

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ  
Fakulta elektrotechniky  
a komunikačních technologií

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Brno, 2017

Michaela Húsková



**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 FIBRILACE SÍNÍ V EKG ZÁZNAMU**

DETECTION OF ATRIAL FIBRILLATION IN ECG

**BAKALÁŘSKÁ PRÁCE**

BACHELOR'S THESIS

**AUTOR PRÁCE**

AUTHOR

Michaela Húsková

**VEDOUcí PRÁCE**

SUPERVISOR

Ing. Lucie Maršánová

BRNO 2017

# Bakalářská práce

bakalářský studijní obor **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

**Studentka:** Michaela Hůsková

**ID:** 173567

**Ročník:** 3

**Akademický rok:** 2016/17

**NÁZEV TÉMATU:**

## Detekce fibrilace síní v EKG záznamu

**POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:**

1) Seznamte se s elektrofyziologií srdce a podstatou patofyziologie fibrilace síní. 2) Nastudujte a popište základní principy a metody používané pro automatickou detekci fibrilace síní. 3) Prostudujte a popište možnosti databáze PhysioNet. Detailněji se zaměřte na subdatabáze The Long-Term AF Database a The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database. 4) Zvolte si alespoň dvě metody a realizujte je v programovém prostředí Matlab. Provedte základní testování funkčnosti algoritmů na vybraných signálech databáze Physionet. 5) Navržené algoritmy optimalizujte a otestujte je alespoň na jedné z databází jmenovaných v bodě 3. 6) Dosažené výsledky shrňte a porovnejte s výsledky dosaženými jinými publikovanými metodami.

**DOPORUČENÁ LITERATURA:**

[1] ASGARI, Shadnaz, Alireza MEHRNIA a Maryam MOUSSAVI. 2015. Automatic detection of atrial fibrillation using stationary wavelet transform and support vector machine. *Computers in Biology and Medicine*. 60, 132-142. DOI: 10.1016/j.compbiomed.2015.03.005.

[2] TATENO, K., L. GLASS a Maryam MOUSSAVI. 2001. Automatic detection of atrial fibrillation using the coefficient of variation and density histograms of RR and  $\Delta RR$  intervals. *Medical*. 39(6), 664-671. DOI: 10.1007/BF02345439.

**Termín zadání:** 6.2.2017

**Termín odevzdání:** 2.6.2017

**Vedoucí práce:** Ing. Lucie Maršánová

**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 práce je popsat problematiku fibrilace síní a metody umožňující její detekci v elektrokardiogramu. V úvodu teoretického rozboru je vysvětlena podstata elektrofyzologie srdce, a především patofyzologie fibrilace síní. Dále se práce věnuje popisu metod automatické detekce fibrilace síní a možnostem databáze PhysioNet. V praktické části jsou realizovány metody pomocí programového prostředí MATLAB. Po použití statistické analýzy pro zhodnocení kvality parametrů následuje automatická klasifikace dat metodou nejbližšího souseda. Na závěr je prezentována úspěšnost testování.

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

Fyzologie srdce, elektrokardiogram, fibrilace síní, detekce fibrilace síní, databáze PhysioNet, statistický analýza, automatická klasifikace, metoda nejbližšího souseda, metoda křížové validace

## **ABSTRACT**

Aim of this thesis is description of problems of atrial fibrillation and methods that could be used for detection in the electrocardiogram. The introductory part of the theoretical analysis deals with the principle of electrophysiology of the heart and mainly the pathophysiology of atrial fibrillation. Additionally the work is focused on describing methods on automatic atrial fibrillation detection and capabilities of PhysioNet database. In the practical part methods are implemented in the MATLAB environment. After using the statistics to evaluate the quality of the parameters, the automatic classification of the data was performed by the method of The Nearest Neighbour. Finally, the accuracy of testing is presented.

## **KEYWORDS**

Physiology of heart, electrocardiogram, atrial fibrillation, detection of atrial fibrillation, PhysioNet Database, statistics, automatic classification, Nearest Neighbour, Cross-validation

HÚSKOVÁ, M. *Detekce fibrilace síní v EKG záznamu*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2017. 45 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Lucie Maršánová.

## **PROHLÁŠENÍ**

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Detekce fibrilace síní v EKG záznamu 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 této práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědoma následků porušení ustanovení § 11 a následujících zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne .....

.....

## **PODĚKOVÁNÍ**

Děkuji vedoucímu bakalářské práce Ing. Lucii Maršánové za odborné vedení, konzultace a další účinnou metodickou a pedagogickou pomoc při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne .....

.....

# OBSAH

<b>Seznam obrázků</b>	<b>9</b>
<b>Seznam tabulek</b>	<b>10</b>
<b>Úvod</b>	<b>11</b>
<b>1 Popis srdce</b>	<b>12</b>
1.1 Anatomie srdce .....	12
1.1.1 Předstě a komory .....	12
1.1.2 Stavba stěny srdce.....	12
1.2 Převodní systém srdce .....	13
1.2.1 Buňky převodního systému .....	13
1.2.2 Regulace srdeční práce .....	14
1.3 Elektrokardiogram .....	14
1.3.1 Svody EKG .....	14
1.3.2 Průběh EKG křivky .....	14
<b>2 Srdeční arytmie</b>	<b>16</b>
2.1 Typy arytmií .....	16
2.2 Fibrilace síní a její patofyziologie .....	16
2.2.1 Klinické projevy a patofyziologie fibrilace síní .....	17
<b>3 Metody detekce fibrilace síní</b>	<b>19</b>
3.1 Detekce síňové fibrilace pomocí RR intervalu .....	19
3.1.1 Detekce fibrilace síní na základě Markovova modelu.....	19
3.1.2 Detekce na základě výpočtu koeficientu variance .....	20
3.1.3 Detekce na základě podobnosti histogramů RR intervalů .....	20
3.1.4 Detekce založená na Poincareho mapě .....	21
3.1.5 Detekce založená na výpočtu střední kvadratické odchylky po sobě jdoucích RR intervalů .....	21
3.1.6 Detekce založená na výpočtu absolutní odchylky .....	21
3.2 Detekce síňové fibrilace s využitím stacionární vlnkové transformace ..	22
<b>4 Testovací databáze</b>	<b>24</b>

4.1	The Long-Term Atrial Fibrillation Databáze.....	24
4.2	The MIT-BIH Atrial Fibrillatioin Databáze .....	25
<b>5</b>	<b>Realizované metody detekce fibrilace síní</b>	<b>26</b>
5.1	Parametry vycházející z nepravidelností RR intervalů.....	26
5.2	Parametry po využití stacionární vlnkové transformace.....	27
5.3	Statistické ohodnocení realizovaných parametrů .....	31
5.3.1	Test normality .....	31
5.3.2	Statistické testování významnosti rozdílů parametrů .....	31
5.4	Automatická klasifikace dat.....	33
5.4.1	Provedení klasifikace .....	33
5.4.2	Úspěšnost klasifikace.....	34
5.5	Ukázky signálů .....	35
5.6	Ukázky chybně vyhodnocených klasifikací .....	36
<b>6</b>	<b>Shrnutí</b>	<b>38</b>
6.1	Srovnání s výsledky publikovaných metod .....	39
	<b>Závěr</b>	<b>40</b>
	<b>Literatura</b>	<b>41</b>
	<b>Seznam symbolů, veličin a zkratk</b>	<b>44</b>
	<b>Přílohy</b>	<b>45</b>

## SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1.1: Křivka EKG, převzato z [3].....	15
Obr. 2.1: Záznam úseku s fibrilací síní.....	18
Obr. 5.1: Úsek signálu 05121 zobrazující normální sinusový rytmus.....	35
Obr. 5.2: Úsek signálu 05121 zobrazující fibrilaci síní .....	35
Obr. 5.3: Chybně klasifikován úsek normálního sinusového rytmu při klasifikaci pro parametry vycházející z nepravidelnosti RR intervalů .....	36
Obr. 5.4: Chybně klasifikován úsek fibrilace síní při klasifikaci pro parametry ze SWT .....	36
Obr. 5.5: Chybně klasifikován úsek fibrilace síní při klasifikaci pro celou skupinu parametrů .....	37

## SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 Souhrn parametrů.....	30
Tabulka 2 Výsledky statistického testu .....	32
Tabulka 3 Úspěšnost klasifikace.....	34
Tabulka 4 Srovnání výsledků práce.....	39

# ÚVOD

Fibrilaci síní lze považovat za jednu z nejběžnějších poruch srdečního rytmu. Přestože se především vyskytuje tato arytmie s rostoucí prevalencí u starších osob, vzhledem k dnešním životním návykům v populaci je čím dál častěji diagnostikována i u mladších osob. Tento typ poruchy představuje pro postiženého jedince zvýšené riziko vzniku cévní mozkové příhody a srdečního selhání. Ovšem průběh fibrilace síní může mít často velmi nespecifické příznaky a pacient je nemusí vůbec registrovat.

V dnešní době spočívá diagnóza síňové fibrilace v rozpoznání typických symptomů a jejich vizuálním ověření ze záznamu elektrokardiogramu (EKG). Tato metoda není ale příliš spolehlivá, jelikož záznam EKG je časově omezený a fibrilace nemusí být vůbec zachycena. Navíc správná interpretace do značné míry závisí na zkušenostech vyšetřujících odborníků. Nediagnostikovaná fibrilace síní může vést k rozvoji chronické fibrilace a k dalším komplikacím.

Řešení problémů s dostupnými vyšetřovacími metodami by mohly přinést spolehlivější metody automatické detekce fibrilace síní a umožnit tak včasný záchyt fibrilace včetně indikátorů, které ji předcházejí. Do dnešní doby bylo vyvinuto mnoho algoritmů pro automatickou detekci síňové fibrilace. Metody jsou založeny na změnách elektrické aktivity srdce, které lze pozorovat na křivce EKG signálu.

Práce se zabývá teoretickým popisem fyziologie srdce, záznamem jeho elektrické aktivity a poruchami srdečního rytmu, především fibrilace síní. Další kapitola je věnována principům metod používaných pro automatickou detekci atriálních fibrilací. Jsou zmíněny metody vycházející z nepravidelností RR intervalů, dále i metody, které detekci R vln nevyžadují.

Následně práce popisuje možnosti databáze PhysioNet, text se zaměřuje podrobněji na její fibrilační databáze. Realizovaná metoda detekce je testována na signálech právě těchto databází.

V programovém prostředí Matlab byl uskutečněn výpočet několika parametrů založených na RR intervalech i vycházejících z filtrovaného signálu stacionární vlnkovou transformací. Z realizované skupiny parametrů byly statistickou analýzou odlišeny ty parametry, které vykazují významný rozdíl mezi úseky fibrilace a normálního rytmu. Následujícím krokem bylo provedení automatické klasifikace dat. Zhodnocení dosažených výsledků, jejich porovnání s výsledky metod jiných autorů je zařazeno v závěru práce.

# 1 POPIS SRDCE

## 1.1 Anatomie srdce

Kardiovaskulární systém lidského těla tvoří uzavřená soustava krevních, lymfatických cév a srdce, rozvádějící svými rytmickými stahy krev do celého těla. Činnost, tohoto dutého a svalnatého orgánu, bychom mohli přirovnat k pumpě. Vedle zajištění proudění krve v tepnách, žilách a vlásečnicích se také podílí na udržování krevního tlaku.

Srdce, tvarem připomínající kužel, je uloženo nad bránicí ve středním dolním mediastinu za hrudní kostí tak, že 1/3 leží vpravo a 2/3 vlevo od střední roviny. Basis cordis – srdeční báze (základna kuželu), z níž vystupují velké cévy, směřuje doprava, nahoru, dozadu zatímco apex cordis – hrot dopředu, doleva a dolů. Tudíž podélná osa srdce probíhá šikmo doleva, dopředu a dolů. [1] [2]

### 1.1.1 Předsíně a komory

Přepážkou srdeční je srdce podélně rozděleno na pravou a levou polovinu, v každé můžeme anatomicky rozlišit tenkostěnnou předsíň (atrium) a silnostěnnou komoru (ventriculus). Tyto dutiny byly vytvořeny neúplným oddělením cípatými chlopněmi topologicky tak, že srdeční předsíně leží v oblasti basis cordis a při srdečním hrotu nalezneme srdeční komory. Pravá předsíň a pravá komora vytváří pravé srdce a levá předsíň a komora srdce levé.

Do pravé předsíně ústí horní a dolní dutá žíla, které přivádí do srdce odkysličenou krev z horní a dolní poloviny lidského těla. Pravá předsíň se otevírá pomocí trojcípé chlopně do pravé komory, ze které vystupuje plicní kmen přes poloměsíčitou chlopeň do plic. Okysličená krev proudí plicními žilami do levé předsíně a přitéká přes dvojcípou chlopeň do levé komory. Poloměsíčitá aortální chlopeň odděluje levou komoru od aorty, kterou se krev dostává do oběhové soustavy. [1] [2]

### 1.1.2 Stavba stěny srdce

Stěna hlavního orgánu cévního systému je tvořena třemi vrstvami. Nitroblána srdeční neboli endokard vystýlá všechny dutiny srdeční a pokrývá povrch chlopní. Druhou vrstvu představuje svalovina srdeční neboli myokard, na kterou nasedá vazivová vrstva epikardu s navazujícím osrdečníkem neboli perikardem. Tato součást zevní vazivové vrstvy srdce je vyplněna serózní tekutinou snižující tření a tím usnadňující pohyb srdečního svalu.

Nejpodstatnější vrstvou srdeční stěny je myokard tvořený buňkami příčně pruhované svaloviny srdeční. Buňky zodpovědné za kontrakci srdečních oddílů vytváří pracovní myokard, do kterého jsou vysílány podněty ke stahu formou vzruchů spontánně vytvořených buňkami vodivého myokardu, které mají tuto schopnost automacie. Vodivý myokard představuje převodní systém srdeční, který zajišťuje spojení a správnou koordinaci práce síní a komor.

Myokard předsíní a myokard komor představují dva samostatné celky navzájem oddělené srdečním skeletem pracující v daném pořadí. To znamená, že v okamžiku kontrakce (stahu svaloviny) stěny předsíně neboli systoly jsou komory v diastole (uvolnění svaloviny). [1] [2]

## 1.2 Převodní systém srdce

Základní části převodního systému tvoří nodus sinuatrialis (SA uzel), nodus atrioventricularis (AV uzel), Hisův svazek, Tawarova raménka s větvením a Purkyňova vlákna.

SA uzel se nachází subepikardiálně ve stěně pravé síně při ústí horní duté žíly. Generuje rytmické elektrické impulzy prostřednictvím pacemakerové aktivity buněk (60-100/min) a udává tak sinusový rytmus. Přes internodální síňové dráhy se vzruch šíří do AV uzlu, který leží subendokardiálně v pravé síni nad trojicí chlopní. Ten zajišťuje převod vzruchu z předsíní na komory se zpožděním, čímž působí jako filtr vzruchů. Následující vodivou spojnici představuje Hisův svazek dělicí se na pravé a levé Tawarovo raménko, která se dále větví ve svalovinu komor na Purkyňova vlákna. Jejich funkce spočívá v převodu vzruchu na buňky pracovního myokardu, které následně odpoví kontrakcí. [3][8]

### 1.2.1 Buňky převodního systému

Buňky převodního systému srdečního se vyznačují schopností samovolně tvořit vzruchy. To znamená, že adekvátní podráždění buněčné membrány vyvolá typickou elektrickou odpověď, tedy akční potenciál. Podkladem polarizace membrány je nerovnoměrné rozložení iontů (Na, Ca a K) uvnitř a vně buňky, které je zajišťováno jejich difuzí, rozdílnou permeabilitou membrány a iontovou pumpou (konkrétně Na<sup>+</sup>/K<sup>+</sup>-ATPasou). Akční potenciál začíná rychlou změnou membránového potenciálu, kdy se vnitřek buňky z hodnoty -90 mV dostává na hodnotu +20 až +25 mV. Tato fáze se nazývá depolarizace a je způsobena vtokem sodných iontů do buňky. Následuje velmi krátká fáze částečné repolarizace a po ní dlouhá fáze typická pro srdeční buňky, tzv. fáze plató. Pomalý vtok vápenatých iontů do buňky způsobí, že se membrána nevrací na původní napětí, ale zůstává depolarizovaná přibližně 200-350 ms. Teprve otevřením draselných kanálů a přesunem K<sup>+</sup> iontů ven z buňky se membránový potenciál vrací na klidovou hodnotu a dochází k repolarizaci. Celý akční potenciál buňky myokardu tak trvá přibližně 200-400 ms. Od počátku depolarizace až zhruba do dvou třetin repolarizace není možné vyvolat další podráždění, buňka se nachází v refrakterní fázi. Až při poklesu potenciálu na hodnotu -45 mV se mohou sodíkové kanály opět otevřít. Tímto mechanismem jsou srdeční buňky chráněny před příliš rychlou tvorbou vzruchů, která by mohla snížit čerpací kapacitu srdce. [3] [22]

## 1.2.2 Regulace srdeční práce

Převodní systém pracuje do jisté míry autonomně, je ale ovlivněn některými hormonálními působky z krevního oběhu a prostřednictvím autonomních nervových vláken z centra řízení srdeční činnosti v prodloužené míše. Parasymptický nervový systém spontánní depolarizaci a rychlost vedení v AV uzlu zpomaluje, vede ke snížení tepové frekvence, sympatický nervový systém zrychluje, vede ke zvýšení tepové frekvence. [3]

## 1.3 Elektrokardiogram

Záznamem činnosti převodního systému srdce je elektrokardiogram snímáný z povrchu těla. Je to základní neinvazivní a reprodukovatelná vyšetřovací metoda, jež slouží k hodnocení polohy srdce, tepové frekvence, rytmu, původu a šíření vzruchu, repolarizace a poruchy těchto dějů. [3]

Šířící se akční potenciál vytváří extracelulární proudy, které vede extracelulární tekutina na povrch těla, zde jsou potenciálové rozdíly snímány elektrodami. EKG zaznamenává podráždění síňového a komorového myokardu. [4]

### 1.3.1 Svody EKG

Časový průběh šíření vzruchu je snímán pomocí svodů, jejichž umístění se volí podle mezinárodního standardu. V klinické praxi se nejvíce používá dvanácti svodový záznam vytvářený kombinací končetinových a hrudních svodů s deseti Ag-Cl elektrodami umístěnými na povrch těla. Svody se dělí na: [3][8]

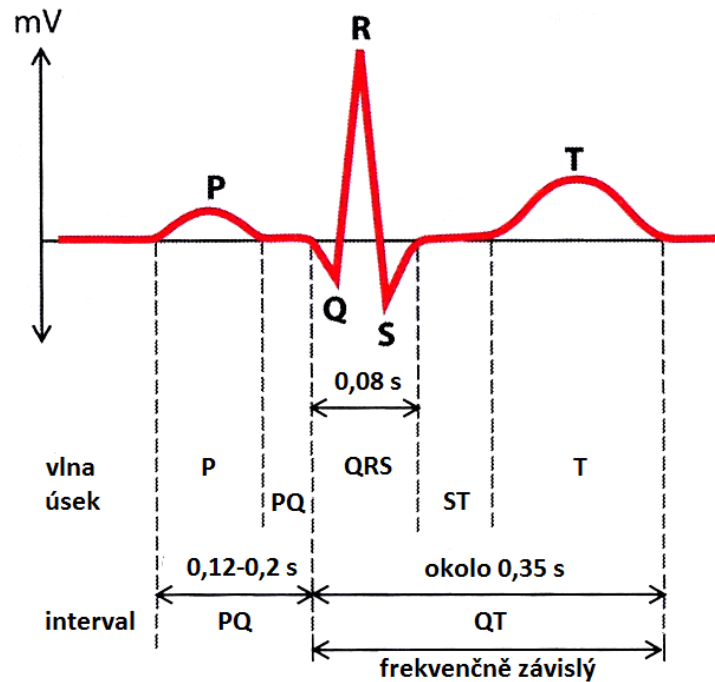
- Einthovenovy I, II, III bipolární končetinové svody - registrují napěťové rozdíly mezi dvěma končetinami, na kterých jsou aktivní elektrody
- Goldbergovy aVR, aVL, aVF (z angl. augmented – zesílené) unipolární končetinové svody - zaznamenávají velikost napětí mezi aktivní elektrodou na jedné končetině proti spojení zbývajících dvou končetin (indiferentní elektroda)
- Wilsonovy V<sub>1</sub>, V<sub>2</sub>, V<sub>3</sub>, V<sub>4</sub>, V<sub>5</sub>, V<sub>6</sub> unipolární hrudní svody - snímají potenciálové změny z levé poloviny hrudníku mezi aktivní elektrodou a indiferentní vytvořenou spojením tří končetinových svodů.

### 1.3.2 Průběh EKG křivky

Časový průběh okamžité projekce výsledného sumačního vektoru se zachycuje v jednotlivých svodech a vytváří grafický obraz EKG křivky. Směr sumačního vektoru v okamžiku největší hodnoty je označován jako elektrická osa srdeční, která slouží k určení přibližné polohy srdce v hrudníku.

Křivku EKG můžeme rozčlenit na vlny, kmity, segmenty a intervaly. Podle přijaté konvence platí, že v případě vzruchu šířícího se k elektrodě, je výchylka kladná a v případě šíření vzruchu od elektrody záporná.

Depolarizace síní se projeví vlnou P, šíření vzniklého vzruchu síněmi a převod AV uzlem je interval PQ. Projev repolarizace síní je obvykle překryt komplexem QRS odpovídající depolarizaci komor. ST úsek je projev trvajících podráždění celého myokardu komor. Vlna T odráží repolarizaci komor čili obnovení dráždivosti. Fyziologický tvar a délku trvání jednotlivých vln a úseků zobrazuje obrázek č. 2. [3]



Obr. 1.1: Křivka EKG, převzato z [3]

## 2 SRDEČNÍ ARYTMIE

### 2.1 Typy arytmii

**Srdeční arytmie (dysrytmie)** je jakákoliv porucha srdečního rytmu. Ve většině případů vzniká postižením převodního systému.

Arytmie se dělí podle různých hledisek [5][6][7]:

- Podle rychlosti srdeční činnosti:
  - Arytmie rychlé (tachyarytmie) nad 100 tepů za minutu
  - Arytmie pomalé (bradyarytmie) pod 50 tepů za minutu
- Podle místa vzniku:
  - Síňová (supraventrikulární) arytmie - vzniká kdekoliv v síni nebo v AV uzlu nad větvením Hissova svazku převodního systému. Zahrnuje například sinusovou tachykardii, supraventrikulární tachykardii a fibrilaci síní.
  - Komorová arytmie - vzniká ve svalovině komor nebo ve tkáni převodního systému pod větvením Hissova svazku. Mezi příklady je řazena komorová tachykardie a komorová fibrilace.

### 2.2 Fibrilace síní a její patofyziologie

Fibrilace síní (FS) je nejčastější supraventrikulární arytmii.

Podstatou této arytmie jsou rychlé chaotické nepravidelné stahy svalových vláken, které vedou ke ztrátě koordinované činnosti síní. U síňové fibrilace se síně stahují nepravidelně vysokou frekvencí (300-500/min). Vzruch se šíří na komory a vede i k nepravidelnému rytmu komor, jejichž frekvence stahu kolísá v širokém rozmezí v závislosti na mnoha faktorech. Krev proudí do komor jen pasivně po tlakovém gradientu bez přispěvku stahu síní.

Prevalence atriálních fibrilací (AF) v dospělé populaci je uváděna mezi 1-6 %, ale výrazně stoupá s věkem, u pacientů starších 80 let se pohybuje až kolem 10%. Příčinnou nárůstu výskytu této arytmie je stárnutí populace a pokroky v léčbě kardiovaskulárních onemocnění, více než dvě třetiny postižených jsou tak ve věku 65-85 let. Včasné rozpoznání této poruchy srdečního rytmu má zásadní význam neboť její přítomnost zdvojnásobuje úmrtnost a je příčinnou více než třetiny kardioembolizačních epizod. [6][7]

Fibrilace síní se objevuje u následujících onemocnění a stavů: [5][6]

- srdeční
  - onemocnění srdce se zvětšením síní, se změnou struktury stěny zejména při vadě chlopní (mitrální chlopeň), při hypertensi,

ischemické chorobě srdeční, dilatační kardiomyopatii, srdečním selhání, defektu septa síní, stav po kardiochirurgické operaci

- mimosrdeční
  - zvýšená činnost štítné žlázy, plicní embolie, plicní nemoci, těžké celkové infekce, některé otravy, nadměrného užívání alkoholu, kofeinu, drog, neurologická onemocnění
  - zvýšené riziko vysokého krevního tlaku, cukrovky, obesity, metabolického syndromu, syndromu spánkové apnoe
- izolovaná fibrilace síní
  - není spojena s onemocněním srdce ani jinými známými vyvolávajícími faktory, nejčastěji u mladších osob do 60 let věku

Klasifikace fibrilace síní může být podle mnoha kritérií a vyvíjí se, avšak pro praxi je nejdůležitější rozčlenění podle doby trvání arytmie. [7][6]

- První epizoda arytmie
- Opakující se arytmie
  - Paroxysmální - přichází v záchvatech vznikajících náhle, samovolně končí obvykle do 48 hodin, mezi nimi pracuje srdce v sinusovém rytmu
  - Perzistující – přichází v záchvatech, nekončí spontánně, musí být ukončeny léčebně
  - Permanentní – chronická, trvale přítomná

### 2.2.1 Klinické projevy a patofyziologie fibrilace síní

Klinickými projevy fibrilace síní jsou poruchy prokrvení srdce a mozku. Mezi další projevy patří embolie, kdy dochází ke vzniku krevní sraženiny v důsledku zpomaleného toku krve síněmi a k jejímu uvolnění do krevního oběhu. Nemocný může při fibrilaci pociťovat nepravidelné bušení nebo přeskokování srdce, námahovou dušnost, nízkou fyzickou výkonnost, únavu, závratě, bolesti na hrudy, poruchy spánku, mdloby. Ale tato porucha rytmu může být zcela bez symptomů. [6]

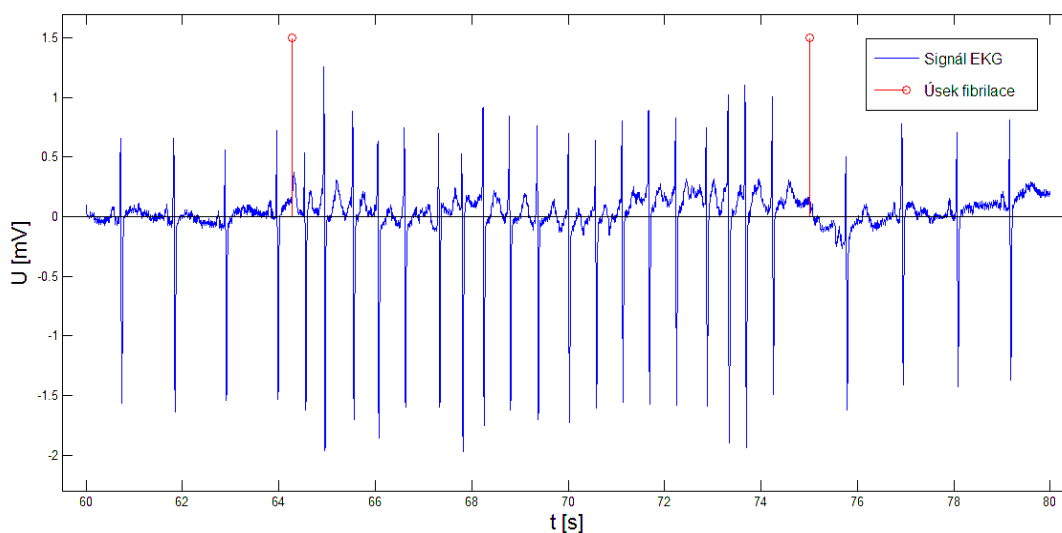
U strukturálně zdravého srdce je fibrilace síní spuštěna ektopickou aktivitou neboli vzruchem vzniklým mimo SA uzel, který se objevuje především u paroxysmální fibrilace. Jiná příčina vzniku se objevuje v oblastech strukturálního poškození srdce. Dochází ke kroužení elektrických vzruchů v obou předsíních po měnících se okruzích (reentry aktivita) a tento stav převažuje u perzistentní fibrilace. Nicméně při mechanismu vzniku FS se mohou obě příčiny kombinovat. [5]

Fibrilace vyvolává změny myokardu, která nazýváme remodelace. Elektrická remodelace je dána změnami elektrofyziologických vlastností, kontraktilní remodelace změnou stažlivosti srdeční svaloviny a remodelace strukturální je způsobena buněčnými změnami. [7]

Tyto změny jsou zodpovědné za udržování poruchy a přechodu do chronické formy. Tento děj bývá označován, jako fibrilace plodí fibrilaci. [6]

Důsledkem fibrilace síní v EKG křivce je nepravidelnost RR intervalů. QRS komplexy, které představující aktivitu srdečních komor, zaznamenáváme také nepravidelně. Na elektrokardiografickém záznamu nejsou přítomny jasné P vlny. Místo nich pozorujeme síňovou aktivitu v podobě rychlých nepravidelných nízkých fibrilačních vlnek F. [7]

Na obrázku Obr. 2.1 můžeme vidět EKG záznam fyziologického průběhu a přechodem do fibrilace síní.



Obr. 2.1: Záznam úseku s fibrilací síní

## 3 METODY DETEKCE FIBRILACE SÍNÍ

V současnosti je diagnóza fibrilace síní založena na přítomnosti typických symptomů a vizuálním ověření z elektrokardiografu. Nicméně tato metoda není příliš vhodná, protože v časově omezeném EKG záznamu nemusí být fibrilace zachycena. Existuje více faktorů, které brání včasné a přesné diagnóze FS. Pacienti nemusí pociťovat symptomy síňové fibrilace a mnoho FS tak není diagnostikováno vůbec. Navíc správná interpretace EKG křivky vyžaduje vysokou odbornost a značné zkušenosti pozorovatele. Nediagnostikovaná fibrilace síní může vést k rozvoji chronické fibrilace a k dalším komplikacím. [14]

Řešení problémů vizuální diagnózy FS spočívá v její automatické detekci. Ta by mohla eliminovat potřebu zrakové kontroly a vést tak k včasnější, přesnější a detailnější analýze EKG záznamu a tím i k odhalení nepravidelných projevů fibrilace síní. [14]

Do dnešní doby bylo vyvinuto několik algoritmů pro automatickou detekci síňové fibrilace. Metody jsou především založeny na změnách elektrické aktivity srdce, jež lze rozpoznat v EKG signálu. Mezi tyto základní rysy patří nepravidelnosti RR intervalů a výskyt vlnek F místo vlny P. Nicméně nalezení vlny P v signálu je obtížnější než detekce R vln. Je to především dáno nízkým poměrem signálu ku šumu P vlny a jejím tvarem, který je u jednotlivých pacientů odlišný. Další metody kromě těchto znaků vycházejí například z vlnkové transformace. Pro dosažení lepší detekce síňové fibrilace se často metody kombinují. [14] [24]

### 3.1 Detekce síňové fibrilace pomocí RR intervalu

Odezva komor na síňovou fibrilaci vyvolává nepravidelnosti v délkách RR intervalů. Na tomto znaku jsou založeny jednoduché metody detekce síňové fibrilace. Dále jsou využívány i rozdíly po sobě následujících RR intervalů ( $\Delta RR$ ). [15]

#### 3.1.1 Detekce fibrilace síní na základě Markovova modelu

Základ detekce FS spočívá ve vyjádření posloupnosti RR intervalů jako třístavový Markovův model. Intervaly jsou odlišeny podle délky na krátké, pravidelné a dlouhé. Rozdělení je uskutečněno porovnáním s průměrnou hodnotou intervalu  $rrmean$  danou rekurzivně vztahem

$$rrmean(i) = 0.75 \cdot rrmean(i-1) + 0.25 \cdot rr(i). \quad 3.1$$

Intervaly přesahující 115 % průměrné hodnoty jsou označeny dle klasifikace jako dlouhé, naopak intervaly nedosahující 85 % spadají do krátkých. Ve zbylém případě je interval hodnocen jako pravidelný.

Markovův model vystihuje pravděpodobnosti přechodů RR intervalů v jednotlivých stavech. Prvky vytvořené přechodové matice stavů tak vyjadřují pravděpodobnost, s jakou dochází ke změně stavu. Přičemž data odpovídající FS vykazují typickou matici pravděpodobnostních přechodů, odlišnou od ostatních arytmií i sinusového rytmu. [10]

### 3.1.2 Detekce na základě výpočtu koeficientu variance

Koeficient variance (CV) umožňuje hodnocení nepravidelnosti RR intervalů. Varianční koeficient je dán směrodatnou odchylkou RR intervalů  $\sigma_{RR}$  dělenou jejich průměrnou hodnotou  $\mu_{RR}$ . Tento vztah je vyjádřen vztahem

$$CV = \frac{\sigma_{RR}}{\mu_{RR}}. \quad 3.2$$

Testovaný signál je rozčleněn na segmenty dané délky. Pro každý segment je vypočítán CV popisující obsažené RR intervaly. V příslušném segmentu je detekována fibrilace, jestliže hodnota koeficientu překročí zvolený práh.

CV test slouží k statistickému porovnání variančního koeficientu RR intervalů v testovaném záznamu s hodnotou CV, který byl získán z příslušného standardního histogramu odpovídajících RR intervalů. Byl definován přijatelný rozsah koeficientu  $R_{CV}$ . Pokud vypočítaný varianční koeficient testovaného záznamu spadá do intervalu daného standardním koeficientem  $\pm R_{CV}$ , pak je segment označen za fibrilaci.[15] [16]

### 3.1.3 Detekce na základě podobnosti histogramů RR intervalů

Histogramy RR intervalů mohou být využity k detekci FS, jelikož vykazují během fibrilace síní typický charakter.

Detekce je založena na porovnání histogramu testovaných dat se standardním histogramem, který byl získán z RR intervalů úseku fibrilace síní. Rozdílnost histogramů je statisticky hodnocena pomocí Kolmogorovova-Smirnovova testu.

Test vyhodnocuje rozdíl mezi rozděleními pravděpodobností histogramu testovaných dat a standardního histogramu. Výsledkem je p-hodnota, která je srovnána s definovaným prahem P. Následující vztahy reprezentují stanovení této p-hodnoty

$$p \equiv Q(\lambda) = 2 \sum_{j=1}^{\infty} (-1)^{j-1} e^{-2j^2\lambda^2} \quad 3.3$$

$$\lambda = \left( \sqrt{N_e} + 0.12 + 0.11/\sqrt{N_e} \right) * D \cdot N_e = N_1 N_2 / (N_1 + N_2), \quad 3.4$$

kde  $N_1$  je počet hodnot v standardním rozdělení a  $N_2$  představuje počet hodnot v testovaném rozdělení. D je největší rozdíl mezi dvěma rozděleními pravděpodobností.

Pokud je rozdíl mezi distribucemi velký a tudíž p-hodnota je malá, úsek za fibrilaci

nepovažujeme. Naopak pokud p-hodnota překročí zvolený práh, daný úsek je označen za síňovou fibrilaci. [16]

### 3.1.4 Detekce založená na Poincareho mapě

Signál je rozdělen na segmenty obsahující RR intervaly. Na základě jejich zpracování je daný úsek detekován jako FS anebo nikoliv. Do Poincareho mapy jsou vyneseny délky RR intervalů tak, že na ose x je vektor RR intervalu a na ose y se vynáší vektor RR intervalu o jeden posunutý. Souřadnice bodů představují dvojice současného a následujícího RR intervalu.

Pro charakterizování naměřených dat je stanoven z Poincareho mapy rozptyl bodů okolo diagonální linie. Rozptyl  $d$  je určen podle následujícího vztahu

$$d = \frac{\sqrt{\frac{1}{2(n-1)} \sum_{j=1}^{n-1} (I_j - I_{j+1})^2 - \left( \frac{1}{(n-1)\sqrt{2}} \sum_{j=1}^{n-1} |I_j - I_{j+1}| \right)^2}}{\frac{1}{2(n-1)} \left( -I_1 - I_n + 2 \sum_{j=1}^{n-1} I_j \right)}, \quad 3.5$$

kde  $I$  představuje hodnotu délky RR intervalu a  $n$  počet RR intervalů.

Pokud hodnota rozptylu nepřekročí zvolený práh, je považován rytmus daného úseku signálu za fyziologický. [19]

### 3.1.5 Detekce založená na výpočtu střední kvadratické odchylky po sobě jdoucích RR intervalů

Střední kvadratická odchylka po sobě jdoucích RR intervalů (RMSSD) je definována jako

$$RMSSD = \sqrt{\frac{1}{(N-1)} \sum_{i=1}^{N-1} (RR_{i+1} - RR_i)^2}, \quad 3.6$$

kde  $N$  je počet RR intervalů v segmentu.

Testovaný signál je rozčleněn na segmenty o daném počtu RR intervalů. Hodnota RMSSD je stanovena pro každý segment. Vzhledem k tomu, že fibrilace síní vykazuje vyšší rozdíly v RR intervalech oproti normálnímu sinusovému rytmu, hodnoty RMSSD během úseků AF se očekávají vyšší. V příslušném segmentu je tak detekována fibrilace, jestliže hodnota RMSSD překročí zvolený práh. [20] [23]

### 3.1.6 Detekce založená na výpočtu absolutní odchylky

Detekce FS může být posouzena na základě parametrů absolutní odchylky RR intervalů. Signál je rozdělen na úseky podle zvoleného počtu RR intervalů a pro všechny segmenty jsou stanoveny hodnoty normované absolutní odchylky (NADev) a normované absolutní odchylky rozdílů po sobě jdoucích RR intervalů (NADiff) na základě následujících vztahů: [21]

$$NADev = \sum_{i=1}^M \frac{|RR_i - \overline{RR}|}{M \cdot \overline{RR}} \quad 3.7$$

$$NADiff = \sum_{i=2}^M \frac{|RR_i - RR_{i-1}|}{(M-1) \cdot \overline{RR}}, \quad 3.8$$

kde  $M$  je počet RR intervalů,  $\overline{RR}$  je průměrná hodnota RR intervalů a  $i$  označuje  $i$ -tou hodnotu RR intervalů.[21]

## 3.2 Detekce síňové fibrilace s využitím stacionární vlnkové transformace

FS se vyskytují ve frekvenčním rozsahu 3-9 Hz. Aplikování vlnkové transformace slouží k filtrování EKG signálu, abychom zvýraznili časově-frekvenční popis pokrývající jejich frekvenční rozsah. Z filtrovaného signálu vyhodnotíme parametry, které jsou využity k posouzení detekce fibrilace. Výhodou tohoto přístupu je, že metoda s využitím vlnkové transformace nepotřebuje při předzpracování detekci R či P vln. Nedochozí tak k ovlivnění její přesnosti kvůli špatně detekovaným peakům. [14]

Princip stacionární vlnkové transformace (SWT) spočívá v aplikování vhodných filtrů v každém stupni rozkladu pro získání dvou posloupností v následující úrovni. Její výhoda spočívá v tom, že délky signálů všech úrovní mají stejnou délku jako původní signál, protože nedochází k podvzorkování signálu. [17]

Pro detekci síňové fibrilace na základě metody [14] s využitím stacionární vlnkové transformace byla konkrétně zvolena hodnota stupně rozkladu 6 a jako básová funkce ortogonální vlnka podle Daubechiesové. Získané spektrální koeficienty transformace - detailní (D) a aproximační (C) jsou v algoritmu využity pro extrakci parametrů sloužící k detekci FS. [14]

Pro každou úroveň rozkladu jsou z příslušných koeficientů stanoveny 2 parametry. A to parametr Peak-to-average power ratio - poměr středního a špičkového výkonu (PAPR) a log-energy entropie. Celkem tedy získáme k popisu signálu vektor parametrů o velikosti  $4 \times 6$ . Parametry Peak-to-average power ratio ( $\rho_\ell^D, \rho_\ell^C$ ) jsou dány

$$\rho_\ell^D = \frac{\max_{f \in F} S_\ell^D(f)}{\int_{f \in F} S_\ell^D(f)} \quad 3.9$$

$$\rho_\ell^C = \frac{\max_{f \in F} S_\ell^C(f)}{\int_{f \in F} S_\ell^C(f)}, \quad 3.10$$

kde výkonové spektrum příslušných vlnkových koeficientů  $S_\ell^D(f), S_\ell^C(f)$  pro každý stupeň rozkladu  $\ell = \{1, 2, \dots, 6\}$  je vyjádřeno jako

$$S_\ell^D = E\{D_\ell(f)^2\} \quad 3.11$$

$$S_\ell^C = E\{C_\ell(f)^2\}, \quad 3.12$$

kde E představuje Fourierovu transformaci koeficientů  $(D_\ell(f), C_\ell(f))$ .

Log-energy entropie pro koeficienty  $(E_\ell^C, E_\ell^D)$  pro každý stupeň rozkladu  $\ell = \{1, 2, \dots, 6\}$  je dána vztahem

$$E_\ell^C = \sum_{n=1}^N \log(c_\ell(n))^2 \quad 3.13$$

$$E_\ell^D = \sum_{n=1}^N \log(d_\ell(n))^2. \quad 3.14$$

Tyto parametry jsou použity pro klasifikaci dat do skupiny s FS a bez ní. [14]

Další možností parametrů odlišující AF od fyziologických záznamů mohou být směrodatná odchylka koeficientů (SD), jež je dána vztahem

$$SD = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (\text{details}_i - \overline{\text{details}})^2} \quad 3.15$$

kde N je počet koeficientů transformace, směrodatná odchylka rozdílů po sobě jdoucích koeficientů (SDSD) daná vztahem

$$\text{differ} = \text{swd}(i) - \text{swd}(i+1) \quad 3.16$$

$$SDSD = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (\text{differ}_i - \overline{\text{differ}})^2} \quad 3.17$$

a délka elipsy Poincarého mapy (SD2) definována jako

$$SD2 = \sqrt{2 \cdot SD \cdot SD - 0.5 \cdot SDSD \cdot SDSD}. \quad 3.18$$

Tyto statistické znaky popisují proměnlivost filtrovaného signálu. Vycházejí z detailních koeficientů získaných filtrací SWT s bázovou funkcí podle Daubechiesové (db40) a ze stupně rozkladu 4. [11]

## 4 TESTOVACÍ DATABÁZE

Databáze PhysioNet je veřejně dostupná databáze nabízející bezplatný přístup k velkému souboru fyziologických signálů, které mohou sloužit k rozvoji výzkumu a vzdělání. PhysioNet vznikl pod záštitou Národního institutu zdraví (NIH) a Národního institutu biomedicínského inženýrství (NIBIB).

Od svého založení v roce 1999 si klade za cíl podněcovat výzkum a nové metody umožňující studium komplexních biomedicínských a fyziologických signálů. PhysioNet je tvořen třemi vzájemně provázanými celky – PhysioBank, PhysioToolkit a PhysioNetWorks.

*PhysioBank* je velkým a rostoucím archivem s digitálními záznamy fyziologických signálů, časových řad a souvisejících dat z biomedicínských výzkumů. PhysioBank obsahuje sbírky kardiopulmonálních, nervových a dalších biologických signálů, a to jak od zdravých jedinců, tak i pacientů s různými zdravotními stavy, včetně náhlé srdeční smrti, srdečního selhání, epilepsie, poruchy chůze, spánkové apnoe a stárnutí.

*PhysioToolkit* představuje stále rostoucí soubor softwarů pro zpracování, analýzu signálů a detekce fyziologicky významných událostí. Využívá jak klasických technik, tak i nové metody založené na statistické fyzice a nelineární dynamice. Také umožňuje interaktivní zobrazení a charakterizace signálů, vytváření nových databází, simulace fyziologických i dalších signálů, kvantitativní vyhodnocení a porovnání analytických metod a analýzy nerovnovážných a nestacionárních procesů. Společným tématem výzkumných projektů přispívajících softwarem do PhysioToolkit je extrakce "skrytých" informací z biomedicínských signálů poskytující informace s diagnostickým nebo prognostickým významem pro medicínu a informace s vysvětlující a prediktivní hodnotou pro základní výzkum.

*PhysioNetWorks* je virtuální laboratoř umožňující spolupráci s kolegy po celém světě. Společně lze vytvářet, hodnotit, zlepšovat, dokumentovat či připravovat nová data a software. Na rozdíl od ostatních částí webu PhysioNet, přístup k PhysioNetWorks je chráněn heslem a poskytuje tak spolehlivé a bezpečné webové zálohování, nástroje pro prohlížení a interaktivní anotaci dat. Spojení s aktivní komunitou více než 3000 vědců z celého světa umožňuje spolupráci a pomoc s anotacemi, analýzou a prohlížením dat. [9]

### 4.1 The Long-Term Atrial Fibrillation Databáze

Tato databáze obsahuje 84 long-term záznamů EKG pacientů s paroxysmální nebo perzistující fibrilací síní. Každý záznam je tvořen dvěma současně zaznamenanými EKG signály s vzorkovací frekvencí 128 Hz, rozlišením 12-bit a v rozsahu 20 mV. Záznamy EKG typicky trvají 24 až 25 hodin. Databáze poskytuje dvě sady anotací:

- qrs anotace, které byly získány pomocí automatického detektoru QRS a popisují pozici R vln. Anotace obsahují označení normálního sinusového rytmu (N), detekovaných artefaktů (!) a ukončené AF (T).
- atr anotace, které byly získány manuálním přezkoumáním výstupu automatického systému pro analýzu EKG. Všechny R vlny jsou označeny podle rytmu a anotovány jsou také rytmické změny.

Z výše uvedené databáze byla vytvořena The AF Termination Challenge Database obsahující 80 jedno-minutových částí signálů z těchto záznamů, ve kterých se vyskytují anotovaná ukončení atriální fibrilace. [9][12]

## 4.2 The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database

Tato databáze obsahuje 25 EKG záznamů lidských pacientů s fibrilací síní (většinou paroxysmální). Z nich 23 záznamů je tvořeno dvěma EKG signály s anotacemi a poslední dva záznamy jsou zastoupeny pouze anotacemi rytmu a pozic qrs komplexu. Každý záznam trvá 10 hodin a obsahuje dva signály EKG se vzorkovací frekvencí 250 Hz, s rozlišením 12 bit a v rozmezí  $\pm 10$  mV. Původní analogové nahrávky byly vytvořeny v The Beth Israel Deaconess Medical Center pomocí ambulantních EKG přístrojů s šířkou vlnového pásma přibližně 0,1 Hz až 40 Hz. Soubory s anotacemi rytmu byly doplněny manuálně a označují atriální fibrilace, atriální flutter, junkční a sinusový rytmus. Anotace pozic qrs komplexu byly vytvořeny s použitím automatického detektoru. Ručně opravené anotace jsou k dispozici jen u některých signálů, což může vést u ostatních ke vzniku chyb.[9][10]

## 5 REALIZOVANÉ METODY DETEKCE FIBRILACE SÍNÍ

V programovém prostředí MATLAB byly realizovány vybrané metody z výše popsaných pro detekci síňových fibrilací. První část vychází z nepravidelností RR intervalů, na jejichž základě je vyhodnoceno několik parametrů. Ohodnocení nepravidelností RR intervalů patří mezi nejpoužívanější způsob detekce fibrilace síní nejen pro svou jednoduchost. Ve druhém zvoleném způsobu detekce, který je již složitější a časově náročnější, je provedena vlnková transformace pro filtraci EKG signálu z důvodu zvýraznění požadovaného pásma. Z takto předzpracovaného signálu byly odvozeny parametry popisující vlastnosti signálu. Byla tak stanovena skupina parametrů pro ohodnocení signálu. Statistickým testováním zvolených parametrů byly vybrány parametry kvalitní pro posouzení výskytu AF.

K realizaci parametrů bylo pracováno se signály z databáze The MIT-BIH Atrial Fibrillation a The Long-Term Atrial Fibrillation. Je použito 16 signálů z databáze The MIT-BIH Atrial Fibrillation, ve kterých je celkem 34 úseků atriální fibrilace a 32 úseků normálního rytmu. Z databáze The Long-Term Atrial Fibrillation bylo použito 10 signálů celkem s 34 úseky atriální fibrilace a 34 úseky normálního rytmu. Dohromady tak bylo ohodnoceno 68 úseků fibrilací síní a 66 úseků normálního rytmu skupinou parametrů, popsanych v následujících kapitolách.

### 5.1 Parametry vycházející z nepravidelností RR intervalů

Signál s vektory, obsahující anotované pozicemi R vln, začátky a konce úseků normálního rytmu a atriálních fibrilací, je načten do programového prostředí Matlab. Následně jsou pro úseky fibrilací a úseky normálního rytmu realizovány výpočty parametrů na základě RR intervalů.

Ve for-cyklu, probíhajícím podle počtu úseků je vždy stanoven vektor odpovídajících RR intervalů, na jehož základě jsou odvozeny jednotlivé parametry. V první řadě byl realizován výpočet koeficientu variance podle metody 3.1.2. Pro stanovení jeho hodnoty je z posloupnosti RR intervalů určena směrodatná odchylka a průměr. Jejich vzájemná závislost definující CV je dána vztahem

$$CV = \frac{\sigma_{RR}}{\mu_{RR}}. \quad 3.2$$

Následujícím parametrem je rozptyl  $d$  podle metody 3.1.4. Jeho hodnota představuje rozptyl bodů okolo diagonální linie v Poincareho mapě a je definována jako

$$d = \frac{\sqrt{\frac{1}{2(n-1)} \sum_{j=1}^{n-1} (I_j - I_{j+1})^2 - \left( \frac{1}{(n-1)\sqrt{2}} \sum_{j=1}^{n-1} |I_j - I_{j+1}| \right)^2}}{\frac{1}{2(n-1)} \left( -I_1 - I_n + 2 \sum_{j=1}^{n-1} I_j \right)}. \quad 3.5$$

Pro ohodnocení nepravidelností RR intervalů byl také zvolen parametr střední kvadratická odchylka po sobě jdoucích RR intervalů (RMSSD) vycházející z metody 3.1.5, dán vztahem

$$RMSSD = \sqrt{\frac{1}{(N-1)} \sum_{i=1}^{n-1} (RR_{i+1} - RR_i)^2}. \quad 3.6$$

Realizován byl také výpočet normované absolutní odchylky a normované absolutní odchylky rozdílů RR intervalů popsán v metodě 3.1.6 a definován jako

$$NADev = \sum_{i=1}^M \frac{|RR_i - \overline{RR}|}{M \cdot \overline{RR}} \quad 3.7$$

$$NADiff = \sum_{i=2}^M \frac{|RR_i - RR_{i-1}|}{(M-1) \cdot \overline{RR}} \quad 3.8$$

## 5.2 Parametry po využití stacionární vlnkové transformace

Signál s vektory, obsahující anotované pozice R vln, začátky a konce úseků normálního rytmu a fibrilací, je načten do programového prostředí Matlab. Signál je filtrován vlnkovou transformací, pro úseky fibrilací a úseky normálního rytmu jsou stanoveny zvolené parametry.

Na základě metody 3.2 byla nejdříve použita stacionární vlnková transformace s báзовou funkcí podle Daubechiesové (db5) a stupněm rozkladu 6. A pro každý úsek předzpracovaný filtrací SWT parametry Peak-to-average power ratio a log-energy entropie byly vypočítány.

Pro provedení SWT musí délka vstupního signálu být násobkem  $2^L$ , konkrétně v tomto případě  $2^6$ . Proto je každý úsek použitím funkce `wextend` prodloužen nulami, tak aby tato podmínka byla splněna.

Pro získané koeficienty transformace, detailní i přibližné, je stanovena hodnota parametru Peak-to-average power ratio  $(\rho_\ell^D, \rho_\ell^C)$  na základě vztahů

$$\rho_{\ell}^D = \frac{\max_{f \in F} S_{\ell}^D(f)}{\int_{f \in F} S_{\ell}^D(f)} \quad 3.9$$

$$\rho_{\ell}^C = \frac{\max_{f \in F} S_{\ell}^C(f)}{\int_{f \in F} S_{\ell}^C(f)} \quad 3.10$$

Výkonové spektrum příslušných vlnkových koeficientů  $S_{\ell}^D(f), S_{\ell}^C(f)$  je získáno odhadem výkonového spektra metodou periodogramu. V programovém prostředí Matlab je využita nabízená funkce `periodogram`.

K výpočtu log-energy entropie jednotlivých úseků signálu  $(E_{\ell}^C, E_{\ell}^D)$  je využita matlabovská funkce `wentropy`. Volba typu entropie (log energy) je vstupem této funkce.

Parametry jsou vyhodnoceny pro všechny stupně rozkladu  $\ell = \{1, 2, \dots, 6\}$ , pro každý úsek je tak stanoveno 6x4 parametrů.

Dále byla zvolena pro filtraci signálu stacionární vlnková transformace s bázovou funkcí podle Daubechiesové (db40). Autoři využili stupeň rozkladu 4. V práci byl testován i stupeň rozkladu 3, který vedl k lepším výsledkům a proto byl vybrán. Pro provedení SWT každý úsek byl prodloužen nulami (funkce `wextend`), aby délka vstupního signálu byla násobkem v tomto případě tedy  $2^3$ . Filtrovaný signál byl ohodnocen třemi parametry. Pro získané koeficienty transformace je určena směrodatná odchylka,

$$SD = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (\text{details}_i - \overline{\text{details}})^2} \quad 3.15$$

směrodatná odchylka rozdílů po sobě jdoucích koeficientů (SDSD) daná vztahem

$$\text{differ} = \text{swd}(i) - \text{swd}(i+1) \quad 3.16$$

$$SDSD = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (\text{differ}_i - \overline{\text{differ}})^2} \quad 3.17$$

a z nich odvozen třetí parametr SD2 představující délku elipsy Poincarého mapy definován jako

$$SD2 = \sqrt{2 \cdot SD \cdot SD - 0.5 \cdot SDSD \cdot SDSD}. \quad 3.18$$

Celkově byl uskutečněn výpočet 5 parametrů vycházejících z nepravidelností RR intervalů a 27 parametrů z filtrovaného signálu využitím stacionární vlnkové transformace.

K filtraci byla zvolena vlnka podle Daubechiesové (db5) a stupeň rozkladu 6. Pro všechny stupně rozkladu byl z koeficientů přibližných i detailních stanoven parametr log-energy entropie a Peak-to-average power ratio. Celkem je tak realizováno 24 parametrů. Rovněž byla použita k filtraci také SWT s vlnkou podle Daubechiesové (db40) a stupněm rozkladu 4. Z detailních koeficientů na stupni rozkladu 3 byly stanoveny 3 parametry.

Dohromady bylo realizováno 32 parametrů charakterizujících EKG signál pro rozhodnutí o výskytu AF či nikoliv. Pro přehlednost je souhrn všech parametrů zobrazen na následující tabulce (Tabulka 1)

Výpočet parametrů byl prováděn pro každý testovaný signál samostatně. Jeho výstupem je matice s úseky AF a matice s úseky normálního rytmu. Obě matice obsahují 32 sloupců odpovídajících jednotlivým parametrům v pořadí, tak jak je uvedeno v tabulce (Tabulka 1).

Tabulka 1 Souhrn parametrů

Č.	Parametr	Popis parametru
1.	CV	Variační koeficient
2.	d	Rozptyl bodů okolo diagonální linie Poincarého mapy pro RR intervaly
3.	RMSSD	Střední kvadratická odchylka po sobě jdoucích RR intervalů
4.	NADev	Normovaná absolutní odchylka RR intervalů
5.	NADiff	Normovaná absolutní odchylka rozdílů po sobě jdoucích RR intervalů
6.	SD	Směrodatná odchylka detailních koeficientů transformace
7.	SDSD	Směrodatná odchylka po sobě jdoucích koeficientů transformace
8.	SD2	Délka elipsy Poincarého mapy pro detailní koeficienty transformace
9.	PAPR_C_1	Peak-to-average power ratio z přibližných koeficientů transformace pro všechny stupně rozkladu 1 až 6
10.	PAPR_C_2	
11.	PAPR_C_3	
12.	PAPR_C_4	
13.	PAPR_C_5	
14.	PAPR_C_6	
15.	PAPR_D_1	Peak-to-average power ratio z detailních koeficientů transformace pro všechny stupně rozkladu 1 až 6
16.	PAPR_D_2	
17.	PAPR_D_3	
18.	PAPR_D_4	
19.	PAPR_D_5	
20.	PAPR_D_6	
21.	E_C_1	Log-energy entropie z přibližných koeficientů transformace pro všechny stupně rozkladu 1 až 6
22.	E_C_2	
23.	E_C_3	
24.	E_C_4	
25.	E_C_5	
26.	E_C_6	
27.	E_D_1	Log-energy entropie z detailních koeficientů transformace pro všechny stupně rozkladu 1 až 6
28.	E_D_2	
29.	E_D_3	
30.	E_D_4	
31.	E_D_5	
32.	E_D_6	

## 5.3 Statistické ohodnocení realizovaných parametrů

Realizováním dříve popsaných metod byla získána skupina 32 různých parametrů. Odlišení kvalitních parametrů pro označení výskytu fibrilace síní bylo dosaženo pomocí statistického testování. Jeho cílem je ověřit, jestli existuje významný rozdíl mezi hodnotami parametrů pro úsek fibrilace a úsek normálního srdečního rytmu

### 5.3.1 Test normality

Předpokladem většiny statistických testů je posouzení normality dat. K rozhodnutí o normálním rozdělení hodnot parametrů byla použita numerická metoda, konkrétně Kolmogorovův-Smirnovův test. Test je založen na zjištění rozdílu mezi reálným kumulativním rozložením (data) a teoretickým kumulativním rozložením a následném porovnání s kritickou hodnotou testové statistiky.

Pro realizaci výpočtu testu byla v prostředí Matlab použita funkce `kstest`. Jejím výstupem je rozhodnutí o platnosti nulové hypotézy, a to že mezi normálním rozložením a zpracovávaným rozložením není rozdíl.

Na základě testu normality, který nepotvrdil normální rozdělení dat, byla dále pro statistické testování významnosti rozdílů parametrů použita neparametrická metoda. [27] [28]

### 5.3.2 Statistické testování významnosti rozdílů parametrů

Pro testování dvou skupin dat byl vybrán neparametrický Mann Whitney test. Spočívá v testování, zda dva nezávislé soubory mají stejné rozdělení pravděpodobnosti, speciálně jejich mediány jsou shodné. Pro obě skupiny testovaných dat je vytvořen součet pořadí a menší ze součtů je porovnán s kritickou hodnotou testu. V případě, že je tato hodnota menší než kritická hodnota testu, nulová hypotéza shody distribučních funkcí obou skupin dat je zamítnuta.

Tato statistická metoda byla provedena v prostředí Matlab pomocí funkce `ranksum`. K rozhodnutí o platnosti nulové hypotézy, a to zda se objevuje rozdíl hodnot parametrů v úseku fibrilace a normálního rytmu, byla využita p-hodnota. Jestliže p-hodnota je menší než hladina významnosti testu  $\alpha$ , test odmítá nulovou hypotézu na hladině významnosti  $\alpha$  (5%), konkrétně pro  $p < 0.05$ . Přičemž platí, že čím nižší p-hodnota testu je, tím menší je pravděpodobnost platnosti nulové hypotézy. [27] [28]

Výsledky statistického testu jsou zaznamenány v tabulce (Tabulka 2).

Tabulka 2 Výsledky statistického testu

Č.	Parametr	p-hodnota
1.	CV	5,7016E-06
2.	d	2,2180E-01
3.	RMSSD	3,3000E-03
4.	NAdev	4,7634E-07
5.	NAdiff	1,0871E-07
6.	SD	6,4400E-02
7.	SDSD	5,8900E-02
8.	SD2	6,0700E-02
9.	PAPR_C_1	6,4190E-01
10.	PAPR_C_2	6,5470E-01
11.	PAPR_C_3	7,0030E-01
12.	PAPR_C_4	4,3740E-01
13.	PAPR_C_5	4,4000E-01
14.	PAPR_C_6	7,0360E-01
15.	PAPR_D_1	7,3690E-01
16.	PAPR_D_2	9,9470E-01
17.	PAPR_D_3	3,3530E-01
18.	PAPR_D_4	2,8700E-02
19.	PAPR_D_5	1,3100E-02
20.	PAPR_D_6	3,6112E-04
21.	E_C_1	7,9460E-01
22.	E_C_2	7,3350E-01
23.	E_C_3	5,4060E-01
24.	E_C_4	4,7230E-01
25.	E_C_5	9,5920E-01
26.	E_C_6	9,9820E-01
27.	E_D_1	9,1320E-01
28.	E_D_2	8,6400E-01
29.	E_D_3	7,5370E-01
30.	E_D_4	6,6760E-01
31.	E_D_5	6,6760E-01
32.	E_D_6	4,7510E-01

Na základě statistického hodnocení realizovaných parametrů byly vybrány ty, které jsou nejvhodnější pro detekci fibrilace síní. Příslušné parametry jsou barevně zvýrazněny (Tabulka 2 Výsledky statistického testu). Významný rozdíl hodnot mezi úseky fibrilace a normálním rytmem byl prokázán u 4 parametrů založených na nepravidelnostech RR intervalů a 3 parametrů vycházejících z filtrace signálu stacionární vlnkovou transformací.

## 5.4 Automatická klasifikace dat

Po výběru vhodné podskupiny parametrů na základě statistické analýzy byla realizována automatická klasifikace dat. Cílem klasifikace je rozdělení daných objektů do tříd, v tomto případě přiřadit hodnoty parametrů do skupiny fibrilace síní nebo normálního srdečního rytmu. Pro automatickou klasifikaci je vybrána metoda založená na minimální vzdálenosti, a to metoda  $k$ -nejbližších sousedů (kNN). Existuje velké množství různých klasifikačních postupů, výhodou této klasifikační metody v porovnání s ostatními je její jednoduchost a nízká výpočetní náročnost. [26]

Metoda  $k$ -nejbližších sousedů je založena na principu podobnosti s nejbližšími sousedy. Pro prvek určený ke klasifikaci je nalezeno  $k$  nejbližších sousedů na základě výpočtu vzdálenosti od objektů trénovacích dat. Prvek bude následně patřit do třídy, která převládá mezi jeho nejbližšími sousedy. Pro výpočet vzdálenosti mezi dvěma objekty se využívá různých metrik, nejčastěji Euklidovská nebo Hammingova vzdálenost. Pro případ  $k=1$  (metoda nejbližšího souseda) je testovaný objekt klasifikován do třídy, ze které je nalezený nejbližší soused. [26]

Jedním ze způsobů testování úspěšnosti klasifikace je metoda  $k$ -fold křížové validace. Vyjadřuje v procentech, kolik objektů bylo správně zařazeno do odpovídajících tříd. Data jsou rozdělena do přibližně stejně velkých  $k$  foldů (částí), které jsou určeny pro trénování a testování klasifikátoru. Jedna část je určena  $k$  testování a zbylých  $k-1$  použito k trénování. Tento postup se opakuje tak, že každá část je využita pro testování jednou. K tvorbě klasifikátoru je využit soubor trénovacích dat, naopak testovací soubor slouží k hodnocení klasifikátoru. Testování úspěšnosti se tak provádí opakovaně  $k$ -krát a výsledná úspěšnost klasifikace je dána průměrem ze všech testování. [25]

### 5.4.1 Provedení klasifikace

Pro automatickou klasifikaci dat byla provedena v programovém prostředí Matlab metoda nejbližšího souseda. Klasifikační metoda byla vyzkoušena pro tři kombinace parametrů vybraných ze skupiny 32 parametrů statistickým testováním. Klasifikace byla realizována pro parametry vycházející z nepravidelností RR intervalů, pro parametry vycházející z filtrovaného signálu SWT a jejich kombinaci.

Automatická klasifikace byla testována na skupině dat uložených v matici o velikosti 134x32. Prvních 66 řádků odpovídá úsekům normálního rytmu, zbylé řádky matice představují úseky atriálních fibrilací. Sloupce matice představují hodnoty jednotlivých parametrů, jež byly vypočítány na základě dříve zmíněného postupu. Pro daný způsob provedení klasifikace jsou zvoleny ty sloupce, které odpovídají požadovaným parametrům. Jejich indexy jsou uloženy v proměnné *pind*.

Klasifikační algoritmus byl otestován pomocí 5-fold křížové validace. Data byla rozčleněna náhodně do 5 celků. V každém testování 4 celky sloužily k trénování a vždy 1 byl určen pro testování. Výsledná úspěšnost klasifikační metody je dána průměrem ze všech (5) testování.

Klasifikátor je uskutečněn pomocí Matlabovské funkce `knnclassify`. Jednotlivými vstupy pro tuto funkci je množina testovacích a trénovacích dat, vektor požadovaných výstupů (1 normální rytmus, 2 fibrilace síní), počet nejbližších sousedů ( $k=1$ ). Posledním vstupem funkce je typ metriky pro výpočet vzdálenosti, použita byla euklidovská vzdálenost.

Pro ohodnocení klasifikační metody je stanovena úspěšnost klasifikace, která udává podíl správně klasifikovaných úseků ze všech testovaných. Úspěšnost klasifikace je vypočítána pro normalizovaná i původní data.

## 5.4.2 Úspěšnost klasifikace

Klasifikace pomocí metody nejbližšího souseda byla uskutečněna pro skupinu 7 parametrů vybraných na základě statistického testování. Pro srovnání dvou zvolených metod k získání parametrů pro ohodnocení signálu, byla následně klasifikace provedena ještě dvakrát. Klasifikace byla realizována pro parametry vycházející z nepravidelností RR intervalů (4) a pro parametry vycházející z filtrovaného signálu SWT (3).

Úspěšnost klasifikace normalizovaných dat, která byla získána pro klasifikaci na základě použití všech parametrů současně, byla 82,11 %. Z porovnání úspěšnosti klasifikace dvou zvolených metod můžeme vyvodit závěr, že vyšší úspěšnost byla zjištěna u klasifikace pro parametry vycházející z nepravidelností RR intervalů, a to 81,28 % ve srovnání s klasifikací pro parametry vycházející z filtrovaného signálu SWT, konkrétně 56,70 %.

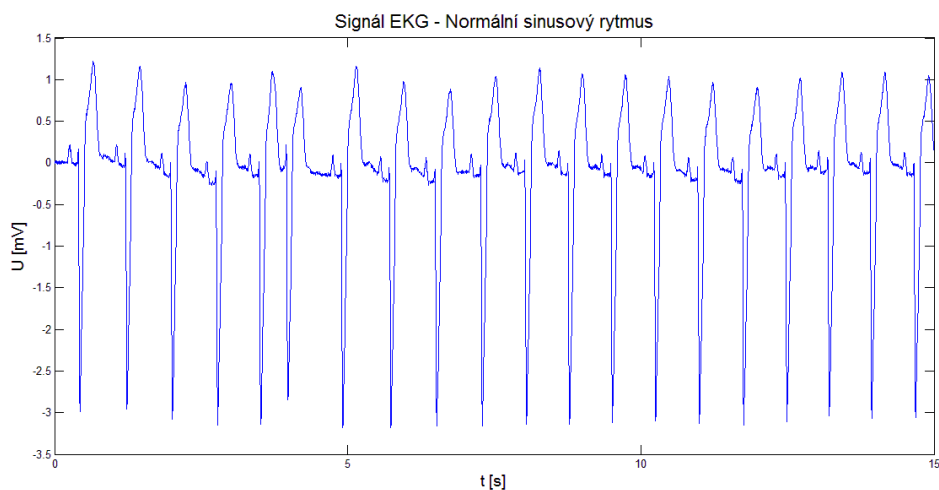
Pro vyjádření úspěšnosti realizace klasifikace metodou nejbližšího souseda byla stanovena průměrná úspěšnost. Procentuální úspěšnost klasifikace každého modelu za použití určité skupiny parametrů (z nepravidelnosti RR intervalů, z SWT) a jejich kombinace shrnuje Tabulka 3.

Tabulka 3 Úspěšnost klasifikace

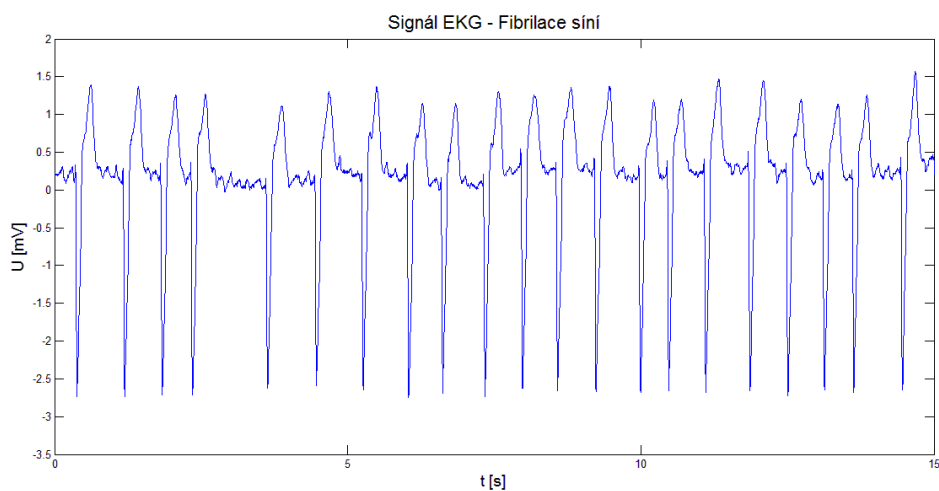
Typ klasifikace	Úspěšnost klasifikace [%]	
	nenormalizovaná data	normalizovaná data
klasifikace celková	67,24	82,11
klasifikace parametry z RR intervalů	53,05	81,28
klasifikace parametry z SWT	60,51	56,70

## 5.5 Ukázky signálů

Pro vybrané příklady byl použit úsek signálu 05121 z databáze The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database. Ukázku anotovaného úseku normálního sinusového rytmu, resp. fibrilace síní představují obrázky (Obr. 5.1, Obr. 5.2).



Obr. 5.1: Úsek signálu 05121 zobrazující normální sinusový rytmus



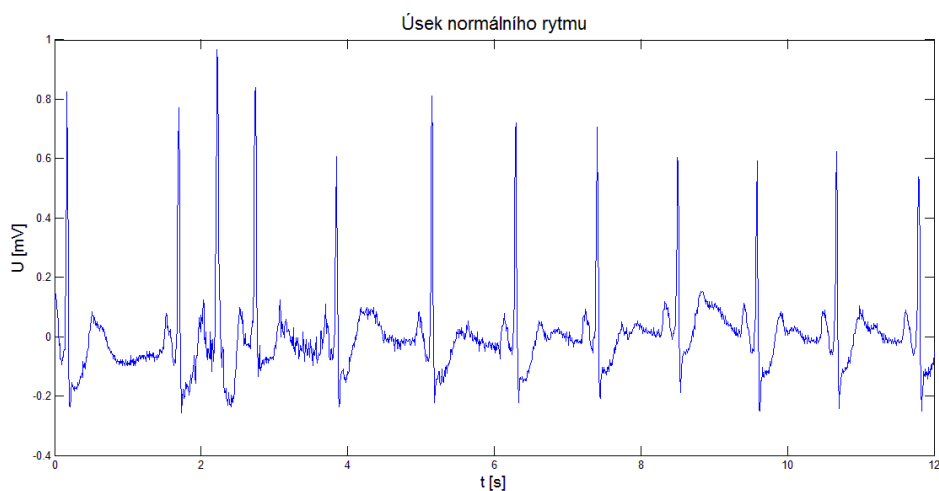
Obr. 5.2: Úsek signálu 05121 zobrazující fibrilaci síní

## 5.6 Ukázky chybně vyhodnocených klasifikací

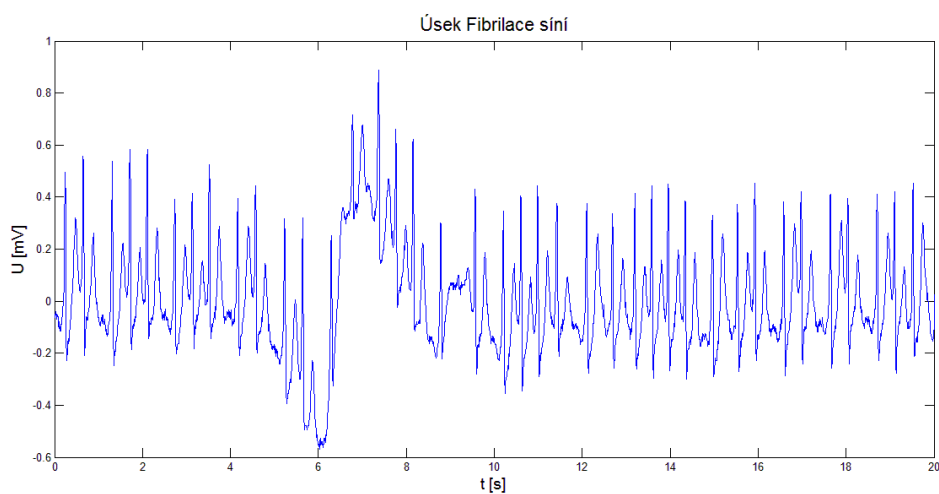
Obrázky (Obr. 5.3, Obr. 5.4, Obr. 5.5) reprezentují příklady úseků fibrilací síní i normálního rytmu, pro které klasifikační metoda při vyhodnocení selhala.

Jednu z chyb klasifikátoru, která vznikla při klasifikaci z parametrů popisujících nepravidelnosti RR intervalů, vidíme například na úseku normálního rytmu (Obr. 5.3). Případ chybné klasifikace úseku fibrilace síní z klasifikace pro parametry z SWT i pro parametry společné jsou zobrazeny na obrázku Obr. 5.4 a Obr. 5.5.

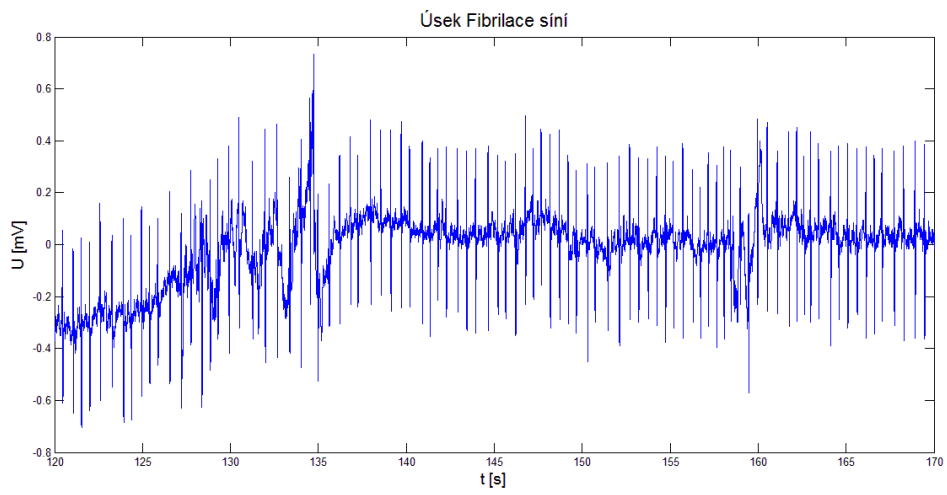
Obrázky ukazují, že dané úseky nevykazují obvyklou charakteristiku EKG signálu dané srdeční činnosti. To by mohla být jedna z příčin proč, klasifikace v daných případech neproběhla korektně.



Obr. 5.3: Chybně klasifikován úsek normálního sinusového rytmu při klasifikaci pro parametry vycházející z nepravidelnosti RR intervalů



Obr. 5.4: Chybně klasifikován úsek fibrilace síní při klasifikaci pro parametry ze SWT



Obr. 5.5: Chybně klasifikován úsek fibrilace síní při klasifikaci pro celou skupinu parametrů

## 6 SHRNU TÍ

V práci byly pro detekci atriální fibrilace realizovány metody využívající popis nepravidelností RR intervalů a filtrování signálu stacionární vlnkovou transformací. V programovém prostředí Matlab byla vyhodnocena skupina parametrů, které charakterizují AF. Realizovaný způsob detekce byl testován na signálech z databáze PhysioNet, konkrétně na anotovaných úsecích normálního srdečního rytmu a atriálních fibrilací z databází The MIT-BIH Atrial Fibrillation a The Long-Term Atrial Fibrillation.

Všechny posuzované parametry byly zpracovány statistickou analýzou. Z celkových 32 parametrů tak bylo odlišeno 7 takových, které vykazovaly významný rozdíl hodnot mezi úseky AF a normálního sinusového rytmu. Mezi ně řadíme 4, vycházejí z nepravidelností RR intervalů: koeficient variance (CV), střední kvadratická odchylka po sobě jdoucích RR intervalů (RMSSD), normovaná absolutní odchylka RR intervalů (NADev), normovaná absolutní odchylka rozdílů po sobě jdoucích RR intervalů (NADiff). Dále 3 parametry odvozené z filtrovaného signálu stacionární vlnkovou transformací: poměr Peak-to-average power z detailních koeficientů transformace pro úroveň stupně rozkladu 4, 5 a 6 (PAPR\_D).

Výběrem vhodné podskupiny parametrů (popisující příslušnou srdeční činnost) můžeme dále pokračovat automatickou klasifikací. Pro klasifikaci byla zvolena metoda nejbližšího souseda a byla provedena pro původní i normalizovaná data tak, jak popisuje kapitola 5.4. Nejvyšší úspěšnosti dosahuje klasifikátor při použití klasifikace normalizovaných hodnot všech parametrů současně (82,11 %). Provedení klasifikace samostatně pro skupinu parametrů vycházející z RR intervalů a filtrace SWT nedosahují stejné úspěšnosti, při práci s normalizovanými daty dosahuje výrazně vyšší úspěšnost klasifikace z parametrů na základě RR intervalů (81,28 % proti 56,70 %). Původní hodnoty parametrů v porovnání s jejich normalizovanými hodnotami vykazují nižší úspěšnost, ale v případě klasifikace pro parametry z SWT je tomu naopak (60,51 % proti 53,05 %).

Vyšší klasifikační úspěšnosti by mohlo být dosaženo volbou jiné klasifikační metody, odvozením dalších parametrů a nalezením jejich vhodné kombinace. Rovněž realizace zvolené detekce na větším souboru dat by mohla přinést zvýšení úspěšnosti.

Parametry byly voleny záměrně tak, aby mohla být porovnána kvalita detekce na základě RR intervalů a metod nevycházející z pozic R vln. Na základě dosažených výsledků nelze říci, že by jeden ze způsobů získání parametrů detekce kvalitativně převyšoval ten druhý a oba se jeví jako vhodné k odlišení tohoto druhu arytmie od jiných. A úspěšnost automatické detekce AF může těžit z jejich vzájemné kombinace.

## 6.1 Srovnání s výsledky publikovaných metod

Srovnání výsledků této práce s výsledky dosaženými jinými publikovanými metodami je uvedeno v následující tabulce (Tabulka 4). Úspěšnost metody využívající parametry Peak-to-average power ratio a log-energy entropii, ale lišící se v typu klasifikační metody (metoda podpůrných vektorů) je pro porovnání uvedena na druhém místě. Spolu s metodou uvedenou na třetím místě tyto postupy využívají pro filtraci signálu stacionární vlnkovou transformaci. Dále jsou uvedeny úspěšnosti metod založených na ohodnocení nepravidelností RR intervalů. V tabulce je také uvedeno, na jaké databázi byla realizovaná metoda testována.

Tabulka 4 Srovnání výsledků práce

Metoda	Testovaná databáze	Úspěšnost [%]
Tato práce	The MIT-BIH Atrial Fibrillation The Long Term Atrial Fibrillation	82,11
Asgari et al. [14]	The MIT-BIH Atrial Fibrillation	97,10
Thuraisingham [11]	The PAF Prediction Challenge	77,60
Tateno et al. [16]	The MIT-BIH Atrial Fibrillation The MIT-BIH Arrhythmia database	85,45
Ghodrati et al. [21]	The MIT-BIH Atrial Fibrillation	87,50
Dash et al. [23]	The MIT-BIH Atrial Fibrillation	94,75
Park et al [19]	The PAF Prediction Challenge Database The AF Termination Challenge Database	92,15

# ZÁVĚR

Cílem práce bylo popsat problematiku fibrilace síní a metody, jež umožňují její automatickou detekci v EKG záznamu. V úvodní části teoretického rozboru je vysvětlena podstata elektrofyziologie srdce. Následně bylo navázáno patofyziologií arytmií a především tématem fibrilace síní.

Bylo objasněno, že i když atriální fibrilace není smrtelné onemocnění, může být tento typ srdeční arytmie pro člověka velmi hendikepující. V poslední době výskyt atriálních fibrilací narůstá a tak vyvolává stále větší pozornost lékařů, stejně jako zájem po jejím automatickém detektoru.

V další části byla věnována pozornost základním principům a metodám pro automatickou detekci fibrilace síní a možnostem databáze PhysioNet. Podrobněji byly popsány subdatabáze The Long-Term Atrial Fibrillation Database a The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database. Kapitola 3 se věnuje základním principům často využívaných způsobů detekce, detailněji jsou rozebrány metody detekce síňové fibrilace pomocí RR intervalů a detekce síňové fibrilace s využitím stacionární vlnkové transformace.

V programovém prostředí Matlab byly realizovány parametry vybrané ze dvou odlišných přístupů detekce. Záměrně byly zvoleny tak, aby následně mohla být srovnána schopnost detekce na základě RR intervalů s metodou nepracující s R vlnami. Pro hodnocení testovaných signálů z The Long-Term Atrial Fibrillation Database a The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database tak bylo celkem použito 32 parametrů. V další části práce byly odlišeny kvalitní parametry pro označení výskytu atriální fibrilace statistickým testováním. Statisticky významný rozdíl hodnot parametrů, pro úseky normálního rytmu a těch vykazující fibrilace síní, se nacházel u 4 parametrů popisující RR intervaly a u 3 parametrů vycházející z filtrovaného signálu stacionární vlnkovou transformací. Na jejich základě byla provedena automatická klasifikace dat metodou nejbližšího souseda. Klasifikační metoda byla realizována pro parametry vycházející z nepravidelnosti RR intervalů, dále vycházející z filtrovaného signálu SWT a nakonec z jejich kombinace.

Nejvyšší úspěšnost byla získána u klasifikace na základě použití všech parametrů současně, konkrétně 82,11 %. V kapitole 5.5 můžeme vidět ukázky chybně klasifikovaného úseku daného rytmu pro každý ze tří způsobů provedení klasifikační metody. Úspěšnost klasifikace mohla být ovlivněna zvolenou klasifikační metodou, rozsahem souboru testovaných dat, chybami v databázi nebo volbou parametrů.

V závěrečné části práce jsou shrnuty dosažené výsledky a jejich srovnání s úspěšností metod publikovanými jinými autory.

# LITERATURA

- [1] PÁČ, Libor. *Anatomie člověka II: splachnologie, kardiovaskulární systém, žlázy s vnitřní sekrecí*. Brno: Masarykova univerzita, 2007. ISBN 978-80-210-4291-9.
- [2] HUDÁK, Radovan a David KACHLÍK. *Memorix anatomie*. 3. vydání. Praha: Triton, 2015. ISBN 978-80-7387-959-4.
- [3] SILBERNAGL, Stefan a Agamemnon DESPOPOULOS. *Atlas fyziologie člověka: překlad 8. německého vydání*. 4. české vydání. Praha: Grada Publishing, 2016. ISBN 978-80-247-4271-7.
- [4] SCHMIDT, Robert F. *Memorix - Fyziologie*. Praha: Scientia Medica, 1993. Memorix. ISBN 80-855-2618-2.
- [5] EISENBERGER, Martin, Alan BULAVA a Martin FIALA. *Základy srdeční elektrofyzologie a katéetrových ablací*. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-3677-8.
- [6] LUKL, Jan. *Fibrilace síní*. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-2768-4.
- [7] KAUTZNER, Josef. *Fibrilace síní v běžné praxi*. Praha: Maxdorf, c2012. Jessenius. ISBN 978-80-7345-270-4.
- [8] GANONG, William F. a Jan HERGET. *Přehled lékařské fyziologie*. Vydání v ČR první, dotisk 1999. Jinočany: H & H, 1997. ISBN 80-85787-36-9
- [9] Goldberger AL, Amaral LAN, Glass L, Hausdorff JM, Ivanov PCh, Mark RG, Mietus JE, Moody GB, Peng CK, Stanley HE. PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals. *Circulation* 101(23):e215-e220 [Circulation Electronic Pages; <http://circ.ahajournals.org/content/101/23/e215.full>]; 2000 (June 13). PMID: 10851218; doi: 10.1161/01.CIR.101.23.e215
- [10] G.B. Moody and R.G. Mark, A new method for detecting atrial fibrillation using R-R intervals, *Computers in Cardiology* 1983, 227-230.
- [11] THURASINGHAM, Ranjit Arulnayagam. An electrocardiogram marker to detect paroxysmal atrial fibrillation. *Journal of Electrocardiology* [online]. 2007, 40(4), 344-347 [cit. 2016-12-12]. DOI: 10.1016/j.jelectrocard.2006.10.061. ISSN 00220736. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022073606004110>
- [12] PETRUTIU, S., A. V. SAHAKIAN a S. SWIRYN. *Abrupt changes in fibrillatory wave characteristics at the termination of paroxysmal atrial fibrillation in humans* [online]. [cit. 2016-12-12]. DOI: 10.1093/europace/eum096. ISBN 10.1093/europace/eum096. Dostupné z: <http://europace.oxfordjournals.org/cgi/doi/10.1093/europace/eum096>

- [13] SCHAEFER, Jürgen R., Dieter LEUSSLER, Ludger ROSIN, David PITTRROW, Thomas HEPP a Renate B. SCHNABEL. *Improved Detection of Paroxysmal Atrial Fibrillation Utilizing a Software-Assisted Electrocardiogram Approach* [online]. [cit. 2016-12-12]. DOI: 10.1371/journal.pone.0089328. ISBN 10.1371/journal.pone.0089328. Dostupné z: <http://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0089328>
- [14] ASGARI, Shadnaz, Alireza MEHRNIA a Maryam MOUSSAVI. *Automatic detection of atrial fibrillation using stationary wavelet transform and support vector machine* [online]. [cit. 2016-12-12]. DOI: 10.1016/j.combiomed.2015.03.005. ISBN 10.1016/j.combiomed.2015.03.005. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0010482515000839>
- [15] TATENO, K. a L. GLASS. *A method for detection of atrial fibrillation using RR intervals* [online]. [cit. 2016-12-31]. DOI: 10.1109/CIC.2000.898539. ISBN 10.1109/CIC.2000.898539. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/898539/>
- [16] TATENO, K. a L. GLASS. *Automatic detection of atrial fibrillation using the coefficient of variation and density histograms of RR and  $\Delta$ RR intervals* [online]. [cit. 2016-12-31]. DOI: 10.1007/BF02345439. ISBN 10.1007/BF02345439. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/BF02345439>
- [17] JAN, Jiří. *Číslíková filtrace, analýza a restaurace signálů*. 2. upr. a rozš. vyd. Brno: VUTIUUM, 2002. ISBN 80-214-1558-4.
- [18] KHADRA, L., A. S. AL-FAHOUM a H. AL-NASHASH. *Detection of life-threatening cardiac arrhythmias using the wavelet transformation* [online]. [cit. 2016-12-31]. DOI: 10.1007/BF02510970. ISBN 10.1007/BF02510970. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/BF02510970>
- [19] PARK, Jinho, Sangwook LEE a Moongu JEON. *Atrial fibrillation detection by heart rate variability in Poincare plot* [online]. [cit. 2016-12-31]. DOI: 10.1186/1475-925X-8-38. ISBN 10.1186/1475-925X-8-38. Dostupné z: <http://biomedical-engineering-online.biomedcentral.com/articles/10.1186/1475-925X-8-38>
- [20] KENNEDY, Alan, Dewar D. FINLAY, Daniel GULDENRING, Raymond R. BOND, Kieran MORAN a James MCLAUGHLIN. Automated detection of atrial fibrillation using R-R intervals and multivariate-based classification. *Journal of Electrocardiology* [online]. 2016, **49**(6), 871-876 [cit. 2017-05-05]. DOI: 10.1016/j.jelectrocard.2016.07.033. ISSN 00220736. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S002207361630111X>
- [21] GHODRATI, Alireza, Bill MURRAY a Stephen MARINELLO. RR interval analysis for detection of Atrial Fibrillation in ECG monitors. *2008 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* [online]. IEEE, 2008, , 601-604 [cit. 2017-05-05]. DOI: 10.1109/IEMBS.2008.4649224. ISBN 978-1-4244-1814-5. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/4649224/>
- [22] *Lékařská fyziologie*. Vyd. 4., přeprac. a dopl. Praha: Grada, 2003, s. 216-221. ISBN 80-247-0512-5.
- [23] DASH, S., K. H. CHON, S. LU a E. A. RAEDER. Automatic Real Time Detection of Atrial Fibrillation. *Annals of Biomedical Engineering* [online]. 2009, **37**(9), 1701-1709 [cit. 2017-06-01]. DOI: 10.1007/s10439-009-9740-z. ISSN 0090-6964. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s10439-009-9740-z>
- [24] CLAVIER, L., J. -M. BOUCHER, R. LEPAGE, J. -J. BLANC a J. -C. CORNILY.

- Automatic P-wave analysis of patients prone to atrial fibrillation. *Medical* [online]. 2002, **40**(1), 63-71 [cit. 2017-06-01]. DOI: 10.1007/BF02347697. ISSN 0140-0118. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/BF02347697>
- [25] Matematická biologie učebnice: k-násobná křížová validace [online]. [cit. 2017-06-01]. Dostupné z: <http://portal.matematickabiologie.cz/index.php?pg=analyza-a-hodnoceni-biologickych-dat--vicerozmerne-metody-pro-analyzu-dat--klasifikace--hodnoceni-uspesnosti-klasifikace--k-nasobna-krizova-validace>
- [26] HOLČÍK, Jiří. *Analýza a klasifikace dat*. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2012. ISBN 978-80-7204-793-2.
- [27] PAVLÍK, Tomáš a Ladislav DUŠEK. *Biostatistika*. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2012. ISBN 978-80-7204-782-6.
- [28] BAKYTOVÁ, H., UGRON M. a O. KONŠTĚKOVÁ. *Základy štatistiky*. 1. vyd. Bratislava: Alfa, 1975.

## SEZNAM SYMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK

EKG	elektrokardiogram
FS	fibrilace síní
PAF	paroxysmální atriální fibrilace
AF	atriální fibrilace
SA	sinuatrialis
AV	atrioventrikularis
CV	koeficient variance
RMSSD	střední kvadratická odchylka po sobě jdoucích RR intervalů
NADev	normovaná absolutní odchylka
NADiff	normovaná absolutní odchylka rozdílů po sobě jdoucích RR intervalů
SWT	stacionární vlnková transformace
PAPR	peak-to-average power
SD	směrodatná odchylka
SDSD	směrodatná odchylka rozdílů po sobě jdoucích koeficientů
SD2	délka elipsy Poincarého mapy
NIH	Národní institut zdraví
NIBIB	Národní institut biomedicínského inženýrství
kNN	k-nejbližších sousedů

# PŘÍLOHY

Příloha: CD

Obsah CD:

1. Složka afdB – 16 testovacích signálů s příslušnými M soubory pro výpočet parametrů
2. Složka ltafdB - 10 testovacích signálů s příslušnými M soubory pro výpočet parametrů
3. Složka statistika
4. Složka klasifikace