracování signálu je navržen obecný algoritmus pro automatickou detekci blokády levého Tawarova raménka a popsán způsob realizace a optimalizace jeho jednotlivých částí, a to zejména detekce tvaru QS/rS, notch a slur.

Algoritmus je realizován v programovém prostředí Matlab. Jednotlivé části celého algoritmu byly průběžně testovány a optimalizovány na 299 záznamech z trénovací sady databáze THEW. Následně proběhlo testování celkové úspěšnosti detekce tvaru QS/rS a vyhodnocení detekce LBBB (přítomna/nepřítomna) na trénovacích a testovacích datech (302 záznamů), z níž je zřejmé, že algoritmus byl příliš adaptován na trénovací data. Vyhodnocení přítomnosti slur nebo notch v jednotlivých svodech proběhlo dvakrát na sadě testovacích dat s jinak upravenými parametry podmínky detekce.

Celková senzitivita algoritmu je 66,7 % a specifická 71,83 %. Nepříliš vysoké hodnocení úspěšnosti může být podmíněno nepřesným rozměřením EKG signálu, či přílišnou optimalizací jednoho z parametrů pouze na určité svody.

Literatura

- [1] ZEMAN, Karel. *Poruchy srdečního rytmu v intenzivní péči*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1996. ISBN 80-701-3222-1
- [2] ŠTEJFA, Miloš. *Kardiologie*. 3., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2007. ISBN 978-80-247-1385-4.
- [3] SASTRE PÉREZ, Iván José a Ricardo PÉREZ GALÁN. *Anatomía y fisiología del corazón* [online]. s. 15 [cit. 2019-01-03]. Dostupné z: <https://www.faeditorial.es/capitulos/infarto-miocardio.pdf>
- [4] TORTOSA MORENO, Avelina. Sistema cardiovascular. Anatomía. In: *Infermera Virtual* [online]. [cit. 2019-01-03]. Dostupné z: <https://www.infermeravirtual.com>
- [5] BAYÉS DE LUNA, Antoni. *Manual de electrocardiografía básica* [online]. [cit. 2018-10-15]. ISBN 978-84-936320-8-3.
- [6] BERNACIKOVÁ, Martina, et al. *Fyziologie člověka pro studenty bakalářských oborů Tělesné výchovy* [online]. Brno: Fakulta sportovních studií, Masarykova univerzita, 2017 [cit. 2018-10-15]. ISBN 978-80-210-7697-6.
- [7] HAMPTON, John R. *EKG stručně, jasně, přehledně*. Vyd. 2., rozš. Praha: Grada, 1996. ISBN 80-247-0960-0.
- [8] DUQUE R., Mauricio a Boris E. VESGA. *Electrocardiografía* [online]. Colombia: Sociedad Colombiana de Cardiología y Cirugía Cardiovascular, 2008 [cit. 2018-10-17]. ISBN 978-958-98393-0-0.
- [9] HABERL, Ralph. *EKG do kapsy*. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-4192-5.
- [10] 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), 927-934.
- [11] POSPÍŠIL, D., M. SEPŠI a M. KOZÁK. *Ischemie a infarkt myokardu při poruchách nitrokomorového vedení na elektrokardiogramu* [online]. 28.11.2017, 10 [cit. 2018-12-30]. Dostupné z: <http://www.kardiologickarevue.cz/kardiologicka-revue-clanek/ischemie-a-infarkt-myokardu-pri-poruchach-nitrokomoroveho-vedeni-na-elektrokardiogramu>
- [12] KETTNER, Jiří a Josef KAUTZNER. *Akutní kardiologie*. Praha: Mladá fronta, 2016. ISBN 978-80-204-3867-6.
- [13] HAMAN, Petr. Přehled svodů užívaných v EKG. In: *Výukový web EKG* [online]. [cit. 2019-01-02]. Dostupné z: <http://ekg.kvalitne.cz/svody.htm>
- [14] CADOGAN, Mike. ECG Axis Interpretation. In: *Life in the Fast Lane* [online]. 2018 [cit. 2018-12-31]. Dostupné z: <https://litfl.com/ecg-axis-interpretation/>

- [15] Teorie EKG. *EKG učebnice* [online]. [cit. 2019-01-02]. Dostupné z: <http://www.ucebnice-ekg.cz/>
- [16] SMÍŠEK, Radovan, Pavel JURAK, Ivo VISCOR, Josef HALAMEK a Filip PLESINGER. Fully automatic detection of strict left bundle branch block. *Journal of Electrocardiology* [online]., 4 [cit. 2019-01-03]. ISSN 0022-0736.
- [17] VÍTEK, Martin. *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.
- [18] Epidemiologie: výukové texty pro studenty 1. LF UK. Praha: Karolinum, 2002. ISBN