



# 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

## DETEKCE KOMPLETNÍ BLOKÁDY LEVÉHO TAVAROVA RAMÉNKA

DETECTION OF TRUE COMPLETE LEFT BUNDLE BRANCH BLOCK

### BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

### AUTOR PRÁCE

AUTHOR

**Kamila Chocholáčová**

### VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

**Ing. Radovan Smíšek**

**BRNO 2017**



# Bakalářská práce

bakalářský studijní obor **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

**Studentka:** Kamila Chocholáčová

**ID:** 170264

**Ročník:** 3

**Akademický rok:** 2016/17

**NÁZEV TÉMATU:**

## Detekce kompletní blokády levého Tawarova raménka

**POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:**

1) Seznamte se s elektrofyziologií srdce a s patologií blokáda levého Tawarova raménka. 2) Navrhněte algoritmy pro automatickou detekci Straussových kritérií pro diagnostiku kompletní blokády levého Tawarova raménka. 3) Vytvořte databázi komplexů QRS pro testování algoritmů. 4) Realizujte algoritmy v programovém prostředí MATLAB. 5) Algoritmy otestujte na vytvořené databázi komplexů QRS a dle výsledků optimalizujte. 6) Diskutujte dosažené výsledky.

**DOPORUČENÁ LITERATURA:**

[1] 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.

[2] 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.

**Termín zadání:** 6.2.2017

**Termín odevzdání:** 2.6.2017

**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 bakalářské práce je seznámit se s teorií elektrofyzologie srdce a s patologií blokády levého Tawarova raménka (LBBB). Dále vytvořit anotovanou databázi komplexů QRS pro testování algoritmů pro detekci LBBB. Tyto algoritmy navrhnout a otestovat je. Detekce LBBB je důležitá, protože se jedná o důležitý prediktor úspěšnosti resynchronizační léčby. Konvenční kritéria pro detekci nejsou pro tento účel použitelná z důvodu nízké přesnosti, proto byla vytvořena Straussova kritéria, která jsou více přesná. Vytvořený program se řídí pomocí těchto kritérií. Celkové vyhodnocení úspěšnosti detekce algoritmu je 100 % senzitivita a 69 % specificita. Můžeme tedy se 100 % jistotou určit, kteří pacienti LBBB nemají.

**Klíčová slova:** elektrofyzologie srdce, konvenční kritéria, Straussova kritéria

## Abstract

The aim of this bachelor thesis is to get acquainted with the theory regarding electrophysiology of the heart and the pathology of Left Bundle Branch Block, LBBB for short. One of the goals is to make annotated database of QRS complexes for testing the LBBB algorithms. Next step will be to write and test these algorithms. Detection of LBBB is important, because it is one of the predictors of successfulness of resynchronization therapy. Conventional criteria for detection are not usable because of their low accuracy, that is why Straus' criteria had been made, those are way more accurate. This programme will abide these criteria. The overall evaluation of successfulness of this algorithm's detection is 100 % sensitivity and 69 % specificity. Therefore we can determine which patients do not suffer from LBBB without the risk of being wrong.

**Keywords:** electrophysiology of the heart, conventional criteria, Strauss criteria

CHOCHOLÁČOVÁ, K. *Detekce kompletní blokády levého Tawarova raménka*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2017. 41 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Radovan Smíšek.

# Prohlášení

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci na téma Detekce kompletní blokády levého Tawarova raménka 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 bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením tohoto projektu 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. 40/2009Sb.

V Brně dne .....

.....

Kamila Choholáčová

# Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce Ing. Radovanu Smíškovi za odborné vedení práce, cenné rady, věcné připomínky a vstřícnost při konzultacích a vypracování bakalářské práce. Dále děkuji rodině, která mě podporovala během mého studia.

V Brně dne .....

.....

Kamila Choholáčová

# Obsah

<b>Seznam obrázků</b>	<b>8</b>
<b>Seznam tabulek</b>	<b>9</b>
<b>Použité zkratky</b>	<b>10</b>
<b>Úvod</b>	<b>11</b>
<b>1 Srdce</b>	<b>12</b>
1.1 Anatomie srdce.....	12
1.2 Vedení vzruchu .....	13
1.3 Elektrokardiografie.....	14
1.3.1 Elektrody a svody .....	14
1.3.2 Elektrokardiogram.....	15
1.4 Blokáda levého Tawarova raménka .....	17
1.4.1 Konvenční kritéria.....	18
1.4.2 Straussova kritéria .....	19
1.4.3 Automatická detekce Straussových kritérií.....	20
1.5 Filtrace EKG .....	22
<b>2 Praktická část</b>	<b>23</b>
2.1 Obecné blokové schéma detekce LBBB .....	23
2.2 Databáze komplexů QRS .....	23
2.3 Navržený detekční algoritmus.....	26
2.3.1 Detekce mid-notch .....	29
2.3.2 Detekce slurr .....	31
<b>3 Diskuze výsledků</b>	<b>33</b>
3.1 Vyhodnocení tvaru ve svodu V1 a V2 .....	33
3.2 Vyhodnocení detekce mid-notch.....	34
3.3 Vyhodnocení detekce slurr.....	36

3.4	Celkové vyhodnocení programu .....	38
<b>Závěr</b>		<b>39</b>
<b>Literatura</b>		<b>40</b>

# Seznam obrázků

Obrázek 1 Anatomie srdce (převzato z [1])

Obrázek 2 Převodní systém srdeční (převzato z [3])

Obrázek 3 Elektrokardiogram (převzato z [5])

Obrázek 4 LBBB (převzato a upraveno z [14])

Obrázek 5 Ukázka 3 D mapování pomocí CARTO (převzato z [16])

Obrázek 6 Biventrikulární kardioverter-defibrilátor (převzato z [41])

Obrázek 7 Obecné blokové schéma detekce LBBB

Obrázek 8 Komplex QRS bez patologií

Obrázek 9 QRS komplex s mid-notch

Obrázek 10 Komplex QRS se slurr

Obrázek 11 Změřená délka trvání komplexu QRS

Obrázek 12 Tvary QS a rS (převzato a upraveno z [4])

Obrázek 13 Blokové schéma celého algoritmu

Obrázek 14 Průběh difference signálu

Obrázek 15 Rozměřený komplex QRS, bereme úsek mezi červenou a modrou linií

Obrázek 16 Komplex QRS s detekovaným notch v kladném segmentu; počátek detekce (červená čára), konec detekce (modrá čára), nulová izolinie (černá čára), detekovaná změna extrémů (červená kolečka), smazané změny extrémů (zelená kolečka)

Obrázek 17 Komplex QRS, u něhož byl nadetekovaný slurr

Obrázek 18 Směrnice sestupné části komplexu QRS z Obrázek 17



# Seznam tabulek

Tabulka 1 Výsledná senzitivita a specificita programu (převzato a upraveno z [12])

Tabulka 2 Úspěšnost detekce tvaru ve svodu V1

Tabulka 3 Úspěšnost detekce tvaru ve svodu V2

Tabulka 4 Celková úspěšnost detekce tvaru v obou svodech

Tabulka 5 Přítomnost notch ve svodu I

Tabulka 6 Přítomnost notch ve svodu aVL

Tabulka 7 Přítomnost notch ve svodu V1

Tabulka 8 Přítomnost notch ve svodu V2

Tabulka 9 Přítomnost notch ve svodu V5

Tabulka 10 Přítomnost notch ve svodu V6

Tabulka 11 Celková přítomnost notch

Tabulka 12 Přítomnost slurr ve svodu I

Tabulka 13 Přítomnost slurr ve svodu aVL

Tabulka 14 Přítomnost slurr ve svodu V1

Tabulka 15 Přítomnost slurr pro svod V2

Tabulka 16 Přítomnost slurr pro svod V5

Tabulka 17 Přítomnost slurr pro svod V6

Tabulka 18 Přítomnost LBBB

## Použité zkratky

AV	atrioventrikulární
CRT	resynchronizační léčba
EKG	elektrokardiogram
LBBB	Blokáda levého Tawarova raménka
SA	sinoatriální
Se	senzitivita
Sp	specifická

# Úvod

V posledních letech se v oboru elektrokardiografie zaznamenaly značné posuny v automatické detekci arytmií. Jedná se např. o epizodní záznamník, který kontinuálně sleduje průběh EKG a při zjištění arytmiie signál nahraje.

Automatizace detekce arytmií značně urychluje práci popisujících lékařů a zpřesňuje diagnózu. Programy, které jsou testovány, mají vysokou senzitivitu i specifitu.

Cílem této bakalářské práce je vytvořit program, který bude automaticky detekovat úplnou blokádu levého Tawarova raménka. Tento algoritmus se bude řídit Straussovými kritérii. Konvenční kritéria se prokázala jako nedostatečná, proto je Straussova kritéria zpřesňují. Nyní se testuje souvislost mezi LBBB a účinností resynchronizační terapie. Podle studií může být léčba jen u pacientů, kteří mají LBBB, plně účinná. Tato terapie se používá u některých nemocných s dlouhodobými projevy srdečního selhávání.

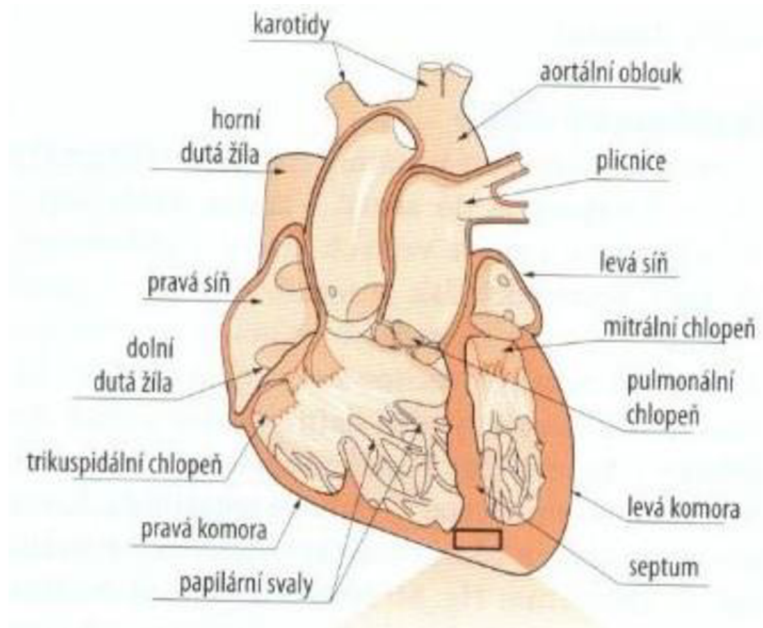
Bakalářské práce popisuje teoretické poznatky o srdci a vedení vzruchů v něm. Více podrobně je popsána kapitola o elektrokardiografii, která je nezbytná pro porozumění konvenčních i Straussových kritérii. Dále se práce zabývá návrhem blokového diagramu pro algoritmus. Další částí je databáze záznamů EKG pacientů. Do databáze jsou zařazeni pacienti, kteří mají LBBB i pacienti, kteří nemají žádné patologie v EKG. Jsou uvedeny ukázky komplexů QRS bez patologie, s notch a se slurr. Poté jsou teoretické poznatky převedeny do praxe a je naprogramován algoritmus, který detekuje LBBB podle Straussových kritérii. Části algoritmu jsou popsány. Poslední částí bakalářské práce je diskuze výsledků, které byly dosaženy, pro každé kritérium zvlášť, a následně je vyhodnocena i celková úspěšnost detekce LBBB. Algoritmus pracuje se senzitivitou 100 % a se specifitou 69 %.

# 1 Srdce

## 1.1 Anatomie srdce

Srdce je dutý svalový orgán, uložený asymetricky v mezihrudí, dvě třetiny leží vlevo a jedna třetina vpravo od střední čáry. Má tvar trojboké pyramidy. Skládá se ze čtyř oddílů. Dvou tenkostěnných síní a dvou komor se silnou svalovinou. Síně jsou od komor odděleny svazkem fibrózní pojivové tkáně, který tvoří kostru pro připojení svalů a zasazení srdečních chlopní. Zabraňuje vedení vzruchu mezi síněmi a komorami mimo atrioventrikulární uzel. [1], [2]

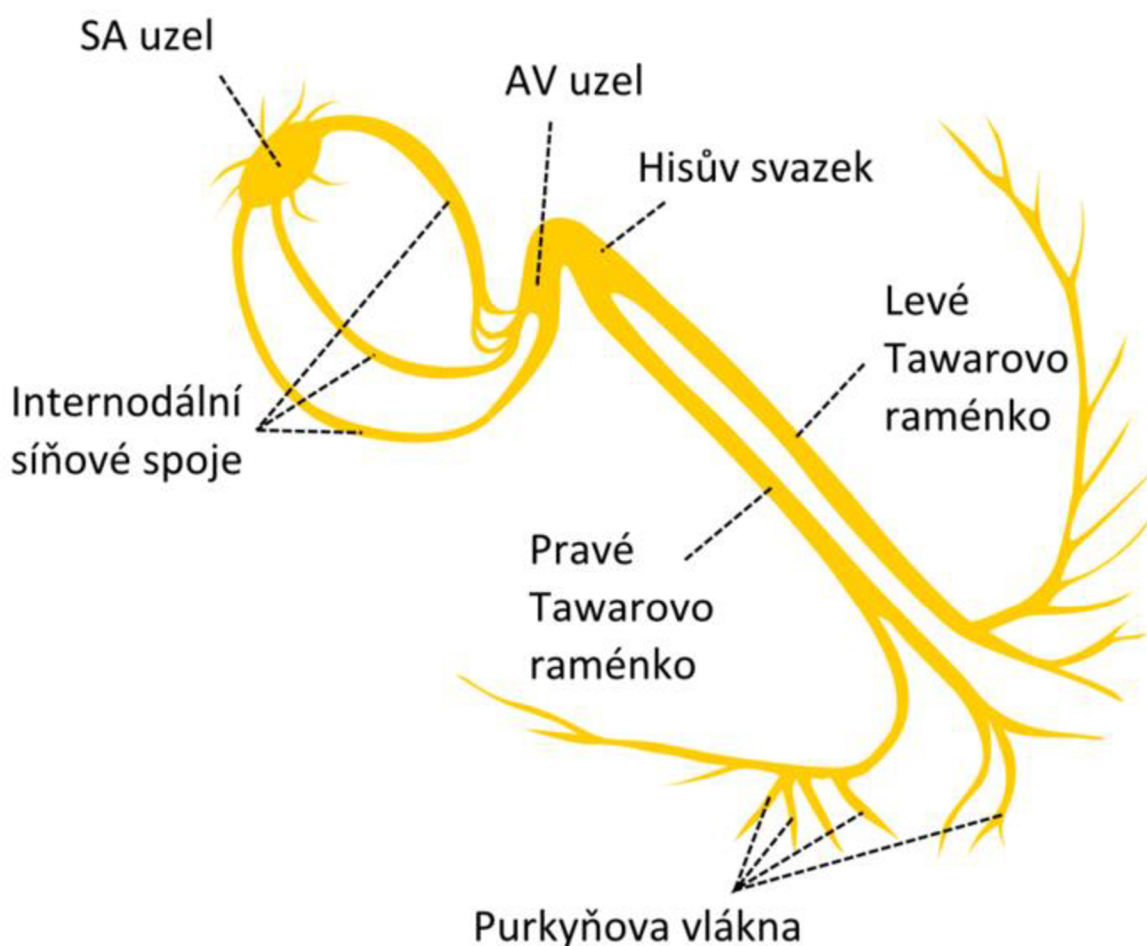
Horní a dolní dutá žíla přivádějí do pravé síně srdce odkysličenou krev z horní a dolní poloviny těla. Krev proudí z pravé síně do pravé komory přes trikuspidální (trojcípou) atrioventrikulární (AV) chlopeň a z levé síně do levé komory přes mitrální AV chlopeň. Do pravé síně ústí horní a dolní dutá žíla. Z pravé komory vystupuje plicní kmen. Do levé síně vstupují čtyři žíly plicní, které přivádějí okysličenou krev z plic. Z levé komory vystupuje srdečnice (aorta) (viz Obrázek 1). [1], [2]



Obrázek 1 Anatomie srdce (převzato z [1])

## 1.2 Vedení vzruchu

Srdeční stah je spouštěn v sinoatriálním (SA) uzlu, oblasti specializovaných myocytů v pravé síni v blízkosti koronárního sinu. Spontánní depolarizace SA uzlu zajišťuje impulzy pro kontrakci srdce. Akční potenciály v SA uzlu aktivují přilehlé myocyty přes štěrbinová spojení. Vlna depolarizace a kontrakce se šíří svalovinou síní. AV uzel zabraňuje přímému šíření na komoru. Nachází se mezi pravou síní a komorou blízko síňového septa. AV uzel obsahuje malé buňky, které vedou impuls pomalu. Impulz je přenesen z AV uzlu specializovanými velkými a rychle vedoucími myocyty Hisova svazku přes levé a pravé Tawarovo raménko, které se postupně rozpadají v síť Purkyňových vláken, jimiž je vzruch šířen po vnitřním povrchu obou komor. Odtud přechází vlna depolarizace a kontrakce z myocytu na myocyt, dokud se neaktivuje celá komorová svalovina. Převodní systém srdeční je na Obrázek 2. [1], [2]



Obrázek 2 Převodní systém srdeční (převzato z [3])

## 1.3 Elektroardiografie

### 1.3.1 Elektrody a svody

Změny potenciálů v činném srdci zachycujeme pomocí elektrod a vodivých kabelů. Elektroardiogram (EKG) je zaznamenáván na speciální papír nebo na obrazovku. První fázi tvoří depolarizace septa zleva doprava. Depolarizace komor tvoří druhou fázi. [5], [7]

Při zápisu elektroardiogramu užíváme běžně 12 svodů, které můžeme doplnit dalšími. Křivky z jednotlivých svodů jsou zaznamenávány buď postupně nebo současně z více svodů. [5]

#### 1.3.1.1 Standardní bipolární končetinové svody

Standardní bipolární končetinové svody jsou též nazývané Einthovenovy svody. Křivku snímáme elektrodami umístěnými na pravou a levou horní končetinu a na levou dolní končetinu. Elektroda umístěná na pravé dolní končetině slouží jako elektroda uzemňovací. [1], [5]

Klasické EKG zobrazeno pomocí Einthovenova trojúhelníku zaznamenává napětí mezi pravou horní a levou horní končetinou (svod I), pravou horní a levou dolní končetinou (svod II.) a levou horní a levou dolní končetinou (svod III). [1], [5]

#### 1.3.1.2 Unipolární svody

Měří rozdíly potenciálů z jednoho místa (diferentní elektroda) proti druhému místu (indiferentní elektroda). Diferentní elektroda se umístí na povrchu těla a na negativní vstup galvanometru se přivede nulové napětí. Na povrchu těla neexistuje místo s trvale nulovým napětím. Taková elektroda by musela ležet v nekonečné vzdálenosti od zdroje. Podle Kirchhoffova zákona je součet všech proudů, které tvoří uzavřený kruh, roven nule, toto splňují tři končetinové svody. Wilson toho využil a všechny je spojil do jednoho bodu a vytvořil tzv. centrální svorku. Zapojením se bohužel získá jen 58 % hodnoty napětí při porovnání s bipolárním zapojením. [4]

Toto zapojení modifikoval Goldberger, který odpojil od centrální svorky vždy končetinu zapojenou současně na měřicí elektrodu a z obou dalších končetin odpojil vložený odpor. Jeho centrální svorka již nemá nulové napětí a je posunuta z elektrického středu srdce mezi obě končetiny. Nazývají se zesílené, jejich napěťový zisk je 87 %. [4]

### 1.3.1.3 Jícnové svody

Snímáme je speciálně upravenou unipolární elektrodou, kterou zavádíme ústy či nosem do jícnu, tak že se nachází v bezprostředním sousedství zadní strany srdce. Elektroda je napojena na kabel některého z hrudních svodů. Jícnové svody jsou vhodné k analýze některých arytmií, které se dostatečně zřetelně nezobrazí v obvykle užívaných svodech. [5]

### 1.3.2 Elektrokardiogram

Elektrokardiogram je záznam elektrického napětí vzniklého srdeční aktivitou v závislosti na čase. EKG je nejznámější elektrický biologický signál a také nejrozsáhleji diagnosticky využívaný. Rytmiický signál, obsahuje pomalé i rychlé změny. V obecné formě jej tvoří několik časových funkcí. Může být chápán jako vícerozměrná funkce a zobrazován i v redukovaném počtu souřadnic. [9]

V EKG se setkáváme s různými typy výchylek ve vertikálním směru na obě strany od základní tzv. izoelektrické linie křivky. Výchylky mířící vzhůru označujeme jako pozitivní, výchylky směrem dolů od této linie jako negativní. Pozitivní výchylka vzniká, když se elektrický podnět v srdci blíží ke snímané elektrodě, negativní pak, když se podnět od ní vzdaluje. Rychlé, ostře a tence kreslené výchylky nazýváme kmity (Q, R, S), pozvolnější jsou vlny (P, T, U). [5]

Při obvyklé klinické praxi zapisujeme křivku EKG na speciální papír opatřený rastrem, který umožňuje změření časových intervalů a výšky či hloubky výchylek. Elektrokardiograf pracuje ve standardních mírách – standardní rychlost ( $25 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$ ) a papírem se standardními čtverečky. Velký čtvereček odpovídá 0,2 sekundy, takže pět velkých čtverečků je rovno 1 sekundě a 300 čtverečků odpovídá 1 minutě. Pokud se komplex QRS objevuje pravidelně jednou ve velkém čtverečku, srdeční frekvence je 300/min. [8]

Vlna P (viz Obrázek 3) odpovídá za normálních okolností rozptylu elektrického podráždění (depolarizace) ze sinusového uzlu po svalovině pravé a levé síně. Tvoří ji oblá pomalá výchylka směřující nejčastěji vzhůru od izoelektrické roviny křivky. Fyziologicky netrvá déle než 0,11 s a nebývá větší než 2,5 mm (0,25 mV). [5]

Interval PQ (viz Obrázek 3) je časový úsek od začátku vlny P po začátek komplexu QRS. Jeho trvání je projevem vedení vzruchu od SA uzlu přes svalstvo síní (AV uzlu). V AV uzlu se postup vzruchu fyziologicky zpomaluje, aby kontrakce síní v dostatečném časovém předstihu předcházela kontrakci komor. [7]

Komplex QRS (viz Obrázek 3) je soubor po sobě jdoucích rychlých kmitů s postupnou depolarizací obou srdečních komor. Nejprve se depolarizuje septum z větve levého Tawarova raménka, pak jsou současně aktivovány subendokardiální vrstvy obou komor a odtud se šíří podráždění napříč pracovním myokardem k epikardu. Komplex QRS se skládá ze tří kmitů –

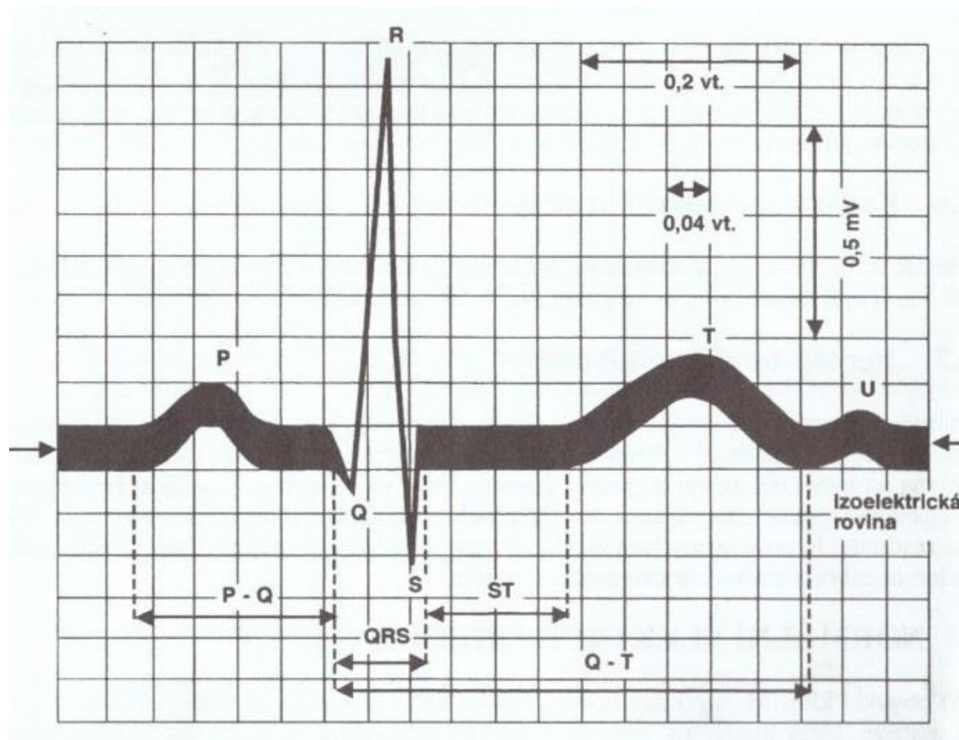
Q, R a S. Odklon od osy dolů (negativní kmit) před kmitem R se nazývá kmit Q. Pozitivní kmit (výchylka nahoru) se označuje jako kmit R, a to nezávisle na tom, zda mu předchází či nepředchází kmit Q. Odklon od osy směrem dolů následující po kmitu R se nazývá kmit S. komplex QRS netrvá fyziologicky déle než 0,10 s. [3], [5]

Úsek ST (viz Obrázek 3) leží mezi koncem kmitu S nebo R, pokud není S vytvořeno, a počátkem vlny T. Představuje fázi mezi koncem úplné depolarizace komor a mezi nástupem jejich repolarizace. [5]

Vlna T (viz Obrázek 3) je pomalá pozitivní nebo negativní výchylka provázející ústup elektrického podráždění komorové svaloviny, tedy repolarizaci komor. [5]

Vlna U (viz Obrázek 3) se objevuje na křivce za vlnou T jako pozitivní či negativní oblá, nepřiliš výrazná vlna. Dodnes se přesně neví, proč vzniká. Zřejmě je projevem repolarizace vnitřních vrstev myokardu. [5]

Interval QT (viz Obrázek 3) je čas od začátku kmitu Q po konec vlny T. Zahrnuje tedy trvání depolarizace i repolarizace komor. Fyziologické hodnoty při běžných srdečních frekvencích jsou 0,34 – 0,42 s. Mění se s rychlostí činnosti srdce. Se zvyšováním srdeční frekvence se trvání intervalu zkracuje, naopak se zpomalující se aktivitou srdce se prodlužuje. [7]

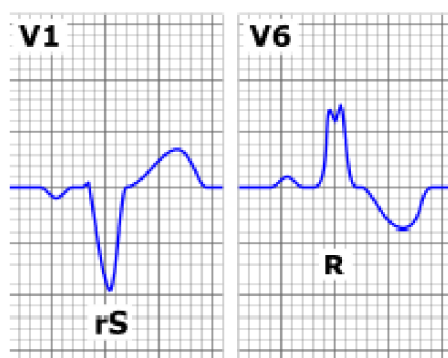


Obrázek 3 Elektrokardiogram (převzato z [5])



## 1.4 Blokáda levého Tawarova raménka

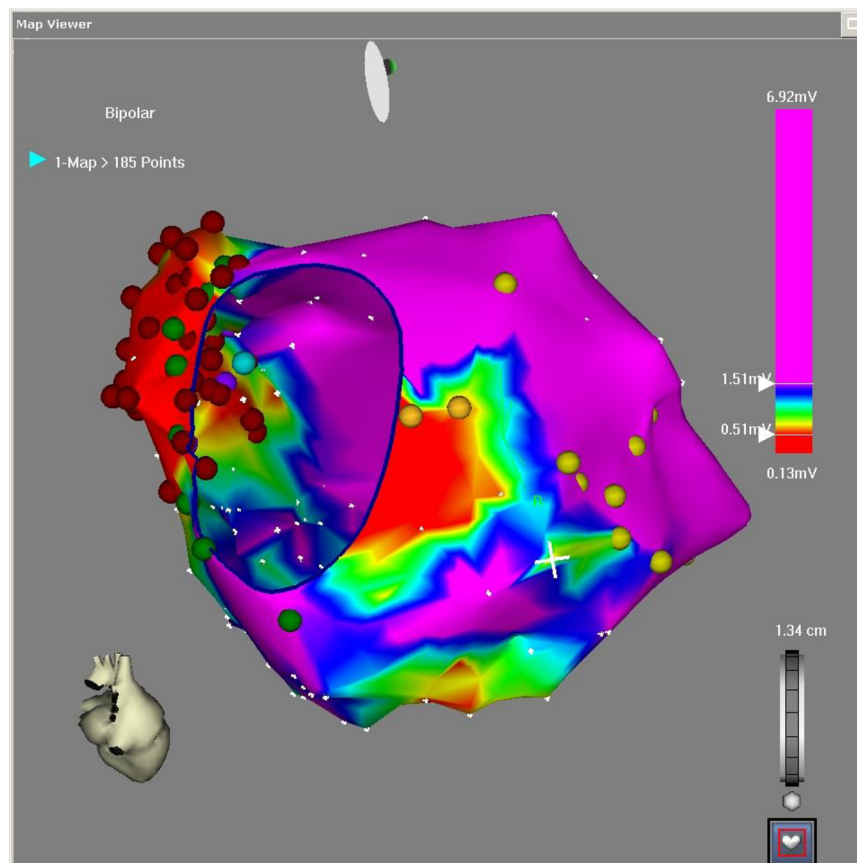
Při blokádě levého Tawarova raménka (LBBB) je narušené vedení přes levé Tawarovo raménko, proto se levá komora aktivuje později, až po přímém prostupu depolarizační vlny z pravé komory. Iniciální fáze komorové depolarizace probíhá opačně než fyziologicky zprava doleva. Depolarizace levé komory se projeví jako menší či větší zářez v komplexu QRS. Vektor QRS potom probíhá ve směru zpomalené depolarizace na levou komoru, čemuž odpovídá horizontální poloha elektrické osy se širokým, rozštěpeným nebo vroubkovaným R. LBBB je nejlépe diagnostikovatelná ve svodu V6, kde vzniká obraz „M“ (viz Obrázek 4). Blokáda levého Tawarova raménka se vyskytuje i u osob, které nemají jinou srdeční chorobu. Častěji se ale vyskytuje u nemocných s kardiomyopatií, hypertenzí a ischemickou chorobou. Vyskytuje se i v rámci specifických degenerativních poruch vodivého systému (Levova a Lenegrova choroba). [7]



Obrázek 4 LBBB (převzato a upraveno z [14])

Pro diagnostiku LBBB z EKG bylo navrženo několik kritérií. Běžně uznávaná jsou tzv. konvenční kritéria. Pro jejich vysokou chybovost jsou hledána jiná kritéria např. Straussova, kterými se zabývá tato práce. Při detekci LBBB z EKG je nutné doplnit další vyšetření pro vyloučení aortální stenózy, kardiomyopatie, ischemické choroby srdeční a zjištění velikosti srdce. K těmto vyšetřením patří rentgen hrudníku a echokardiografie. Mezi další metody, kterými se detekuje LBBB patří intrakardiální mapování. [6]

Při intrakardiálním vyšetřování se nejčastěji používá 3D elektroanatomické mapování, které spočívá v trojrozměrném zobrazení anatomie studované srdeční dutiny spolu s informací o šíření elektrické aktivity v této dutině. Pomocí 3D mapovacích systémů je možné zobrazit arytmogenní substrát, znázornit polohu katetrů v srdečních dutinách. Nespornou výhodou je snížení nutnosti použití skioskopie při manipulaci s katétry. Nejčastěji používané systémy jsou CARTO (viz Obrázek 5) nebo EnSite NavX. [15]



Obrázek 5 Ukázka 3 D mapování pomocí CARTO (převzato z [16])

#### 1.4.1 Konvenční kritéria

Podle konvenčních kritérií je při LBBB zachován sinusový rytmus s mírným prodloužením intervalu PR. Depolarizace probíhá zprava doleva, což způsobí ztrátu kmitu Q. Komplexy QRS mají zářezy ve kmitu R. Negativní vlny T jsou součástí ramínkové blokády a nemají jiný význam. Případně se může vyskytnout deviace osy doleva. Pokud je přetížena pravá komora, na signálu se mohou objevit hrotnaté vlny T nebo perzistující S kmity. [6]

Při kompletní blokádě trvá komplex QRS od 120 do 200 ms. Neúplná blokáda se projevuje hraničním trváním QRS tj. 120 ms. Charakteristické je tupé, případně lehce vroubkované R. Pouze 2/3 pacientů, kteří mají diagnostikovanou LBBB konvenčními kritérii mají na EKG prodloužený interval mezi pravou komorou (RV) a levou komorou (LV) nad 40 ms. Diagnostikování LBBB z EKG konvenčními kritérii může být doprovázeno chybovostí až 30 %. Lepší je použít intrakardiální mapování. [7], [10]

### 1.4.2 Straussova kritéria

LBBB je dle Straussových kritérií diagnostikováno u pacientů, jejichž EKG splňuje následující podmínky:

- Mid-notched nebo Slurred QRS se nachází alespoň ve dvou svodech z I, aVL, V1, V2, V5 a V6. Mid-notch je zářez nacházející se uvnitř komplexu QRS. Mid-notch nacházející se ve svodu V1 a V2 může být viděn i na Q nebo S kmitu. Slurr je prudká změna sklonu náběžné nebo klesající hrany komplexu QRS. Přesná definice mid-notch a slurr není v odborné literatuře stanovená. [11]
- Komplex QRS má ve svodu V1 tvar QS nebo rS. [11]
- Podle konvenčních kritérií trvá komplex QRS více jak 120 ms. Tento údaj se podle Straussových kritérií upřesnil. Pro muže má být delší než 140 ms a u žen více než 130 ms. U mužů je tento práh větší, protože muži mají větší srdce a tím i delší dobu depolarizace. Při normálním vedení má QRS délku  $92,7 \pm 9,3$  ms pro muže a  $87,1 \pm 8,7$  ms pro ženy. [11]
- Podle konvenčních kritérií absence Q vlny značí LBBB. Přítomnost Q vlny, ležící ve svodech I, V5 a V6 nevylučuje dle Straussových kritérií diagnózou LBBB. Bylo prokázáno, že přítomnost Q kmitu může kvantifikovat fibrózu. [11]
- Notch musí být detekován 40 ms od začátku trvání komplexu QRS do  $\frac{3}{4}$  signálu. [11]

Je pravděpodobné, že pouze pacienti s LBBB mohou mít plně funkční terapii CRT. CRT je srdeční resynchronizační léčba. Používá se u některých nemocných s dlouhodobými projevy srdečního selhávání. Část těchto nemocných má pomalou elektrickou aktivaci komorové svaloviny. Jestliže toto zpomalení přesáhne určitou mez, lze hovořit o poruše synchronie elektrické aktivace či o dyssynchronii. Dyssynchronie se dá do značné míry zmírnit tzv. srdeční resynchronizační léčbou, při které je jedna elektroda speciálního kardiostimulátoru implantována do pravé komory a druhá elektroda žilním systémem srdečním na povrch levé komory srdeční. V současné době je nejčastěji implantován biventrikulární kardioverter-defibrilátor, viz Obrázek 6. [13]



Obrázek 6 Biventrikulární kardioverter-defibrilátor (převzato z [41])

### 1.4.3 Automatická detekce Straussových kritérií

V odborné literatuře byl zatím popsán jeden algoritmus pro automatickou detekci LBBB ze standardního 12 svodového EKG vycházející ze Straussových kritérií. Pro tuto studii bylo vybráno 612 záznamů EKG pacientů, kteří měli před implantací biventrikulárního kardiostimulátoru. Vzorkovací frekvence byla zvolena 1000 Hz a rozlišení 3,75  $\mu\text{V}$ . Holter zaznamenával srdeční frekvenci v klidu a pak při zátěži s TF minimálně 130/minutu. Toto je důležité pro průměrování. Byla aplikována metoda, v níž musí být přítomny Mid-notched a Slurred v šesti po sobě jdoucích komplexech QRS. S odborníky byly vytvořeny vzory pro rozpoznávání jemných změn v rámci komplexů QRS. Tento algoritmus byl testován. Nezávisle na sobě byly všechny záznamy EKG zhodnoceny čtyřmi klinickými pracovníky. Senzitivita (citlivost) programu byla vypočtena jako správně určená LBBB z EKG záznamů automaticky programem, ku manuálně zhodnoceným záznamům jako LBBB. Specificita programu se určila jako podíl záznamů, které program určil, že nemají LBBB a těch, u kterých pracovníci nevyhodnotili LBBB. Pro hodnocení rozdílů mezi dvěma stejnými měřeními u stejného záznamu byl použit studentův párový t-test. P hodnota byla menší než 0,05, proto můžeme považovat výsledky studie za statisticky významné. [12]

Podle výsledků studie odchylka v trvání komplexu QRS u všech testovaných nepřesáhla 2 ms, při detekci programem a pracovníky. Nejmenší rozdíl v lokalizaci notch, při detekci programem a pracovníky, byl ve svodu I. Naopak při lokalizaci slur to byl svod V6 a V2. Celkově byl program nejpřesnější, pro Notch i Slur zároveň, ve svodu V1 (viz Tabulka 1). [12]

	<b>Sensitivity (%) (Auto- Manual)</b>	<b>Specificity (%) (Auto- Manual)</b>
<b>Number of ECGs</b>	148 X 4	148 X 4
<b>Notch: I</b>	86±11	94±5
<b>aVL</b>	89±10	91±8
<b>V1</b>	86±10	98±3
<b>V2</b>	84±9	98±2
<b>V5</b>	86±7	94±5
<b>V6</b>	88±9	98±2
<b>Overall</b>	87±9	96±4
<b>Slur: I</b>	76±16	86±14
<b>aVL</b>	77±17	92±12
<b>V1</b>	78±15	91±14
<b>V2</b>	75±17	93±12
<b>V5</b>	79±13	87±17
<b>V6</b>	82±14	88±14
<b>Overall</b>	78±15	90±14

Tabulka 1 Výsledná senzitivita a specificita programu (převzato a upraveno z [12])

## 1.5 Filtrace EKG

Celá tato kapitola byla převzata z [17].

Nejčastějším typem předzpracování EKG signálu je filtrace, která vede k potlačení nežádoucích složek obsažených v sejmutém signálu, aniž by se však znehodnotila užitečná složka signálu do takové míry, že by mohla být ohrožena správnost analýzy a následně i závěrečné klasifikace. Při snímání EKG signálu musíme počítat s přítomností následujících základních rušivých signálů, jejichž spektra se prolínají se spektry užitečných signálů. Mezi rušení patří síťový brum, síťový drift a myopotenciály.

Síťový brum je téměř harmonické rušení na 50 Hz. Někdy se zřetelnými vyššími harmonickými.

Síťový drift je označení nízkofrekvenčního kolísání nulové izolinie, jehož spektrum dosahuje do 2 Hz. Je způsobeno elektrochemickými procesy na rozhraní elektroda-kůže (asi do 0,8 Hz), dýcháním (asi do 0,5 Hz) a pomalými pohyby pacienta (asi do 2 Hz).

Širokopásmové myopotenciály způsobuje šum vzniklý svalovou činností pacienta. Při klidovém snímání zaujímají pásmo od 100 Hz, při zátěži sahají shora na asi 10 až 20 Hz.

## 2 Praktická část

### 2.1 Obecné blokové schéma detekce LBBB



Obrázek 7 Obecné blokové schéma detekce LBBB

Na Obrázek 7 můžeme vidět obecné blokové schéma automatické detekce LBBB. Předzpracování zde znamená potlačení složek signálu, které by mohly ovlivnit detekci (např. odstranění prvních pár vzorků, protože u poskytnutých signálů je často brán i velký úsek před komplexem QRS).

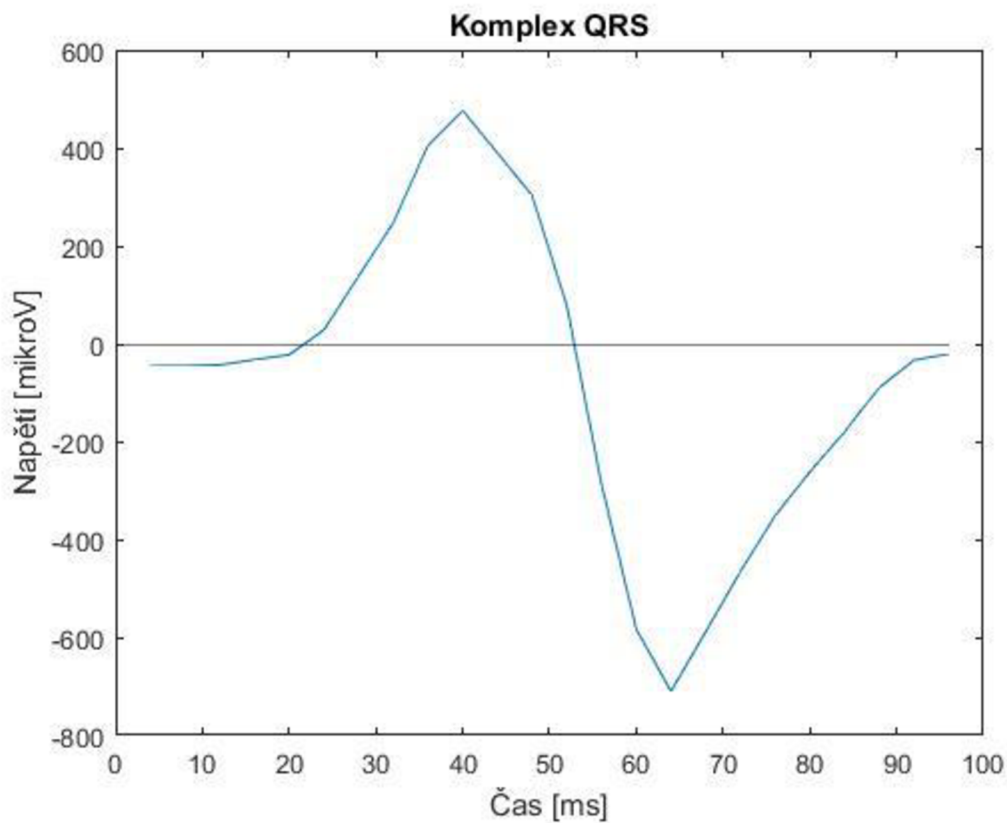
Jako rozhodovací pravidlo označujeme samotnou detekci, kdy rozlišujeme, zda je v signálu přítomen mid-notch, slurr nebo komplex QRS bez patologií. Nyní použijeme Straussova kritéria, pro rozhodnutí, zda je přítomno LBBB. Doba trvání komplexu QRS, pro muže má být delší než 140 ms a u žen více než 130 ms. V tomto algoritmu zvolíme hranici 130 ms, protože nevíme, jakého pohlaví pacienti jsou. Dále ve svodu V1 a V2 musí mít komplex QRS tvar QS nebo rS. Mid-notch nebo slurr se musí nacházet alespoň ve dvou svodech z I, aVL, V1, V2, V5 a V6. Pokud jsou tyto podmínky splněny, tak můžeme označit, že pacient má přítomnou LBBB.

### 2.2 Databáze komplexů QRS

Pro testování algoritmů, které byly naprogramovány v rámci bakalářské práce, je nutné vytvořit vhodnou databázi komplexů QRS. Byly použity záznamy se vzorkovací frekvencí 250 Hz. Vytvořená databáze nyní obsahuje komplexy QRS od 100 pacientů. Ve fázi předzpracování byly zprůměrovány komplexy QRS z celého záznamu (celkem vždy přibližně 900 komplexů QRS). Z průměrování byly vynechány morfologicky jiné komplexy (např. zašuměné úseky, komorové extrasystoly apod.). Pro následnou analýzu je tedy k dispozici jeden reprezentativní komplex QRS pro každý z dvanácti svodů. Zprůměrování mohlo mít negativní vliv v případě nepřesné detekce komplexu QRS. Například při detekování komplexu QRS s notch mohl být jednou detekován první zářez, podruhé druhý zářez. Následně potom mohl být komplex QRS špatně zarovnán a zprůměrování bylo tedy

zavádějící. Na následujících obrázcích jsou ukázky komplexů QRS z vytvořené databáze – komplex QRS bez patologií, komplex QRS s mid-notch a komplex QRS se slurr.

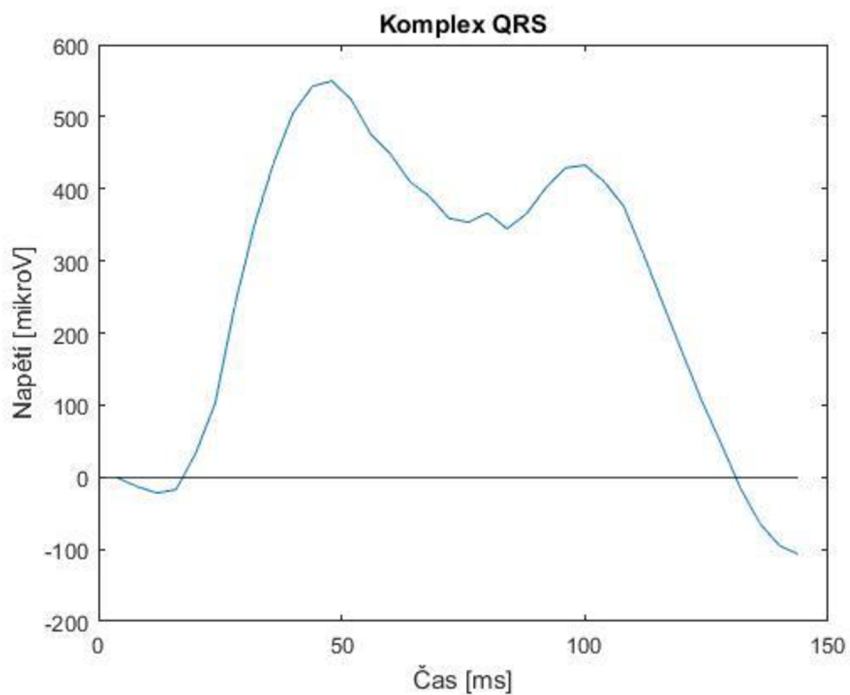
Na Obrázek 8 můžeme vidět komplex QRS bez patologií. Nenachází se zde mid-notch ani slurr. Nenajdeme zde obraz písmene „M“, ani změnu sklonu náběžné či klesající hrany QRS. Je patrné, že nesplňuje ani požadovanou dobu trvání nad 130 ms.



Obrázek 8 Komplex QRS bez patologií

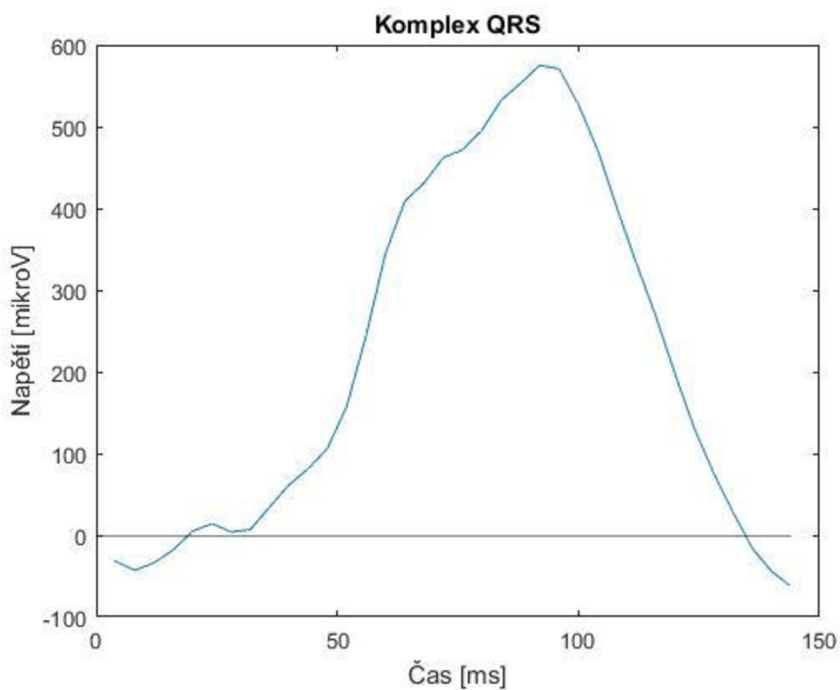
Na Obrázek 9 můžeme vidět typický případ mid-notch, kdy kmit R tvoří obraz písmene „M“. Zároveň signál splňuje podmínku doby trvání komplexu QRS.





Obrázek 9 QRS komplex s mid-notch

V případě slurr se projeví prudká změna sklonu náběžné nebo klesající hrany komplexu QRS. Na Obrázek 10 můžeme pozorovat změnu sklonu náběžné hrany. Komplex splňuje délku pro LBBB.



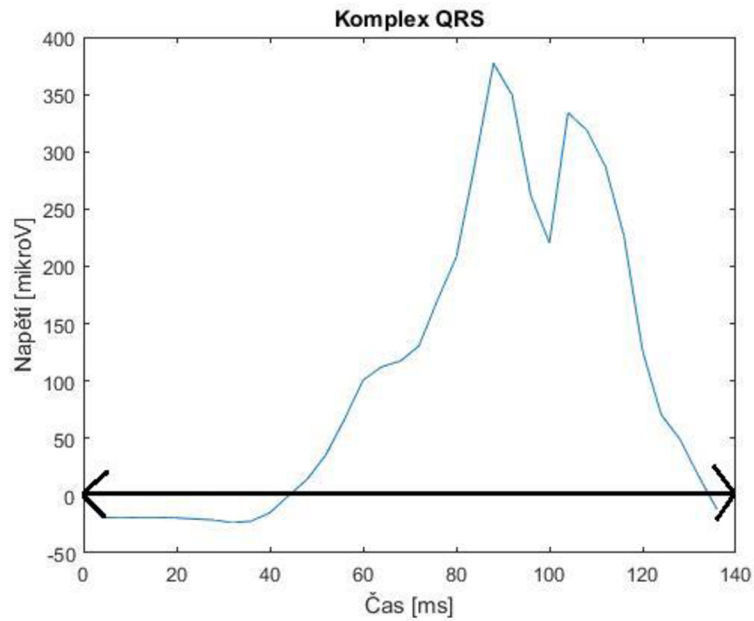
Obrázek 10 Komplex QRS se slurr

Pro umožnění ověření, zda algoritmus správně detekuje, byla vytvořena tabulka, v které jsou zpracovaná všechna Straussova kritéria. Tato tabulka je pouze subjektivním hodnocením komplexů QRS. Často se ani odborníci nemohou shodnout, zda už je notch nebo slurr přítomen či nikoliv.

Ze 100 signálů 52 splňuje požadovanou délku. Ta je zvolena na 130 ms, protože není známo pohlaví pacienta. Dále byl zjišťován tvar ve svodu V1 a V2. Zde musí mít komplex QRS tvar QS nebo rS. Tuto podmínku splňuje celkem 78 komplexů QRS ze svodu V1. Ve svodu V2 tuto podmínku splňuje 83 komplexů QRS. Celkově podmínku tvaru ve svodu V1 i V2 splňuje 77 signálů. Dále je zjišťována přítomnost slurr. Slurr byl přítomen u 54 signálů, z toho 13x ve svodu I, 18x ve svodu aVL, 3x ve svodu V1, 5x ve svodu V2, 9x ve svodu V5 a 6x ve svodu V6. Notch obsahovalo celkem 49 signálů, 7 ve svodu I, 14 ve svodu aVL, 5 ve svodu V1, 11 ve svodu V2, 8 ve svodu V5 a 4 ve svodu V6. Celkem by mělo být detekováno jako LBBB dle Straussových kritérií 20 signálů.

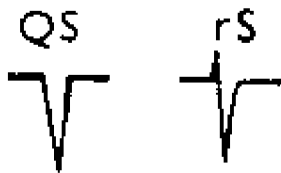
### 2.3 Navržený detekční algoritmus

Prvním krokem detekčního algoritmu je rozměření komplexu QRS. Toto rozměření bylo provedeno veřejně dostupným algoritmem ecgpuwave [18]. Tímto algoritmem je změřeno trvání komplexu QRS, viz Obrázek 11. Komplexy, které jsou kratší než 130 ms, se dále neanalyzují, protože u pacientů, kteří mají kratší délku trvání, automaticky není přítomno LBBB dle Straussových kritérií. Byla zvolena hranice 130 ms, protože není známo pohlaví pacientů, kterým bylo naměřeno EKG. Protože máme 12 svodů a z každého svodu je výsledkem jeden komplex QRS o různých délkách, byl vybrán medián těchto délek. Při špatné detekci začátku signálu mohou být brány i velmi dlouhé úseky před samotným komplexem QRS, což by velmi ovlivnilo průměr, proto je použit medián.

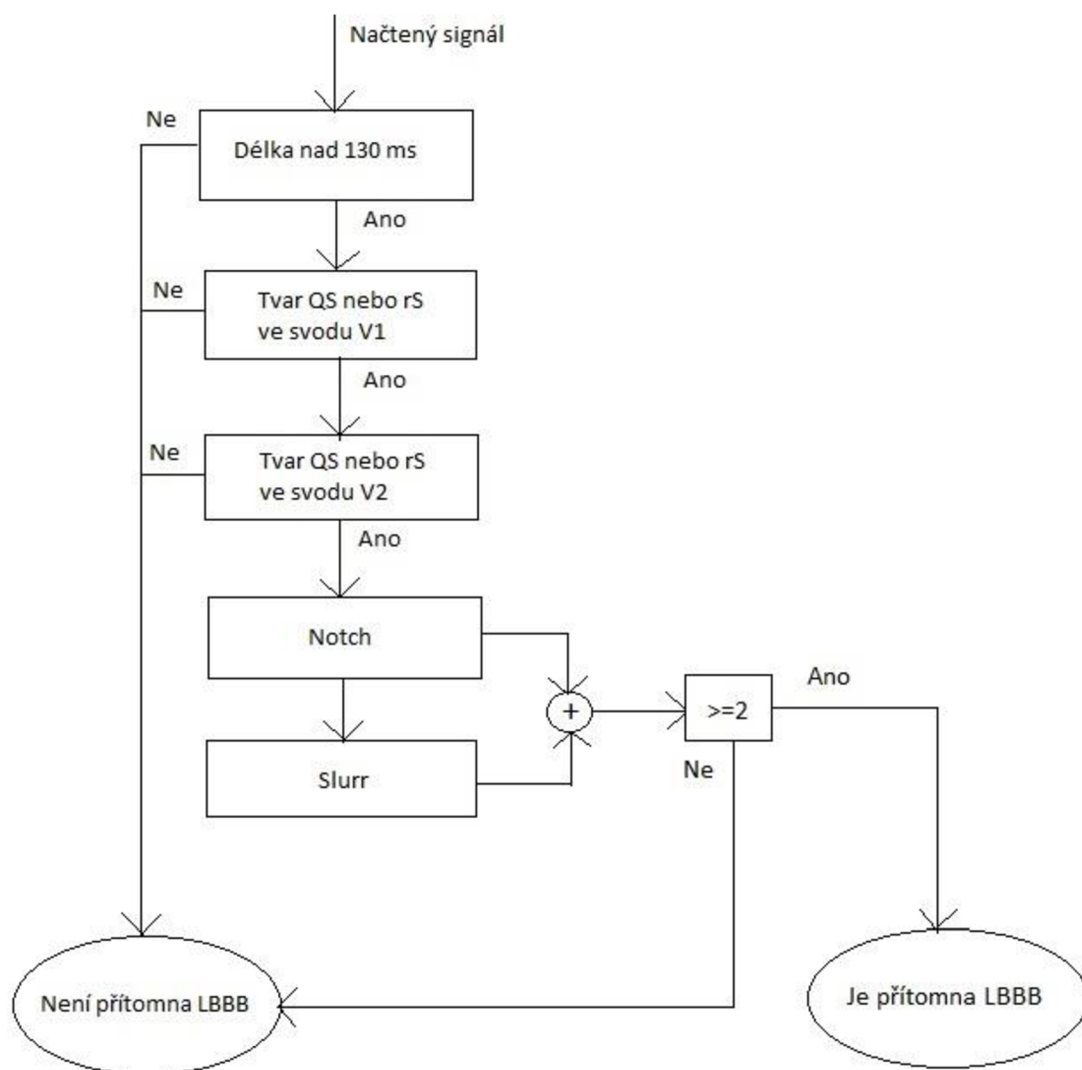


Obrázek 11 Změřená délka trvání komplexu QRS

Dále je zjišťován tvar komplexu QRS ve svodu V1 a V2. Tvar musí být QS nebo rS. U tohoto tvaru je dominantní kmit S, který je záporný (viz Obrázek 12). Tohoto je využito při detekci. Pokud je absolutní hodnota minima signálu větší než maximum, znamená to, že kmit S je větší než kmit R. Opět signály, které nesplňují podmínku v obou svodech jsou vyřazeny z analýzy a není u nich přítomno LBBB. Poté si algoritmus volá další funkce, které detekují notch a slurr. Celé blokové schéma algoritmu je znázorněno na Obrázek 13.



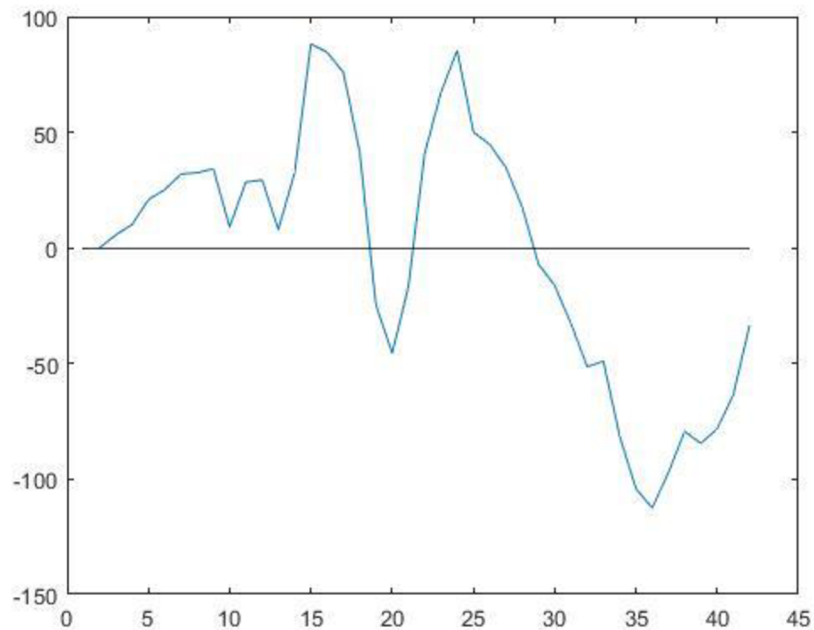
Obrázek 12 Tvary QS a rS (převzato a upraveno z [4])



Obrázek 13 Blokové schéma celého algoritmu

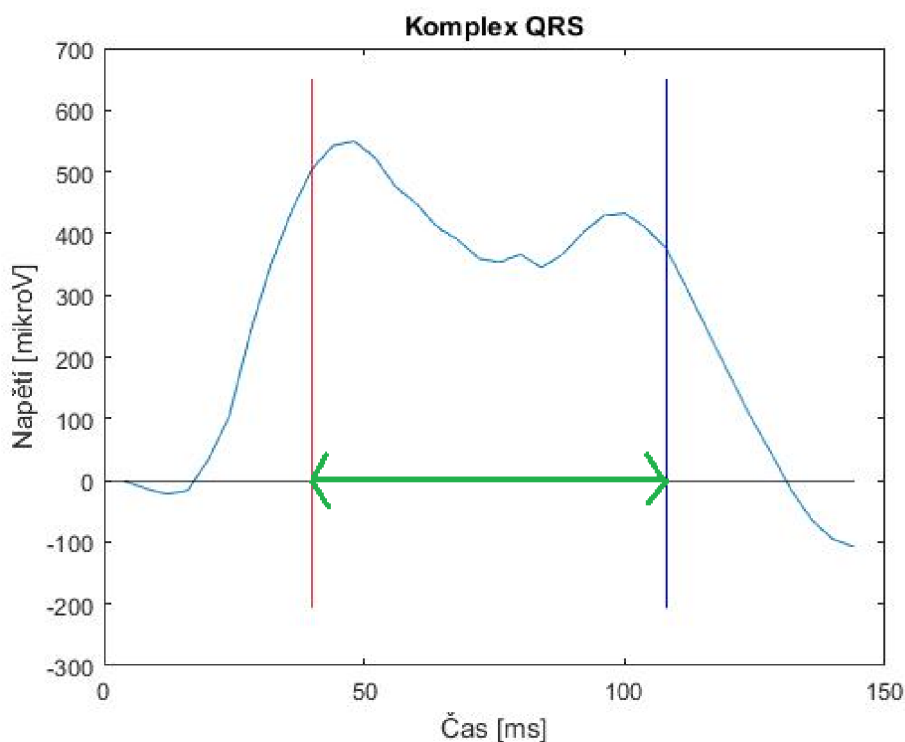
### 2.3.1 Detekce mid-notch

Navržený algoritmus pro detekci mid-notch funguje na principu detekce míst, kde se mění polarita. Načtený signál je zkrácen o 20 ms na začátku komplexu QRS, protože použitý detektor detekuje levý okraj komplexu před skutečným začátkem komplexu (viz Obrázek 11). Signál je rozdělen podle nulové izolinie. Poté už algoritmus pracuje se signálem vždy odděleně, jen s kladnou nebo zápornou částí. Nyní je použit příkaz „diff“, který spočítá diferenci. To je rozdíl mezi sousedními hodnotami, viz Obrázek 14.



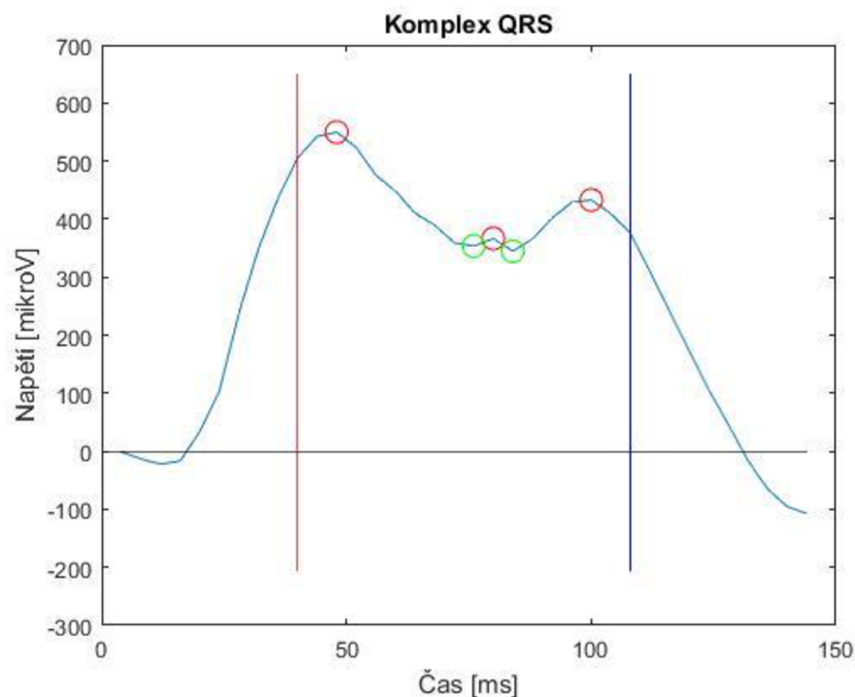
Obrázek 14 Průběh difference signálu

Změna polarity musí nastat od 40 ms trvání komplexu QRS do  $\frac{3}{4}$  trvání QRS. Změnu polarity tedy hledáme v tomto časovém rozmezí (Obrázek 15). V případě, že tato změna nastane, sousední hodnoty difference mají opačná znaménka.



Obrázek 15 Rozměřený komplex QRS, bereme úsek mezi červenou a modrou linií

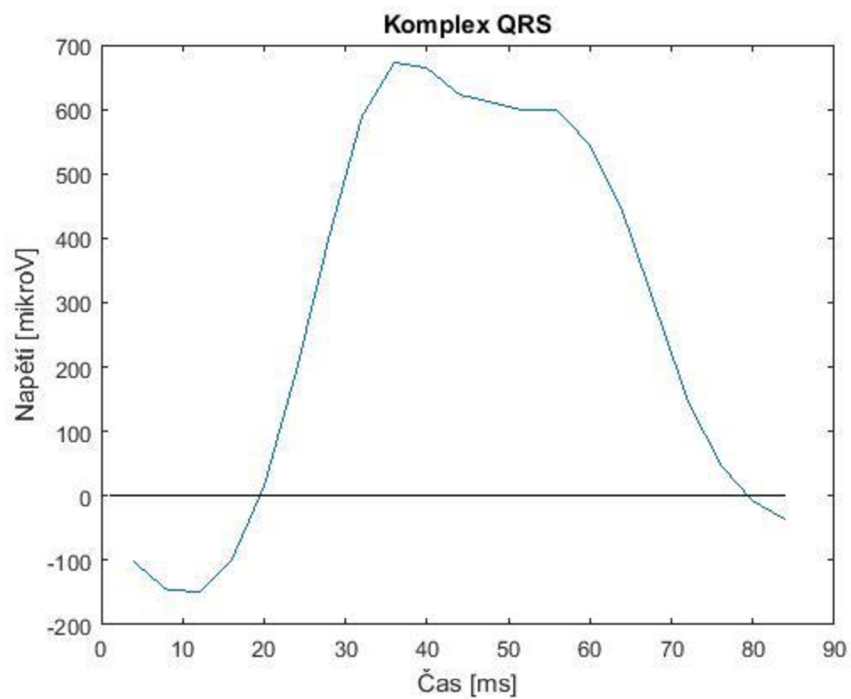
Vytvořený algoritmus pracuje na následujícím principu. Změna polarity je v podstatě změna znaménka diference. Počítáme průchody nulou v diferenci (viz Obrázek 14). Když tato změna nastane, bod je označen dvojkou (bod obratu), ostatní body se označí nulou. Získá se tedy vektor čísel, který je složený z nul a dvojek. Pokud algoritmus detekuje dvojkou, která je ohraničená z obou stran nulou, přepíše ji na trojku, Pokud je více dvojek (změn polarity) vedle sebe, označí se trojkou pouze jeden bod. V opačném případě by mohlo dojít k falešné pozitivě u zářezů ve tvaru pily (viz obrázek 16). Změny polarity program vykreslí jako kolečka (červená pro trojku, zelená pro dvojkou – tj. body, které se „smazaly“, viz Obrázek 16). Pokud se v jednom segmentu, který je celý nad nebo pod nulovou izoliní, najdou alespoň dva body změny polarity, jedná se o notch. Některé komplexy QRS mají více změn polarity, avšak změny jsou pouze krátkodobé a malé. Proto bylo nutné stanovit hloubku a délku trvání notch, aby byl tento notch považován za významný. Experimentálně byla stanovena dolní hranice hloubky na  $50 \mu\text{V}$  a délka na 32 ms. Dále byly z detekce vyřazeny signály, jejichž komplexy QRS jsou fragmentované, tj. obsahují hodně bodů obratu. Pro účely detekce fragmentace byl stanoven práh pěti změn polarity v jednom komplexu QRS. Komplexy, které mají více, než pět změn polarity jsou označeny jako fragmentované a notch u nich není detekován.



Obrázek 16 Komplex QRS s detekovaným notch v kladném segmentu; počátek detekce (červená čára), konec detekce (modrá čára), nulová izolinie (černá čára), detekovaná změna extrémů (červená kolečka), smazané změny extrémů (zelená kolečka)

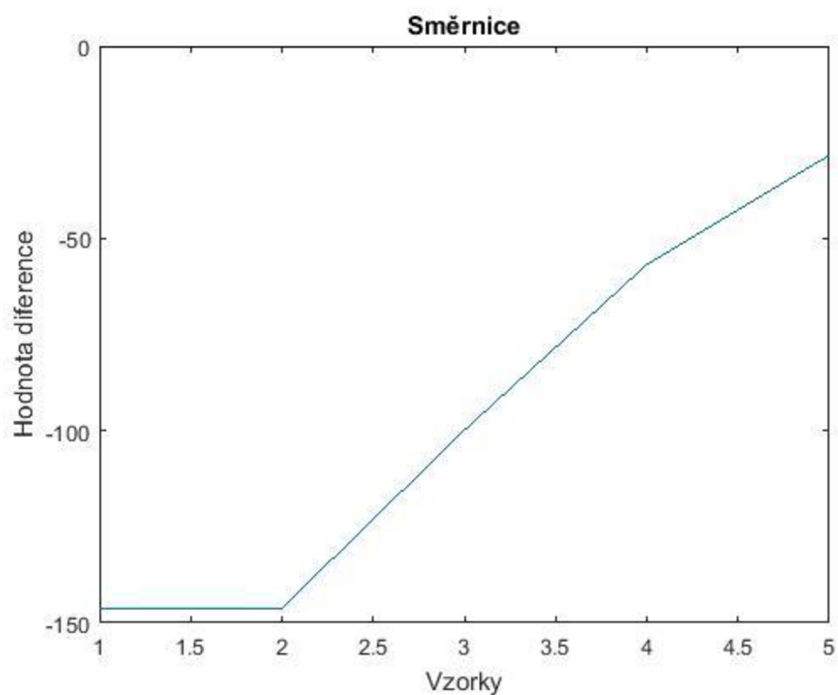
### 2.3.2 Detekce slurr

Detekce slurr je změna sklonu náběžné nebo sestupné hrany komplexu QRS. Změna sklonu hrany se projeví jako změna diference. Je použit příkaz „diff“. Tímto příkazem se vypočítají rozdíly sousedních bodů, tj. spočítá se směrnice. Program analyzuje nejdelší úsek mezi dvěma změnami polarity, tj. body, kdy diference prošla nulou. Dále program pracuje pouze v nejdelším úseku bez průchodu nulou. Byl vynechán první bod v tomto úseku, protože vždy obsahoval opačné znaménko diference. Pokud se v některých případech vyskytly dva stejně dlouhé nejdelší úseky, program pracuje pouze s prvním z nich. Byly stanoveny konstanty, o kolik se mohou lišit diference sousedních prvků, aby byla detekována přítomnost slurr. Tyto konstanty byly stanoveny experimentálně. Pokud je následující prvek diference menší než  $\frac{1}{4}$  předchozího prvku nebo je 4x větší je přítomen slurr.



Obrázek 17 Komplex QRS, u něhož byl nadetekovaný slurr

Na Obrázek 18 můžeme vidět typický průběh změny orientace směrnice pro slurr.



Obrázek 18 Směrnice sestupné části komplexu QRS z Obrázek 17



## 3 Diskuze výsledků

### 3.1 Vyhodnocení tvaru ve svodu V1 a V2

Pro účely testování bylo zpracováno automatické vyhodnocení funkčnosti detekce se všemi 100 signály bez ohledu na jiná Straussova kritéria (v tomto případě délka trvání). Protože pouze 52 signálů splňovalo délku alespoň 130 ms. Podmínky tvaru musí být splněny v obou svodech.

Pro svod V1 je úspěšnost detekce znázorněna v Tabulka 2. Senzitivita neboli citlivost ( $TP/(TP+FN)$ ) této detekce je 100 %. Specificita neboli schopnost detektoru přesně označit vzorky, u nichž není tvar QS nebo rS ( $TN/(TN+FP)$ ) je 60 %.

	Přítomen QS nebo rS	Nepřítomen QS nebo rS
Detekován tvar QS nebo rS	78	9
Nedetekován tvar QS nebo rS	0	13

Tabulka 2 Úspěšnost detekce tvaru ve svodu V1

Pro svod V2 je úspěšnost detekce znázorněna v Tabulka 3. Senzitivita je 100 % a specificita 86 %.

	Přítomen QS nebo rS	Nepřítomen QS nebo rS
Detekován tvar QS nebo rS	86	2
Nedetekován tvar QS nebo rS	0	12

Tabulka 3 Úspěšnost detekce tvaru ve svodu V2

Pro oba svody dohromady je úspěšnost znázorněna v Tabulka 4. Senzitivita detekce je 100 % a specificita 70 %.

	Přítomen QS nebo rS	Nepřítomen QS nebo rS
Detekován tvar QS nebo rS	77	7
Nedetekován tvar QS nebo rS	0	16

Tabulka 4 Celková úspěšnost detekce tvaru v obou svodech

Senzitivita detekce je 100 %, nižší specificita může být způsobena špatným rozměření komplexu QRS.

### 3.2 Vyhodnocení detekce mid-notch

Pro testování funkčnosti detektoru bylo použito všech 100 signálů bez respektování předchozích Straussových kritérií. V tomto případě minimální délku a tvar ve svodu V1 a V2. Celkový součet všech signálů v jednotlivých tabulkách nemusí dávat součet 100. Některé signály byly špatně detekované a nešlo u nich určit, zda je přítomen notch.

Pro svod I je přítomnost notch detekována se senzitivitou 100 % (citlivostí detekce) a specificitou 84 % (schopností přesně určit vzorky, u nichž je přítomen notch). Tyto hodnoty byly vypočítány z Tabulka 5.

	Přítomen notch	Nepřítomen notch
Detekován notch	4	15
Nedetekován notch	0	80

Tabulka 5 Přítomnost notch ve svodu I

Pro svod aVL je senzitivita detekce 100 % a specificita 86 %. Tyto hodnoty byly vypočítány z Tabulka 6.

	Přítomen notch	Nepřítomen notch
Detekován notch	7	13
Nedetekován notch	0	76

Tabulka 6 Přítomnost notch ve svodu aVL

Pro svod V1 je senzitivita detekce 100 % a specificita 94 %. Tyto hodnoty byly vypočítány z Tabulka 7

	Přítomen notch	Nepřítomen notch
Detekován notch	1	6
Nedetekován notch	0	89

Tabulka 7 Přítomnost notch ve svodu V1

Pro svod V2 je senzitivita detekce 100 % a specificita 88 %. Tyto hodnoty byly vypočítány z Tabulka 8.

	Přítomen notch	Nepřítomen notch
Detekován notch	4	11
Nedetekován notch	0	83

Tabulka 8 Přítomnost notch ve svodu V2

Pro svod V5 je senzitivita detekce 100 % a specificita 90 %. Hodnoty byly vypočítány z Tabulka 9.

	Přítomen notch	Nepřítomen notch
Detekován notch	6	9
Nedetekován notch	0	84

Tabulka 9 Přítomnost notch ve svodu V5

Pro svod V6 je senzitivita detekce 100 % a specificita 90 %. Hodnoty byly vypočítány z Tabulka 10.

	Přítomen notch	Nepřítomen notch
Detekován notch	2	10
Nedetekován notch	0	88

Tabulka 10 Přítomnost notch ve svodu V6

Celková citlivost detekce notch je 100 % a specificita 89 %. Hodnoty byly vypočítány z Tabulka 11.

	Přítomen notch	Nepřítomen notch
Detekován notch	24	64
Nedetekován notch	0	500

Tabulka 11 Celková přítomnost notch

Nížší specificita může být způsobena tím, že lidské oko není citlivé na drobné změny polarity. Dále tím, že tabulka, s kterou jsou hodnoty detekce porovnávány, je tvořena subjektivním hodnocením autorky práce. Nikde v literatuře není přesně definované, jak má notch vypadat. Je pouze vymezeno, v jaké oblasti se má hledat.

### 3.3 Vyhodnocení detekce slurr

Detekce slurr má pro všechny svody senzitivitu 34 % a specificku 85 %. Toto může být zapříčiněno malým počtem vzorků, ze kterého se vyhodnocované části komplexu QRS skládají. Proto jsou změny směrnice sousedních prvků, tak odlišné a program je vyhodnocuje, jako slurr. Pro každý svod jsou hodnoty senzitivity a specifickity různé.

Pro svod I je senzitivita 50 % a specifickita 75 %. Tyto hodnoty byly vypočítány z Tabulka 12.

	Přítomen slurr	Nepřítomen slurr
Detekován slurr	7	21
Nedetkován slurr	7	63

Tabulka 12 Přítomnost slurr ve svodu I

Pro svod aVL je senzitivita 32 % a specifickita je 78 %. Tyto hodnoty byly vypočítány z Tabulka 13.

	Přítomen slurr	Nepřítomen slurr
Detekován slurr	7	17
Nedetkován slurr	13	60

Tabulka 13 Přítomnost slurr ve svodu aVL

Pro svod V1 je senzitivita 34 % a specifickita 91 %. Tyto hodnoty byly vypočítány z Tabulka 14

	Přítomen slurr	Nepřítomen slurr
Detekován slurr	1	8
Nedetkován slurr	2	85

Tabulka 14 Přítomnost slurr ve svodu V1

Pro svod V2 je senzitivita 60 % a specificita 89 %. Tyto hodnoty byly vypočítány z Tabulka 15.

	Přítomen slurr	Nepřítomen slurr
Detekován slurr	3	10
Nedetekován slurr	2	82

Tabulka 15 Přítomnost slurr pro svod V2

Pro svod V5 je senzitivita 11 % a specificita 84 %. Tyto hodnoty byly vypočítány z Tabulka 16.

	Přítomen slurr	Nepřítomen slurr
Detekován slurr	1	14
Nedetekován slurr	8	76

Tabulka 16 Přítomnost slurr pro svod V5

Pro svod V6 je senzitivita 17 % a specificita 90 %. Tyto hodnoty byly vypočítány z Tabulka 17.

	Přítomen slurr	Nepřítomen slurr
Detekován slurr	1	9
Nedetekován slurr	5	85

Tabulka 17 Přítomnost slurr pro svod V6

Z výše uvedených tabulek vyplývá, že detekce slurr není ideální. Chyba detekce může být způsobena nízkým počtem vzorků, které tvoří analyzovaný úsek komplexu QRS. Dále také špatným subjektivním ohodnocením daného komplexu QRS. Dle celkových výsledků detekce je patrné, že díky podmínkách o délce a tvaru komplexu QRS se řada špatně určených komplexů QRS vyřadila již na začátku algoritmu a u těchto signálů neprobíhá analýza pro slurr ani pro notch.

### 3.4 Celkové vyhodnocení programu

Program funguje se senzitivitou 100 %. Specificitu má nižší 69 %. Tyto hodnoty byly vypočítány z Tabulka 18. Nižší specificita mohla být způsobena špatnou detekcí a rozměření EKG signálu. Dále také špatným posouzením komplexu QRS, zda v něm hledané patologie jsou, jelikož nikde v literatuře zatím nejsou přesně definované a hodnocení je pouze subjektivní.

	Přítomna LBBB	Nepřítomna LBBB
Detekována LBBB	20	25
Nedetekována LBBB	0	55

Tabulka 18 Přítomnost LBBB

Se 100 % jistotou tedy můžeme určit pacienty, kteří nemají kompletní blokádu levého Tawarova raménka dle Straussových kritérií. Pro tyto pacienty by byla CRT neúčinná a je vhodné hledat jinou léčbu.

Pokud program vyhodnotil, že je přítomna LBBB, lze na 70 % potvrdit, že je přítomna. Úspěšnost této detekce je nižší. Bylo by vhodné nevycházet pouze ze záznamu EKG, ale doplnit jej o další vyšetření, jako je již zmiňovaná echokardiografie, rentgen hrudníku či intrakardiální mapování srdce.

# Závěr

Prvním úkolem této bakalářské práce bylo seznámit se s elektrofyzologií srdce a patologií blokády levého Tawarova raménka. Dalším úkolem bylo díky znalostem z teorie navrhnout algoritmus pro automatickou detekci Straussových kritérií pro diagnostiku kompletní blokády levého Tawarova raménka. Poté bylo úkolem bakalářské práce vytvoření databáze komplexů QRS pro testování algoritmů. Následně navržený algoritmus převést do praxe a otestovat jej na vytvořené databázi komplexů QRS. Posledním úkolem bylo diskutovat výsledky.

V první kapitole je popsána teorie o srdci. Zde byla popsána anatomie srdce a vedení vzruchů v srdci. Další samostatnou podkapitolou je elektrokardiografie. Zde jsou zmíněny způsoby snímání EKG. Dále jsou v této kapitole frekvenční vlastnosti EKG, a to i vlastnosti jednotlivých vln a kmitů.

Další podkapitolou první kapitoly je blokáda levého Tawarova raménka, kde jsou specifikovány konvenční, a hlavně Straussovy kritéria. Podle Straussových kritérií bude dále programována bakalářská práce. Podle těchto kritérií již byl vytvořen algoritmus pro automatickou detekci LBBB ze standardního 12 svodového EKG.

Poslední podkapitolou první kapitoly je filtrace EKG. Mezi rušení patří síťový brum, síťový drift a širokopásmové myopotenciály.

V druhé kapitole je navržen obecný algoritmus pro automatickou detekci kompletní blokády levého Tawarova raménka. Tento algoritmus je realizován v programovém prostředí MATLAB R2016a. V druhé podkapitole druhé kapitoly jsou popsána data, která budou použita. Dále jsou zde uvedeny reprezentativní vzorky s komplexem QRS bez patologií, QRS s mid-notched a QRS se slurr. Také je zde popsán způsob realizace a optimalizace algoritmu, zvlášť pro počáteční podmínky, které musí komplex QRS splňovat, pro notch a slurr.

Poslední kapitolou je diskuze výsledků a zhodnocení funkčnosti algoritmu. Jsou vyhodnoceny úspěšnosti detekce jednotlivých Straussových kritérií i celého programu. Celková senzitivita algoritmu je 100 % a specifická 69 %. Toto je způsobeno nižší úspěšností detekce slurr.

# Literatura

- [1] *Základy fyziologie*. 1. české vyd. Praha: Galén, c2010. At a glance series (Oxford, England). ISBN 978-80-7262-667-0.
- [2] HOLIBKOVÁ, Alžběta a Stanislav LAICHMAN. *Přehled anatomie člověka*. 5. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2010. ISBN 978-80-244-2615-0.
- [3] Electrical conduction system of the heart. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2009 [cit. 2016-12-30]. Dostupné z: [http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Electrical\\_conduction\\_system\\_of\\_the\\_heart.svg](http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Electrical_conduction_system_of_the_heart.svg)
- [4] Přehled svodů užívaných v EKG. *Výukový web EKG* [online]. Plzeň: MUDr. Petr Haman [cit. 2016-10-28]. Dostupné z: <http://ekg.kvalitne.cz/svody.htm>
- [5] KOLÁŘ, Jiří a Josef KAUTZNER. *Základy elektrokardiografie arytmií a akutních koronárních syndromů: 1902-2002 : léčebné zásady*. 1. vyd. Praha: Akcenta, 2002. ISBN 80-862-3205-0.
- [6] HAMPTON, John R. *EKG v praxi: překlad 4. vydání*. 2. české vyd. Přeložil Eliška POTLUKOVÁ. Praha: Grada, 2007. ISBN 9788024714486.
- [7] *EKG do vrecka*. Martin: Osveta, 2010. ISBN 978-80-8063-178-9.
- [8] HAMPTON, John R. *EKG stručně, jasně, přehledně*. Vyd. 1. čes. Praha: Grada, 1996. ISBN 80-716-9153-4.
- [9] *Zpracování biologických signálů*. Praha: Státní nakladatelství technické literatury, 1982.
- [10] Nikoo MH, Aslani A, Jorat MV. LBBB: State of the Art Criteria. *Int Cardiovasc Res J*. 2013;7(2):39-40.10808
- [11] 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.
- [12] 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.
- [13] IKEM. IKEM [online]. Praha, 2006 [cit. 2016-11-19]. Dostupné z: <http://www2.ikem.cz/www?docid=1005926>
- [14] Left\_bundle\_branch\_block\_ECG\_characteristics. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2007 [cit. 2016-12-30]. Dostupné z: [https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Left\\_bundle\\_branch\\_block\\_ECG\\_characteristics.png](https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Left_bundle_branch_block_ECG_characteristics.png)
- [15] EISENBERGER, Martin, Alan BULAVA a Martin FIALA. *Základy srdeční elektrofyziologie a katérových ablací*. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-3677-8.
- [16] Tuma-ma-ischemic-scar-user1. In: *II. interní klinika kardiologie a angiologie* [online]. Praha: 1.



LF UK a VFN Praha, 2016 [cit. 2016-12-30]. Dostupné z:  
<http://int2.lf1.cuni.cz/Data/img/7389/tuma-ma-ischemic-scar-user1.jpg>

- [17] KOZUMPLÍK, J. Analýza biologických signálů. Brno, 2012. Elektronická skripta FEKT VUT.
- [18] Pan J and Tompkins WJ. A Real-Time QRS Detection Algorithm. IEEE Transactions on Biomedical Engineering 32(3):230-236, 1985.
- [19] BIOTRONIK excellence for life. <https://www.biotronik.com/> [online]. [cit. 2017-05-28]. Dostupné z: <https://www.biotronik.com/cs-cz/products/crm/cardiac-resynchronization>