



**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

**PŘESNOST METOD DETEKCE ATRIÁLNÍ  
FIBRILACE V EKG SIGNÁLECH**

ACCURACY OF METHODS FOR DETECTION OF ATRIAL FIBRILLATION IN  
ECG SIGNALS

**DIPLOMOVÁ PRÁCE**

MASTER'S THESIS

**AUTOR PRÁCE**

AUTHOR

Bc. Josef Veleba

**VEDOUCÍ PRÁCE**

SUPERVISOR

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

BRNO 2016



# Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor **Biomedicínské inženýrství a bioinformatika**  
Ústav biomedicínského inženýrství

**Student:** Bc. Josef Veleba

**ID:** 147518

**Ročník:** 2

**Akademický rok:** 2015/16

**NÁZEV TÉMATU:**

## **Přesnost metod detekce atriální fibrilace v EKG signálech**

### **POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:**

1) Seznamte se s elektrofyziologií srdce, se způsobem měření elektrokardiografických záznamů a podstatou atriálních fibrilací (AF). 2) Prostudujte problematiku detekce AF různými metodami. 3) Vyberte vhodné metody a realizujte je programově v prostředí Matlab nebo C++. Provedte základní ověření funkce vytvořených algoritmů. 4) Provedte analýzu EKG signálů z knihoven MIT Arrhythmia Database a Physionet Supraventricular Arrhythmia Database. 5) Vhodným způsobem prezentujte výsledky a porovnání algoritmů. 6) Provedte diskuzi.

### **DOPORUČENÁ LITERATURA:**

- [1] KENNEDY, A., FINLAY, D., GULDENRING, D., BOND, R. a McLAUGHLIN, J. The accuracy of beat-interval based algorithms for detecting atrial fibrillation. *Computing in Cardiology* 2015, p. 245.
- [2] SORNMO, L. a LAGUNA, P. *Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications*. Elsevier Academic Press, 2005.

**Termín zadání:** 8.2.2016

**Termín odevzdání:** 20.5.2016

**Vedoucí práce:** prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

**Konzultant diplomové práce:**

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

### **UPOZORNĚNÍ:**

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

## **ABSTRAKT**

Práce je zaměřena na problematiku atriálních fibrilací a úspěšnost jejich detekce v signálu EKG. Přináší popis elektrické činnosti srdeční spolu s rozбором síňových fibrilací a metod jejich detekce. Dále jsou v práci popsány postupy realizace tří vybraných metod detekce atriálních fibrilací v programovém prostředí MATLAB, prezentovány výsledky jejich testování na dvou databázích signálů atriálních fibrilací a zhodnoceny přesnosti jednotlivých metod.

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

elektrokardiogram (EKG), atriální fibrilace, R vlna, RR interval, detekce atriální fibrilace, přesnost detekce

## **ABSTRACT**

This thesis focuses on the issue of atrial fibrillation and the success of their detection in the ECG signal. It provides a description of electrical activity of the heart with the theoretical analysis of atrial fibrillation and methods for their detection. Additionally the work describes procedures for the implementation of three selected methods for the detection of atrial fibrillation in the MATLAB environment, presents the results of their tests on two atrial fibrillation signal databases and assesses the accuracy of each method.

## **KEYWORDS**

electrocardiogram (EKG), atrial fibrillation, R wave, RR interval, detection of atrial fibrillation, accuracy of detection

VELEBA, J. *Přesnost metod detekce atriální fibrilace v EKG signálech*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2016. 69 s. Vedoucí diplomové práce prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D..



## PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma Přesnost metod detekce atriální fibrilace v EKG signálech jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této diplomové práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědom 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 .....

.....

(podpis autora)

## **PODĚKOVÁNÍ**

Děkuji svému vedoucímu diplomové práce prof. Ing. Ivu Provazníkovi, Ph.D. za čas věnovaný na konzultacích, jeho ochotu, odbornou pomoc a cenné rady při zpracování mé diplomové práce.

V Brně dne .....

.....

(podpis autora)

# OBSAH

<b>Úvod</b>	<b>11</b>
<b>1 Elektrická aktivita srdce</b>	<b>12</b>
1.1 Elektrokardiogram .....	13
1.2 Dvanáctisvodové EKG .....	15
1.2.1 Unipolární končetinové svody .....	16
1.2.2 Bipolární končetinové svody .....	16
1.2.3 Hrudní svody .....	17
<b>2 Fibrilace síní</b>	<b>19</b>
2.1 Klasifikace fibrilace síní .....	20
2.2 Rizikové faktory fibrilace síní .....	21
2.3 Léčba fibrilace síní .....	22
<b>3 Metody detekce síňových fibrilací</b>	<b>24</b>
3.1 Metody založené na nepravidelnosti RR intervalů .....	24
3.1.1 Metoda založená na výpočtu koeficientu variance .....	24
3.1.2 Metoda založená na výpočtu průměru kvadratických rozdílů .....	25
3.1.3 Metoda založená na poměru kritických bodů .....	25
3.1.4 Metoda založená na výpočtu Shannonovy entropie .....	26
3.1.5 Metoda využívající RdR mapu .....	26
3.1.6 Metoda založená na tvorbě histogramů .....	27
3.2 Metody založené na detekci P vlny .....	29
3.2.1 Metoda využívající model P vlny .....	29
<b>4 PhysioNet</b>	<b>30</b>
4.1 The Long-Term AF Database .....	31
4.2 The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database .....	31

<b>5</b>	<b>Realizované detektory síňových fibrilací</b>	<b>33</b>
5.1	CV metoda .....	35
5.2	RMSSD metoda .....	37
5.3	TPR metoda .....	39
5.4	Ukázky detekce.....	41
<b>6</b>	<b>Testování metod</b>	<b>46</b>
6.1	Testovací funkce .....	46
6.2	Úspěšnost detektorů .....	48
6.3	Nastavení prahových hodnot detektorů .....	53
<b>7</b>	<b>Diskuze</b>	<b>58</b>
	<b>Závěr</b>	<b>60</b>
	<b>Literatura</b>	<b>61</b>
	<b>Přílohy</b>	<b>64</b>

# SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1. 2: EKG křivka s vyznačením vln a intervalů, převzato z [10] .....	14
Obr. 1. 3: Končetinové svody (dlouhá černá šipka značí směr proudu), převzato z [15] .....	17
Obr. 1. 4: Rozložení hrudních svodů, převzato z [15] .....	17
Obr. 1. 5: Záznam ze všech 12 svodů, převzato z [11] .....	18
Obr. 2. 1: Fibrilace síní s výraznou nepravidelností komorového komplexu, převzato z [2] .....	20
Obr. 2. 2: Síňová fibrilace s rychlou komorovou odpovědí, 7. – 11. komplex mají aberativní vedení, převzato z [2] .....	20
Obr. 3. 1: Bodový graf RR intervalů a hodnot $dRR$ (A – atriální fibrilace, B – normální rytmus), převzato z [17] .....	27
Obr. 5. 1: Schéma CV metody .....	36
Obr. 5. 2: Schéma metody RMSSD .....	38
Obr. 5. 3: Schéma metody TPR .....	40
Obr. 5. 4: Úspěšná detekce metodou CV a RMSSD .....	41
Obr. 5. 5: Nedetekovaná fibrilace metodou TPR .....	42
Obr. 5. 6: Úspěšná detekce metodami CV, RMSSD a TPR .....	43
Obr. 5. 7: Falešně detekovaná fibrilace všemi metodami .....	43
Obr. 5. 8: RR intervaly fibrilačního a nefibrilačního úseku signálu 05261 .....	44
Obr. 5. 9: Nedetekovaná fibrilace všemi metodami .....	44
Obr. 5. 10: RR intervaly nedetekovaného fibrilačního úseku signálu 08378 .....	45
Obr. 6. 1: Schéma testovací funkce .....	47
Obr. 6. 2: Úspěšnost metod na databázi AFDB .....	49
Obr. 6. 3: Úspěšnost metod na databázi LTAFDB .....	50
Obr. 6. 4: Srovnání metody CV na obou databázích .....	51
Obr. 6. 5: Srovnání metody RMSSD na obou databázích .....	52

Obr. 6. 6: Srovnání metody TPR na obou databázích .....	52
Obr. 6. 7: Závislost úspěšnosti detekce na hodnotě prahu metody CV (databáze AFDB), přerušovaná fialová čára značí vybraný práh.....	53
Obr. 6. 8: Závislost úspěšnosti detekce na hodnotě prahu metody CV (databáze LTAfDB), přerušovaná fialová čára značí vybraný práh.....	54
Obr. 6. 9: Závislost úspěšnosti detekce na hodnotě prahu metody RMSSD (databáze AFDB), přerušovaná fialová čára značí vybraný práh.....	55
Obr. 6. 10: Závislost úspěšnosti detekce na hodnotě prahu metody RMSSD (databáze LTAfDB), přerušovaná fialová čára značí vybraný práh .....	55
Obr. 6. 11: Závislost úspěšnosti detekce na hodnotě prahu metody TPR (databáze AFDB), přerušovaná fialová čára značí vybraný práh.....	56
Obr. 6. 12: Závislost úspěšnosti detekce na hodnotě prahu metody TPR (databáze LTAfDB), přerušovaná fialová čára značí vybraný práh.....	57

# ÚVOD

Atriální fibrilace představují jednu z nejčastějších poruch srdečního rytmu dnešní doby s výrazně se zvyšující prevalencí u osob vyššího věku. Jejich průběh může být bez symptomů a spousta postižených nemusí nikdy zjistit, že touto arytmií trpí, ovšem síňové fibrilace mohou vygradovat mimo jiné do srdečního selhání, což z nich spolu s procentem výskytu v populaci činí problém vyžadující velkou dávku odborné pozornosti.

Atriální fibrilace způsobuje změnu v elektrické aktivitě srdce, a proto se diagnostikuje z EKG signálu. Tyto změny se projeví nepravidelností délky RR intervalů, která je považována za hlavní parametr odlišující síňové fibrilace od sinusového rytmu, čehož využívají fibrilační detektory. Cílem této práce je otestovat vybrané metody detekce atriálních fibrilací a prezentovat jejich výsledky. Pro lepší pochopení problematiky, na níž se práce zaměřuje, je třeba seznámení s elektrofyzologií srdce, rozбором EKG signálu a principem atriálních fibrilací, čemuž se věnují první dvě kapitoly práce.

Metod detekce atriálních fibrilací bylo v průběhu let realizováno spousta, avšak problémem zůstává univerzálnost a například výpočetní náročnost. Základním principům dnes běžně používaných metod je věnována další kapitola. Mimo nepravidelnost RR intervalů se atriální fibrilace projevují absencí P vlny, ovšem dle dostupných dat není tento parametr považován za vhodné kritérium k jejich detekci, o čemž kapitola taktéž pojednává.

Detektory atriálních fibrilací bývají nejčastěji testovány na databázích dostupných v rámci vědeckého projektu PhysioNet, kde lze pracovat přímo s fibrilačními databázemi, které obsahují anotované signály. Realizované detektory v rámci práce jsou taktéž testovány na dvou zde dostupných databázích, proto se další kapitola věnuje stručnému popisu částí projektu PhysioNet a testovacím databázím.

Podstatou práce je porovnání přesnosti metod detekce atriálních fibrilací, pro což byly vybrány tři metody, a to metoda založená na výpočtu koeficientu variance, metoda založená na výpočtu průměru kvadratických rozdílů a metoda založená na poměru kritických bodů. Metody byly realizovány v programovém prostředí MATLAB, kde byla také realizována testovací funkce pro hodnocení přesnosti metod. Poslední kapitoly obsahují popis realizace metod, prezentaci výsledků testování na dvou databázích signálů atriálních fibrilací a jejich zhodnocení.

# 1 ELEKTRICKÁ AKTIVITA SRDCE

Znalost elektrické srdeční činnosti za fyziologických podmínek spolu s porozuměním snímání a hodnocení elektrokardiogramu (EKG) lze považovat za základní bod při následné analýze signálů reprezentujících jakoukoliv srdeční arytmii. Z toho důvodu se následující podkapitoly věnují stručnému popisu elektrických jevů probíhajících v srdci, principu měření EKG signálu a jeho popisu. Na fyziologickou činnost srdce navazuje rozbor atriálních fibrilací z pohledu patofyziologie a jejich projevů v elektrokardiogramu, kterých se využívá při jejich detekci.

V srdci se vyskytuje systém svalové tkáně s odlišnou morfologií od svaloviny síní a komor, který je specializovaný na tvorbu a převod impulzů. Převodní systém se od buněk myokardu odlišuje složením a hlavně elektrofyziologickými vlastnostmi. Složky převodního systému jsou sinoatriální uzel (SA uzel), atrioventrikulární uzel (AV uzel) spojený s SA uzlem internodálními dráhami, Hisův svazek, vystupující z AV uzlu, přecházející v levé a pravé Tawarovo raménko a četná Purkyňova vlákna končící ve svalovině komor. Srdeční buňky vynikají schopností automacie, přičemž buňky dvou zmíněných uzlů vytváří vzruchy s vyšší frekvencí než zbývající buňky myokardu. V SA uzlu vznikají vzruchy s přibližně dvojnásobnou frekvencí oproti AV uzlu, díky čemuž je udavatelem srdečního rytmu za normálních podmínek. [22]

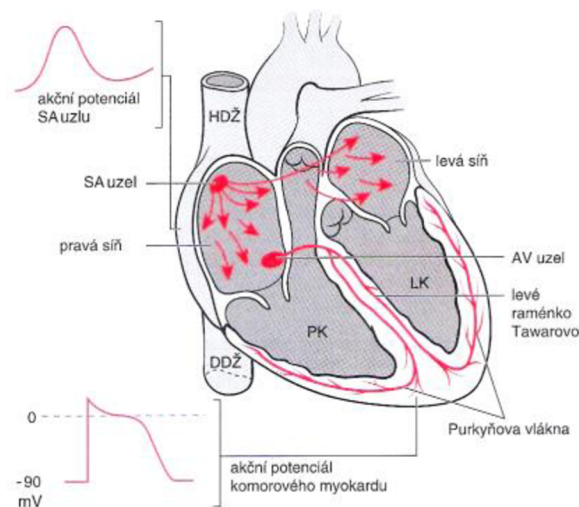
Elektrické děje probíhající v buňkách převodního systému, které způsobují vedení vzruchu a podráždění svalových vláken s následnou systolou a diastolou, jsou depolarizace (posun membránového napětí k pozitivním hodnotám) a repolarizace (obnova elektrické rovnováhy buněk). Depolarizace je vedena z SA uzlu síněmi ke komorám, které jsou od síní elektricky izolovány. Jediné vodivé spojení vede přes AV uzel, z něhož depolarizační vlna pokračuje Hisovým svazkem k Tawarovým raménkům a Purkyňovým vláknům, čímž dojde k depolarizaci komor. Na depolarizaci navazuje repolarizace, po jejímž dokončení dochází v sinoatriálním uzlu ke spontánní depolarizaci, protože nemá stálý klidový potenciál, a celý proces probíhá znovu. Frekvenci vzruchů vznikajících v SA uzlu ovlivňuje vegetativní nervový systém, chemické a hormonální vlivy. [15]

Depolarizační vlna se v různých částech srdce šíří odlišnou rychlostí, čemuž odpovídají na EKG záznamu rozdílné délky intervalů reprezentujících šíření vlny přes danou oblast (podrobněji rozebráno v podkapitole 1.1). Rychlost šíření vlny přes konkrétní oblasti je:



- svalovina síní: 1m/s
- AV uzel: 0,2 m/s
- Hisův svazek, Tawarova raménka, Purkyňova vlákna: 4 m/s
- svalovina komor: 0,5 m/s [11]

Obr. 1. 1 ukazuje průřez srdcem a šíření vzruchu přes jednotlivé části převodního systému spolu se změnou hodnoty membránového potenciálu při depolarizaci. Zkratky HDŽ a DDŽ značí horní a dolní dutou žílu.



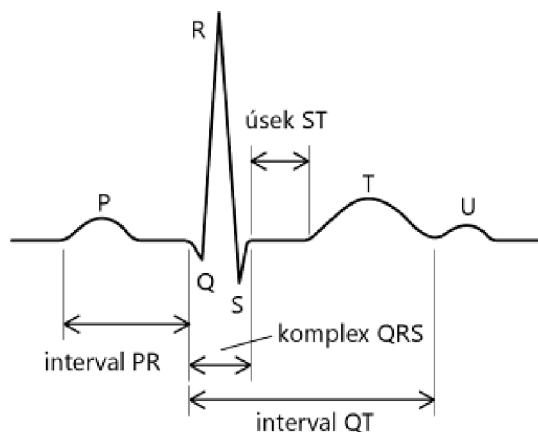
Obr. 1. 1: Šíření elektrického vzruchu z SA uzlu, převzato z [15]

## 1.1 Elektrokardiogram

Srdce je tvořeno přibližně  $10^{10}$  svalových buněk, přičemž každý okamžik procesu depolarizace nebo repolarizace představuje pro velké skupiny buněk různou fázi aktivity. Elektrickou činnost každé součásti lze popsat vektorově. Vektor definujeme jako sílu mající směr a velikost. Úhrn všech srdečních vektorů v daném okamžiku tvoří elektrickou činnost srdce. Elektrokardiogram je záznam tvořený sledy okamžitých srdečních vektorů.

Záznam elektrických proudů, jejich směru a velikosti, provádí elektrokardiograf pomocí elektrod umístěných ve strategických místech na povrchu lidského těla (podkapitola 1.2). EKG signál tvoří různé výchylky reprezentující děje probíhající v odpovídajících částech srdce. Na velikost výchylek má vliv hmota depolarizované svaloviny (mezikomorová přepážka, velká hmota svaloviny levé komory a podstatně menší hmota svaloviny pravé komory) a vzdálenost registrující elektrody. O tom zda je

výchylka pozitivní nebo negativní rozhoduje směr proudu (k elektrodě = pozitivní, od elektrody = negativní). Zmíněné výchylky neboli vlny se nazývají vlna P, komplex QRS, vlna T a vlna U. Mezi těmito vlnami se nachází intervaly, jejichž doby trvání představují neméně důležité diagnostické údaje. Vzorovou EKG křivku lze vidět na Obr. 1. 1.



Obr. 1. 1: EKG křivka s vyznačením vln a intervalů, převzato z [10]

Vlna P představuje první výchylku elektrokardiogramu. Její počátek reprezentuje elektrickou aktivitu pravé síně, střední část odpovídá dokončení aktivace pravé síně a počátku aktivace síně levé a terminální část vlny P představuje aktivitu levé síně.

Doba odpovídající trvání intervalu PR (normálně v rozmezí 0,12 – 0,2 s) odpovídá průniku elektrického impulsu ze síní AV uzlem, Hisovým svazkem, Tawarovými raménky a Purkyňovými vlákni až k počátku depolarizace komor. V některých literaturách je mimo intervalu PR uváděn dále segment PR nacházející se mezi koncem vlny P a počátkem vlny R. Segment označuje časový úsek od konce depolarizace síní k začátku depolarizace komor.

Elektrické síly vznikající při depolarizaci komor se na elektrokardiogramu registrují jako ostré hrotnaté kmity označované komplex QRS. O převážné pozitivitě nebo negativitě vln rozhoduje poloha elektrody vzhledem ke směru proudu. Na vznik komplexu QRS mají vliv tři vektory. Vektor I odpovídá aktivaci mezikomorové přepážky, což reprezentuje na EKG signálu malý kmit orientovaný podle polohy elektrody. Aktivační impuls v dané oblasti disponuje nízkou intenzitou, tedy i kmit v EKG křivce má nízkou amplitudu. Impulz dále depolarizuje tenkostěnnou pravou komoru, která má ve srovnání s depolarizací silné stěny levé komory nepatrný význam na výsledný vektor II, který se v signálu projeví výrazným kmitem, jehož amplituda závisí na síle stěny levé komory. Aktivace posterobazálních částí volné stěny levé a pravé

komory a bazální pravé strany mezikomorové přepážky tvoří vektor III projevující se na konci komplexu QRS malým kmitem.

Úsek ST, informující o okamžiku, ve kterém jsou všechny části komor depolarizovány, případně dochází k vyrovnávání elektrických sil mezi končící depolarizací a začínající repolarizací, leží mezi koncem komplexu QRS a počátkem vlny T. Úsek ST by měl představovat jeden z prvních bodů v hodnocení EKG záznamu, protože jeho patologické změny reprezentují například akutní infarkt myokardu nebo srdeční ischemii.

Vlna T vzniká při repolarizaci komor a její polarita je podobná polaritě komplexu QRS, protože zotavování komor probíhá směrem jejich aktivace. Za vlnou T lze v některých případech pozorovat vlnu U (Obr. 1. 1), jejíž voltáž je velmi nízká a původ nejasný.

Interval QT, označující časovou vzdálenost mezi začátkem depolarizace komor a koncem jejich repolarizace, udává trvání veškeré elektrické aktivity v srdečních komorách. Z hlediska trvání jednotlivých dějů odpovídá větší část intervalu repolarizaci. Délka intervalu se mění úměrně srdeční frekvenci, tedy při vyšší frekvenci probíhá depolarizace a repolarizace rychleji, čímž dochází ke zkrácení intervalu, v případě nižší frekvence je tomu naopak. [15], [27]

## 1.2 Dvanáctisvodové EKG

Srdce představuje trojrozměrný orgán, což vede k nutnosti porozumět jeho trojrozměrné elektrické činnosti. Dvojice elektrod to nemůže adekvátně zajistit, a proto se dnes pořizují EKG záznamy z 12 svodů s přesně určeným umístěním elektrod na povrchu těla. Každý svod vymezuje jeden úhel pohledu na srdce, v němž je citlivost dané oblasti v porovnání s ostatními svody nejvyšší. Dvanáctisvodové EKG tvoří 3 končetinové unipolární svody, 3 končetinové bipolární svody a 6 hrudních svodů. Již byl zmíněn vliv směru proudu na polaritu výchylek, z čehož lze odvodit různorodost výchylek z různých svodů vzhledem k jejich poloze vůči srdci. Je třeba mít na paměti, že poloha srdce v hrudníku se může měnit, čímž se mění i směr proudu, tedy dochází ke změnám výchylek. [15], [27]

### 1.2.1 Unipolární končetinové svody

Končetinové svody, zaznamenávající pohled na srdce ve frontální rovině měřené osoby, působí jako lineární vodiče a mají stejnou voltáž po celé délce končetin, proto např. elektroda levé horní končetiny zaznamenává stejné EKG při umístění na zápěstí, na paži či na rameni.

Unipolární svody se obvykle značí takto:

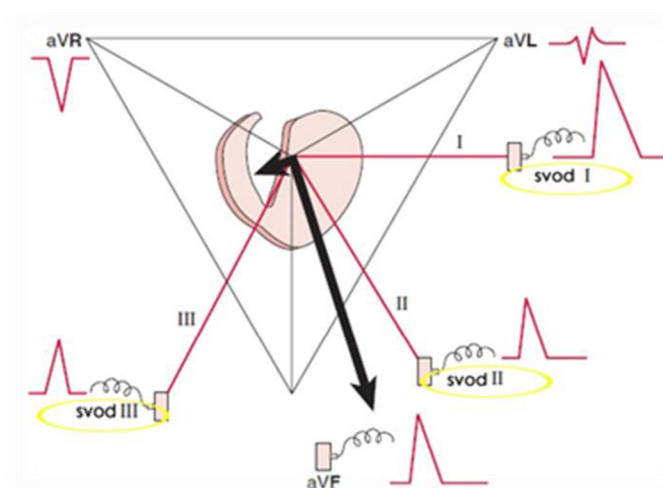
- R – svod pravé horní končetiny
- L – svod levé horní končetiny
- F (foot) – svod levé dolní končetiny

Unipolární svody mívají ve svém označení V, které reprezentuje svorku spojující svody dohromady a sloužící jako referenční svod. Unipolární svody disponují velmi nízkou voltáží, proto jsou z důvodu lepší rozlišitelnosti v záznamu zesíleny, kvůli čemuž je k jejich označení přidáno písmeno a (anglicky augmented). Unipolární končetinové svody se tedy označují aVR, aVL a aVF. Standardně směřuje aktivační proud směrem k elektrodě na levé noze, která proto registruje pozitivní výchylku. Svod aVR ležící na opačné straně registruje negativní výchylku a svod na levé paži nacházející se přibližně kolmo ke směru proudu registruje malou pozitivní nebo obousměrnou výchylku. [15], [27]

### 1.2.2 Bipolární končetinové svody

Bipolární končetinové svody se značí I, II, III a registrují záznamy vznikající kombinací záznamů dvojic elektrod umístěných na končetinách. Každá elektroda má buď pozitivní, nebo negativní označení uskutečňované automaticky okruhem v EKG přístroji.

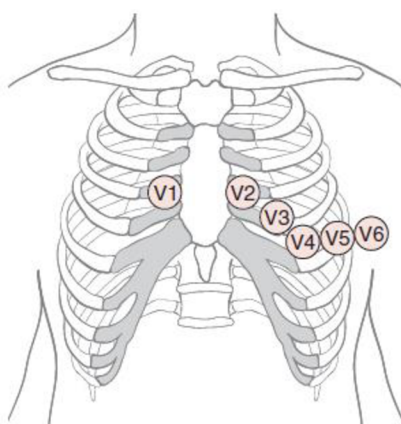
Svod I vzniká připojením levé paže k pozitivnímu výstupu a pravé k negativnímu. Hledí na srdce zleva, níže než svod aVL. Svod II získáme označením levé nohy jako pozitivní a pravé paže negativní. Touto kombinací dosáhneme pohledu na srdce zleva od aVF. Svod III odpovídá zapojení levé nohy pozitivně a pravé paže negativně, přičemž pohlíží na srdce zprava od aVF. Obr. 1. 2 zobrazuje všechny končetinové svody s výchylkami, jejichž polaritu a tvar určuje poloha elektrody vzhledem ke směru proudu. Na obrázku si lze dále všimnout, že svody II, III a aVF pohlíží na spodní stěnu srdeční pod různými úhly a mají tedy podobné výchylky. [15], [27]



Obr. 1. 2: Končetinové svody (dlouhá černá šipka značí směr proudu), převzato z [15]

### 1.2.3 Hrudní svody

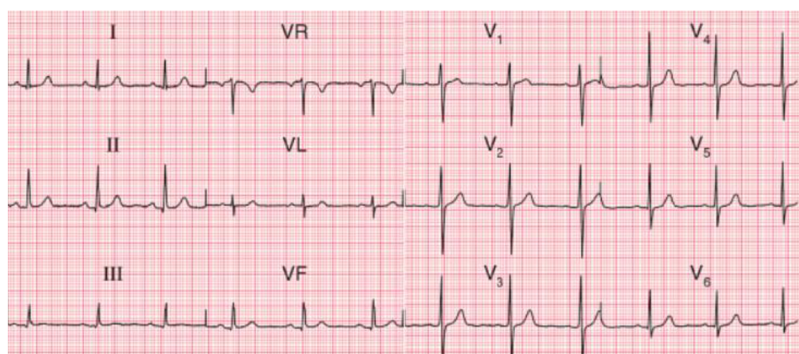
Šest hrudních svodů poskytuje pohled na elektrickou aktivitu srdce v horizontální rovině. Obr. 1. 3 zachycuje uložení hrudních svodů.



Obr. 1. 3: Rozložení hrudních svodů, převzato z [15]

Svody V1 a V2 jsou lokalizovány nad stěnou pravé komory, přičemž svod V2 leží se svodem V3 blízko mezikomorové přepážky. Na přední plochu levé komory hledí svod V4 a částečně V5. Podobně jako svody I a aVL, pohlíží svody V5 a V6 na anterolaterální stěnu levé komory, a proto se často podobají. Elektrody prekordiálních svodů se nachází velmi blízko elektrickému poli srdce, tedy nemusí být zesilovány. Voltáž výchylek hrudních svodů se může lišit na každém centimetru plochy hrudníku, proto musí být elektrody přikládány pečlivě do stejných míst. Pro jistotu se často srovnávají opakované

záznamy. Na Obr. 1. 4 lze vidět rozdíly v EKG signálech pořízených z jednotlivých svodů. [15], [27]



Obr. 1. 4: Záznam ze všech 12 svodů, převzato z [11]

## 2 FIBRILACE SÍNÍ

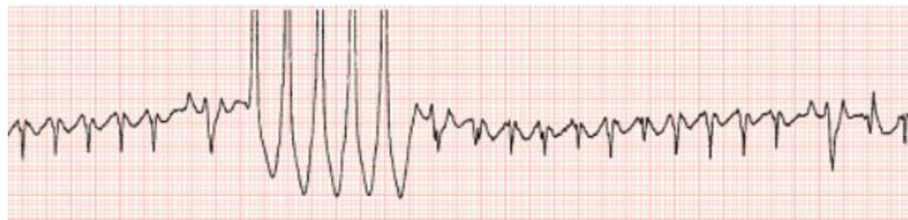
Fibrilace síní, jakožto nejčastější klinicky významná arytmie, je považována za jednu z epidemií 21. století. Dle dostupných dat postihuje 1 – 2 % populace, přičemž lze předpokládat, že díky častému asymptomatickému průběhu může být prevalence vyšší. Výskyt arytmie se liší v různých věkových skupinách (u lidí ve věku pod 55 let není příliš častý), studie dokazují vyšší výskyt u zástupců bílé rasy oproti Afroameričanům a u mužů dochází k atriálním fibrilacím častěji než u žen. Ve vyšších věkových kategoriích prevalence výrazně narůstá, například v Evropě u mužů starších 75 let a žen starších 80 let dosahuje 10 % a u osob starších 85 let se blíží 20 %. Dle věkového rozložení výskytu síňové fibrilace a současného stárnutí populace lze předpokládat v následujících letech nárůst prevalence této nemoci. Nebezpečí fibrilací síní spočívá především ve zvyšování rizika významných klinických příhod, například cévní mozkové příhody (CMP), systémové embolizace nebo srdečního selhání, na což poukazuje skutečnost, že přibližně každá pátá CMP se vyskytuje u pacientů s atriální fibrilací. [16], [23]

Z elektrofyzilogického hlediska lze fibrilace definovat jako chaotické šíření depolarizace svalovinou srdce bez zjevného pacemakeru nebo iniciačního místa. Při atriálních fibrilacích způsobuje depolarizace stahy jednotlivých svalových buněk nebo malých skupin buněk síní. Tyto kontrakce probíhají naprosto chaoticky, díky čemuž nejsou v síních generovány tlaky potřebné k udržení tlakového gradientu. [18]

Na EKG záznamu se atriální fibrilace projevují náhradou vlny P mnoha nepravidelnými vlnkami (vlny F) s frekvencí pohybující se v rozmezí 350 – 600 za minutu. Rozložení komorových komplexů je značně nepravidelné, přičemž jejich tvar zůstává fibrilací nezměněn. Ilustrativně lze vidět atriální fibrilaci na Obr. 2. 1. Nepravidelnost výskytu QRS komplexů poukazuje na chaotičnost elektrických dějů (časová nepravidelnost, kolísavá intenzita vzruchu) aktivujících AV uzlu. Ne všechny vzruchy mohou být přeneseny přes atrioventrikulární uzlu na komory, tím by došlo k fibrilaci komor. Některé vzruchy jsou zablokovány, jiné pronikají pouze částečně, čímž blokují následující. V komorách může docházet k aberaci vedení způsobené rozdílnými časy zotavování Tawarových ramének. Ze síní pronikne na komory předčasný vzruch v době, kdy je jedno z ramének ještě v refrakterní fázi a druhé schopno vedení. Tvar výsledného QRS komplexu odpovídá raménkové blokádě. Síňová fibrilace s aberací vedení v komorách je vyobrazena na Obr. 2. 2. Trvání refrakterní fáze pravého raménka bývá obvykle delší, proto se aberace projevuje jako blokáda pravého Tawarova raménka. [2], [18]



Obr. 2. 1: Fibrilace síní s výraznou nepravidelností komorového komplexu, převzato z [2]



Obr. 2. 2: Síňová fibrilace s rychlou komorovou odpovědí, 7. – 11. komplex mají aberativní vedení, převzato z [2]

Důsledky síňových fibrilací spočívají v mírném poklesu srdečního výdeje, který se projevívá únavou a nepravidelným arteriálním pulsem. Projevem atriální fibrilace může být periferní pulsový deficit způsobený značným kolísáním tepového objemu. K perifernímu deficitu dochází v případě, kdy počet pulsů na periferii je nižší než počet QRS komplexů na EKG nebo srdečních ozv. Nepravidelná srdeční činnost způsobuje často u postiženého srdeční palpitace. Pokud nevede síňová fibrilace k srdečnímu selhání, je dlouhodobě slučitelná se životem, ovšem pravděpodobnost vzniku trombu z důvodu turbulentního proudění v síních se zvyšuje. [2], [19]

## 2.1 Klasifikace fibrilace síní

V dnešní době se fibrilace síní klasifikují nejčastěji podle trvání arytmie a její reakce na léčbu:

- První dokumentovaná epizoda – může jít o ojedinělou záležitost nebo může recidivovat. V případě dvou a více epizod hovoříme o recidivující fibrilaci.
- Paroxysmální fibrilace síní – arytmie spontánně končí většinou do 48 hodin. Hranice 48 hodin představuje klinicky důležitý bod, protože po této době je pravděpodobnost spontánního ukončení malá a je třeba zahájit léčbu.
- Perzistentní fibrilace síní – fibrilace trvající déle než 7 dní nebo ukončená kardioverzí
- Permanentní fibrilace síní – arytmie přetrvává i po provedené kardioverzi nebo



snaze o udržení rytmu antiarytmiky.

Čím větší počet epizod fibrilací proběhne, tím přibývá ve svalovině síní více změn, které usnadňují udržení arytmie. Nejprve se jedná o změny na úrovni buněk, později dochází ve svalovině k tvorbě jizev představujících ideální podmínky k udržení fibrilace. Anatomické změny v síních jsou důvodem, proč se spousta pacientů dostane do stádia, kdy arytmiu nelze zrušit kardioverzí.

Lone fibrilace síní představuje arytmiu bez přítomnosti dalšího kardiovaskulárního onemocnění. V případě nejasné vyvolávající příčiny hovoříme o idiopatické fibrilaci síní. Jako sekundární se označují fibrilace síní vznikající v důsledku jiného onemocnění, například akutního infarktu myokardu, myokarditidy, plicní embolie a dalších. [12], [23]

## **2.2 Rizikové faktory fibrilace síní**

Za nejběžnější faktory zvyšující riziko vzniku fibrilace síní lze považovat věk, pohlaví a přítomnost kardiovaskulárního onemocnění. Lidé trpící obezitou, alkoholicí nebo například vytrvalostní sportovci se taktéž řadí k náchylnějším skupinám.

Rostoucí věk se projevuje nejvýrazněji na zvyšování rizika atriální fibrilace. Myokard prochází strukturálními změnami, které usnadňují vznik a udržení fibrilace. Stárnutí je spojeno se zvýšenou izolací kardiomyocytů v důsledku nižší exprese connexinů a vyšší tvorby fibrózních sept mezi svalovými vlákny v síních. Se stářím jsou taktéž spojeny onemocnění zvyšující riziko výskytu fibrilace (hypertenze, chlopenní vady, diabetes atd.).

Výskyt fibrilace u mužů převyšuje 1,5x výskyt u žen, nicméně vzhledem k delšímu přežívání žen je absolutní prevalence této arytmie u žen vyšší. U žen vzniká fibrilace síní ve vyšším věku než u mužů.

Arteriální hypertenze představuje nejčastěji spojované kardiovaskulární onemocnění s fibrilací síní. Dle některých průzkumů je přítomnost hypertenze uváděna až u 2/3 pacientů s diagnostikovanou atriální fibrilací.

Výskyt ischemické choroby srdeční (ICHS) lze pozorovat až u 20 % pacientů s fibrilací síní, která není příliš častá v případech zachování systolické funkce levé srdeční komory, naproti tomu výskyt fibrilace roste v případě rozvoje ICHS do srdečního selhání nebo akutních koronárních syndromů.

Mitrální stenóza a regurgitace, jakožto chlopenní vady vedoucí k tlakovému nebo objemovému přetížení levé síně, taktéž zvyšují riziko vzniku síňové fibrilace. Vyšším

výskytem fibrilace síní disponují pacienti s diagnostikovanou hypertrofickou kardiomyopatií (10 – 28 %) nebo defektem síňového septa (asi 20 %).

Vliv obezity na zvýšené riziko rozvoje fibrilace síní není závislý na ostatních, s obezitou tradičně spojovaných, kardiovaskulárních rizikových faktorech (hypertenze, diabetes). I v případě nadváhy jsou výrazně ohroženější skupinou muži. Mechanismus, kterým ovlivňuje obezita vznik fibrilace, není přesně znám, lze však předpokládat vliv dilatace levé síně korelující s rostoucím BMI, pravděpodobně v důsledku diastolické dysfunkce a zvýšeného objemu cirkulující plazmy.

Mechanismů, kterými konzumace alkoholu ovlivňuje vznik fibrilace, existuje několik. Alkohol působí toxicky na kardiomyocyty, během konzumace alkoholu vzniká hyperadrenergní stav, alkohol snižuje tonus vagu a působí také snížení nitrosíňových převodních časů. Za rizikovou se považuje pouze nadměrná konzumace alkoholu, střídavá konzumace nemá na incidenci fibrilace vliv.

Pravidelná fyzická aktivita snižuje míru morbidity způsobené kardiovaskulárními onemocněními, avšak byl nalezen vztah mezi vytrvalostním sportem a vyšším výskytem fibrilace síní. Tato spojitost je pravděpodobně způsobena nárůstem hmoty levé komory a zvětšením objemu levé síně, zvýšeným tonem vagu s následnou bradykardií a zkrácením síňové refrakterní periody, hypovolemií a změnami v koncentracích elektrolytů majících vliv na fyziologii síní. [24]

### **2.3 Léčba fibrilace síní**

Léčba atriální fibrilace bývá volena podle toho, zda je cílem kontrolovat frekvenci komorové odpovědi (kontrola srdeční frekvence) nebo znovuobnovit sinusový rytmus (kontrola rytmu). Léčba se individuálně přizpůsobuje každému pacientovi, někteří pacienti se cítí lépe při ponechání fibrilace a kontrole srdeční frekvence, u jiných bývá vhodnější obnovit sinusový rytmus. Při strategii kontroly rytmu dochází ve spoustě případů k selhání a je třeba akceptovat léčbu kontrolou srdeční frekvence.

Při kontrole srdeční frekvence se zpomaluje převod vzruchu atrioventrikulárním uzlem, čímž dojde ke snížení frekvence při fibrilaci. Léky jako verapamil nebo díltiazem (blokátory kalciového kanálu) rychle a efektivně snižují AV vedení, přičemž při jejich užití nedochází k nastolení sinusového rytmu, naopak existují důkazy, že napomáhají udržení fibrilace. Betablokátory (bisoprolol, atenolol, esmolol, propranolol) taktéž náleží do skupiny léků používaných ke kontrole srdeční frekvence, přičemž mají podobné účinky jako blokátory kalciového kanálu. Dixogin, jakožto často používaný lék,

působí dlouhodobě a zároveň disponuje pozitivně inotropním účinkem. Při zátěži ovšem účinnost dixoginu výrazně klesá a taktéž funguje pouze jako regulátor frekvence bez schopnosti ukončit fibrilaci. Při volbě léku záleží převážně na formě fibrilace síní a naléhavosti snížení frekvence.

V případě volby strategie kontroly rytmu se rozhoduje mezi chemickou nebo elektrickou kardioverzí. Mezi léky využívané ke znovuoobnovení sinusového rytmu patří například flekainid, propafenon, sotalol a amiodaron, který je doporučován u pacientů se srdečním selháním a sníženou funkcí levé komory, protože ostatní zmíněné léky by mohly komorovou funkci zhoršit. K nastolení sinusového rytmu ovšem dochází pouze u asi dvou třetin pacientů a dále musí být zahrnut fakt, že přibližně polovina paroxysmálních fibrilací končí spontánně do 8 hodin, takže nelze připisovat každý úspěšně nastolený sinusový rytmus účinku antiarytmik. Elektrická kardioverze působí rychleji a efektivněji, ovšem vyžaduje celkovou anestezii a arytmie často recidivuje, čímž se zvyšuje riziko dlouhodobějšího trvání fibrilace síní. Při elektrické kardioverzi výboj stejnosměrného proudu synchronizovaný s R vlnou přeruší arytmii a tím dojde k obnovení sinusového rytmu. Léčba elektrickým výbojem bývá aplikována u pacientů s čerstvě diagnostikovanou fibrilací síní.

Při dlouhodobě trvající fibrilaci síní a taktéž při aplikaci elektrické kardioverze způsobující určitý stupeň omráčení svaloviny síní, se zvyšuje riziko vzniku a uvolnění trombu, což vede k nezbytnosti zavedení antikoagulační léčby. [2], [24]

## 3 METODY DETEKCE SÍŇOVÝCH FIBRILACÍ

Atriální fibrilace patří mezi nejčastěji diagnostikované arytmie dospělé populace s rapidně se zvyšující prevalencí závisící na věku. U postižených síňovou fibrilací narůstá riziko vzniku mrtvice a srdečního selhání. Procento výskytu fibrilace v populaci spolu s možnými následky motivuje týmy lékařů a vědců k vytváření co možná nejpřesnějších a nejstabilnějších metod detekce, protože její časná diagnóza a klasifikace může pozitivně ovlivnit následný průběh. [25]

Od počátku roku 1980 byla představena spousta metod, většina z nich založena na základních rysech atriálních fibrilací: nepravidelnost délky RR intervalů, absence vlny P, případně nahrazení vlny P vlnami s velmi malou amplitudou (F). Především výskyt vln F bývá často zaměnitelný s vysokofrekvenčním šumem v EKG signálů a vlna P disponuje také malou, těžko detekovatelnou amplitudou, tudíž metody založené na principu jejich detekce jsou postiženy značnými nepřesnostmi. Algoritmy pro detekci síňových fibrilací někdy kombinují několik metod dohromady pro získání lepších výsledků. [28]

### 3.1 Metody založené na nepravidelnosti RR intervalů

Nepravidelná délka RR intervalů představuje nejvyužívanější faktor pro realizaci metod detekce atriálních fibrilací. Vysoká frekvence vzruchů vznikajících v síních většinou neodpovídá frekvenci komor, protože všechny vzruchy nemohou projít přes atrioventrikulární uzel, což se v EKG signálu projeví nepravidelným rozmístěním QRS komplexů.

#### 3.1.1 Metoda založená na výpočtu koeficientu variance

Jedna z nejpoužívanějších a poměrně přesných metod pracuje s výpočtem koeficientu variance (CV). V případě, že zpracovávaná data nejsou anotována, předchází detekci fibrilace filtraci signálu a detekci R vln (platí pro všechny metody).

Signál s detekovanými R vlnami je rozdělen na definované segmenty, testováním bylo zjištěno, že úspěšnost metody se mírně zvyšuje s rostoucí délkou segmentu. V jednotlivých segmentech se spočte průměrná délka RR intervalu a odchylka, které vstupují do vzorce

$$CV = \frac{RR_{\sigma}}{RR_{\mu}}, \quad 3.1$$

kde  $RR_{\sigma}$  představuje směrodatnou odchylku délek RR intervalů v daném segmentu a  $RR_{\mu}$  průměrnou hodnotu délek RR intervalů. V případě, že hodnota  $CV$  překročí předem definovaný práh, považuje se daný segment za oblast výskytu atriální fibrilace. [26]

### 3.1.2 Metoda založená na výpočtu průměru kvadratických rozdílů

Metoda pracuje se signálem rozděleným na segmenty, které mohou být po sobě následující nebo překrývající se. S překrývanými segmenty narůstá výpočetní náročnost (platí pro všechny metody), ale počátek fibrilace lze určit přesněji. Volba segmentace závisí na konkrétních potřebách uživatele (zda preferuje rychlost nebo přesnost metody).

Po rozdělení signálu jsou v rámci jednotlivých segmentů spočteny velikosti RR intervalů, z nichž je vypočtena hodnota  $RMSSD$  (průměrná kvadratická diference po sobě jdoucích intervalů) dle vzorce

$$RMSSD = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} (RR_{i+1} - RR_i)^2}, \quad 3.2$$

kde  $i$  udává, o kolikátý RR interval se v rámci segmentu jedná a  $N$  je počet R vln v rámci segmentu. Hodnoty  $RMSSD$  jednotlivých segmentů jsou porovnávány s předdefinovaným prahem, pokud práh překročí, jedná se o oblast výskytu atriální fibrilace. [14]

### 3.1.3 Metoda založená na poměru kritických bodů

Algoritmus zakládá na neparametrickém testu náhodnosti. Využívá se k měření stupně náhodnosti zejména u dat vyvíjejících se v čase (EKG signál).

V prvním kroku dochází k určení velikosti segmentů signálu. V případě metody poměru kritických bodů roste přesnost algoritmu s velikostí segmentu. Každý RR interval v segmentu je porovnáván se svými dvěma sousedními, a pokud interval disponuje délkou trvání vyšší nebo naopak nižší než oba sousední intervaly, je označen jako kritický bod. RR interval se tedy stává kritickým bodem, pokud platí

$$(RR(n) - RR(n - 1)) * (RR(n) - RR(n + 1)) > 0, \quad 3.3$$

kde  $n$  udává pořadí intervalu v rámci segmentu. Počet kritických bodů bývá následně normalizován podle délky segmentu. Za oblast výskytu fibrilace se považují segmenty, kde počet kritických bodů převyšuje prahovou hodnotu. [4]

### 3.1.4 Metoda založená na výpočtu Shannonovy entropie

Výpočet Shannonovy entropie bývá využíván v případech měření úrovně neuspořádanosti v datech. Principiálně jde o měření a porovnávání vzorů v signálech.

Entropie je počítána z histogramu RR intervalů v analyzovaném segmentu o určité délce rozděleném na určitý počet sloupců. Histogram daného segmentu lze získat pomocí následujícího vztahu

$$prob(i) = \frac{N_{bin(i)}}{l}, \quad 3.4$$

kde  $prob(i)$  odpovídá rozdělení pravděpodobnosti  $i$ -tého sloupce v daném segmentu analyzovaných RR intervalů a  $N_{bin(i)}$  udává počet R vln v  $i$ -tém sloupci. Následně Shannonova entropie segmentu se spočte podle vzorce

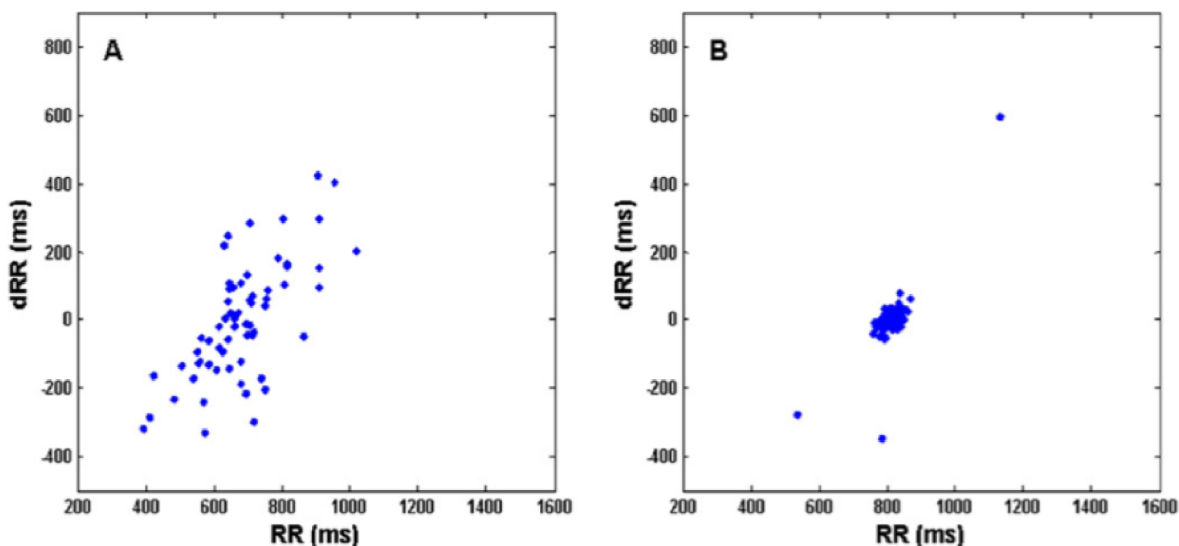
$$SE = \frac{-\sum_{i=1}^{16} prob(i) \cdot \log(prob(i))}{\log(\frac{1}{16})}. \quad 3.5$$

Hodnoty Shannonových entropií segmentů jsou následně porovnávány s prahem za účelem lokalizování oblastí síňových fibrilací. [5], [14]

### 3.1.5 Metoda využívající RdR mapu

Poměrně jednoduchá metoda využívá grafického zobrazení délek RR intervalů a změn v době trvání intervalů ( $dRR$ ).  $dRR$  hodnoty se získávají jako rozdíl doby trvání konkrétního RR intervalu a předcházejícího. Bodový graf (RdR mapa) je následně konstruován vynesemím délek RR intervalů na osu  $x$  a rozdílů mezi RR intervaly na osu  $y$ , přičemž každý bod v grafu reprezentuje jeden pár RR intervalu a  $dRR$  hodnoty.

V případě atriální fibrilace, kdy dochází k velmi výrazným změnám v trvání RR intervalů, jsou body rozmístěny po velké ploše grafu na rozdíl od normálního rytmu, kdy jsou body až na ojedinělé hodnoty seskupeny v malé oblasti. Ukázkou bodových grafů s atriální fibrilací a normálním rytmem lze vidět na Obr. 3. 1.



Obr. 3. 1: Bodový graf RR intervalů a hodnot  $dRR$  (A – atriální fibrilace, B – normální rytmus), převzato z [17]

Pro určení rozsahu využití plochy v grafu se využívá mřížka s vysokým rozlišením (25 ms), v níž jsou hledány zaplněné buňky (*NEC* – nonempty cell). Za *NEC* je považována buňka s minimálně jedním bodem. Pokud počet *NEC* převyšuje prahovou hodnotu, považuje se segment, z něž byl graf vytvořen za oblast fibrilace. [17]

### 3.1.6 Metoda založená na tvorbě histogramů

Do detekčního algoritmu vstupuje signál s detekovanými R vlnami rozdělený na segmenty. Z každého segmentu je sestrojen histogram normalizovaných rozdílů délek RR intervalů, na nějž se aplikuje jedna ze dvou funkcí hustoty pravděpodobnosti: Laplaceova funkce nebo Gaussova funkce. Následně pomocí Neyman – Pearsonového rozhodovacího kritéria dochází k detekci fibrilace.

Histogram konkrétního segmentu vyjadřuje rozložení náhodné proměnné  $x$  odpovídající normalizovaným hodnotám diferencí sousedních RR intervalů podle vzorce

$$x_i = \frac{(RR_i - RR_{i-1})}{\overline{RR}_i}, \quad 3.6$$

kde  $x_i$  je normalizovaná hodnota difference i-tého intervalů podle průměru označeného  $\overline{RR}_i$  a vypočteného pomocí vztahu

$$\overline{RR}_i = 0,9 * \overline{RR}_{i-1} + 0,1 * RR_i. \quad 3.7$$

Na histogram je následně aplikována Gaussova funkce rozložení pravděpodobnosti ( $P_G$ )

$$P_G(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} e^{\frac{-x^2}{2\sigma^2}}, \quad 3.8$$

nebo Laplaceova funkce rozložení pravděpodobnosti ( $P_L$ )

$$P_L(x) = \frac{1}{2b} e^{\frac{-|x|}{b}}, \quad 3.9$$

kde  $\sigma$  a  $b$  jsou parametry funkcí.

Funkce rozložení pravděpodobnosti slouží k nastavení prahu v rozhodovacím kritériu, které pro Gaussovu funkci odpovídá vztahu

$$L(x) = \sum_{i=1}^N x_i^2 > \gamma, \quad 3.10$$

a pro Laplaceovu funkci vztahu

$$L(x) = \sum_{i=1}^N |x_i| > \gamma. \quad 3.11$$

$N$  představuje délku segmentu a  $\gamma$  práh nastavený podle rozložení pravděpodobnosti odpovídajícího použité funkci. Oba vztahy předpokládají nulovou střední hodnotu a v případě překročení prahu je daný segment považovaný za fibrilaci. [8]



## 3.2 Metody založené na detekci P vlny

Probíhající atriální fibrilace typicky disponuje chybějící vlnou P v EKG signálu, čehož lze využít k její detekci. Principiálně může jít o měření PR intervalu, který bývá v případě normálního rytmu poměrně krátký a v případě atriální fibrilace neměřitelný (žádná detekovaná síňová aktivita) nebo velmi dlouhý (algoritmus občas zachytí vlnu, která odpovídá aktivitě síní). Dále lze měřit intervaly mezi detekovanými P vlnami, které jsou při sinusovém rytmu relativně shodné, kdežto při fibrilaci značně rozdílné nebo taktéž neměřitelné.

Problémem nalezení P vlny v signálu zůstává její nízká amplituda, jež způsobuje obtížnou detekci například u záznamů velmi zatížených šumem. Proto stěžejním faktorem pro detektory atriálních fibrilací zůstává nepravidelnost RR intervalů a metody detekce P vlny bývají spíše využívány pro zvýšení přesnosti těchto detektorů. [1], [5]

### 3.2.1 Metoda využívající model P vlny

Algoritmus pracuje na principu porovnávání detekovaných vln s modelem P vlny, který lze získat průměrováním anotovaných P vln z dostupných databází.

Detektor prochází segment signálu a o přítomnosti P vlny rozhoduje podle vztahu

$$S(i) = \max(cc) - cc(i), \quad 3.12$$

kde  $cc$  je korelační koeficient mezi porovnávanou vlnou a modelem P vlny popsaným vztahem

$$cc(i) = |\text{corrcoef}(P(i), \bar{P})|, \quad 3.13$$

$P(i)$  značí vlnu před  $i$ -tým komplexem segmentu a  $\bar{P}$  je model P vlny. Za P vlnu považuje detektor vlny s indexem  $S$  vyšším než 0,2. Výsledný počet P vln ( $R$ ) v segmentu lze získat pomocí vzorce

$$R = \frac{N_S}{N_{CB}}, \quad 3.14$$

kde  $N_S$  odpovídá počtu vln označených detektorem jako P vlna a  $N_{CB}$  je počet R vln v segmentu. [3]

## 4 PHYSIONET

Detektory realizované v rámci práce jsou testovány na EKG signálech z databází dostupných online ve výzkumném projektu PhysioNet, konkrétně se jedná o dvě databáze, a to The Long-Term AF Database a The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database. Jedná se o projekt založený Národním institutem zdraví (NIH) pro podporu výzkumu a studií biomedicínských a fyziologických signálů. PhysioNet seskládá ze tří hlavních komponent, a to PhysioBank (databáze signálů), PhysioToolkit (soubor nástrojů pro získávání signálů z databází a práci s nimi) a physionet.org (volně dostupná internetová stránku umožňující přístup k databázím a nástrojům).

70. léta 20. století lze považovat za období vzniku myšlenky zavedení společných databází dobře charakterizovaných EKG záznamů, jako základ pro hodnocení, zlepšování a porovnávání algoritmů pro detekci arytmií. V roce 1980 byla založena databáze MIT-BIH Arrhythmia Database, jež se brzy stala standardní referenční kolekcí, kterou v letech 1980 – 1990 využívala spousta vědeckých pracovníků po celém světě. Následoval vznik dalších databází EKG i jiných fyziologických signálů. Physionet byl založen v roce 1999 jako součást Výzkumného zdroje komplexních fyziologických signálů, projektu iniciovaného různorodou skupinou vědců, fyziků, matematiků, biomedicínských výzkumníků, klinických pracovníků a profesorů pracujících společně s vědeckou skupinou z MIT, která v té době měla 11 různých databází obsahujících fyziologické signály, které byly základem komponenty PhysioBank. Následně realizovaný software pro zkoumání a analýzu těchto signálů vedl ke vzniku PhysioToolkit. Volný přístup k těmto datům skrze internet přilákal celosvětově nespočet výzkumníků a studentů, kteří neměli k takovým datům běžně přístup. Díky velmi širokému zájmu a především velkorysosti vědeckých pracovníků poskytujících svá data a softwary se komponenty PhysioNetu rychle rozrostly. Od roku 2007 zřizují PhysioNet Národní institut biomedicínského zobrazování a bioinženýrství (NIBIB) a Národní institut obecných lékařských věd (NIGMS).

PhysioBank je obsáhlý a rostoucí archiv charakterizovaných digitálních nahrávek fyziologických signálů a příbuzných dat z širokého spektra studií. V dnešní době zahrnuje více než 60 databází biomedicínských signálů zdravých jedinců a pacientů s různými onemocněními.

PhysioToolkit poskytuje mnoho softwarů pro zpracování a analýzu signálů, detekci významných událostí v signálech, interaktivní zobrazování a charakteristiku signálů, vytváření databází, simulaci fyziologických a jiných signálů, hodnocení a srovnávání

analytických metod. Sjednocující tématikou vědeckých projektů poskytujících nástroje do PhysioToolkit je snaha o vytvoření softwarů pro získání ‚skrytých‘ informací z biomedicínských signálů, které by mohli mít významnou diagnostickou nebo prognostickou hodnotu v medicíně. [9], [21]

## 4.1 The Long-Term AF Database

Databáze zahrnuje 84 EKG záznamů pacientů s paroxysmální nebo perzistentní fibrilací síní. Každý záznam obsahuje dva zároveň nahrávané, 24 – 25 hodin trvající EKG signály s vzorkovací frekvencí 128 Hz, rozlišením 12 bitů a rozsahem 20 mV.

V databázi jsou k signálům dostupné dva sety anotací, set obsahující pozice R vln, pořízené automatickým QRS detektorem, včetně jejich označení podle toho, zda se jedná o normální R vlny (N), artefakty (I) nebo terminátory atriálních fibrilací (T) a set označující R vlny podle rytmu a taktéž značící pozice přechodů mezi rytmy. V signálech lze nalézt anotované rytmy: sinusový rytmus ((N), supraventrikulární tachyarytmii ((SVTA), ventrikulární tachykardii ((VT), atriální fibrilaci ((AFIB), ventrikulární bigeminie ((B), ventrikulární trigeminie ((T), idioventrikulární rytmus ((IVR), atriální bigeminie ((AB) a sinusovou bradykardii ((SBR). Informace o rytmech byly získány manuální úpravou výstupu automatického detekčního systému. [20], [21]

Pro soutěž Computers in Cardiology Challenge 2004 byla vytvořena databáze The AF Termination Challenge Database obsahující 80 minutových úseků signálů popisované databáze. Jedná se většinou o úseky ukončení atriální fibrilace. [7]

## 4.2 The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database

Součástí databáze je 25 desetihodinových záznamů, z nichž 23 zahrnuje signály s anotacemi a 2 pouze anotace s informacemi o výskytu rytmů a R vln.

Záznamy obsahují dva EKG signály s vzorkovací frekvencí 250 Hz a rozlišením 12 bitů. Originální analogové záznamy byly pořízeny v The Beth Israel Deaconess Medical Center a anotace rytmů byly doplněny manuálně. V signálech lze nalézt anotované rytmy atriální fibrilace ((AFIB), atriální flutter ((AFL), atrioventrikulární junkční rytmus ((J) a sinusový rytmus ((N). Detekce pozic QRS komplexů provedená automaticky není u některých záznamu korigována ručně, proto mohou obsahovat nepřesnosti. Anotace s koncovkou `.qrs_c` obsahují korektní pozice R vln.

Signály z této databáze jsou poměrně staré a u některých nahrávek nebylo možné data přečíst, a proto byly dané segmenty nahrazeny úseky vzorků s nulovou amplitudou.  
[6], [21]

## 5 REALIZOVANÉ DETEKTORY SÍŇOVÝCH FIBRILACÍ

V programovém prostředí MATLAB byly realizovány tři metody detekce atriálních fibrilací založené na nepravidelnosti RR intervalů, metoda založená na výpočtu koeficientu variance (CV, 3.1.1), metoda založená na výpočtu průměru kvadratických rozdílů (RMSSD, 3.1.2) a metoda založená na poměru kritických bodů (TPR, 3.1.3).

Metody jsou testovány na databázích dostupných z nástroje PhysioNet (4), a proto využívají funkce ze souboru PhysioToolkit pro online načítání dat (signály a anotace). Jedná se o funkce `rdann` a `rdsamp`. Funkce jsou dostupné v rámci balíčku The WFDB Toolbox for MATLAB and Octave, který lze nainstalovat dle návodu dostupného na [physionet.org](http://physionet.org).

Funkce `rdann` je použita pro načítání obou setů anotací, poloh R vln a změn rytmu. Funkce po svém spuštění nejprve vyhledává dané soubory v otevřeném adresáři, pokud nejsou data nalezena, má nastavenou cestu do PhysioBank, která se upraví podle vstupních parametrů tak, aby byl nalezen konkrétní signál ve správné databázi. Zápis příkazu pro načtení anotací vypadá následovně:

```
[ann, type, subtype, chan, num, comments]=rdann(recordName, annotator)
```

Výstupy funkce obsahují vektory:

`ann` – vektor anotovaných pozic ve vzorcích podle vzorkovací frekvence

`type` – vektor typů pozic v `ann` (např. N (normální), | (artefakt))

`subtype, chan, num` – vektor obsahující hodnoty závislé na typu anotací a dané databázi

`comments` – vektor obsahující anotace rytmů vyskytujících se v signálu

Vstupy funkce jsou:

`recordName` – proměnná udávající název signálu a databáze v nastavené cestě

`annotator` – výběr typu anotací (`qrs` – pozice R vln, `atr` – anotace rytmů)

Volitelné vstupní parametry mohou být ještě výběr signálu, pokud soubor obsahuje více než jeden záznam, případně počátek a konec úseku vybraného signálu, pokud uživatel nepotřebuje anotace pro celý signál.

Funkce `rdsamp` slouží k načítání signálů z databází. Postupuje podobně jako funkce `rdann`, pokud nenalezne daný soubor v otevřeném adresáři, má nastavenou cestu k databázi v PhysioBank.

Příkaz pro načtení signálu pomocí funkce `rdsamp` lze zapsat následovně:

```
[tm, signal, Fs]=rdsamp(recordName)
```

Výstupy funkce jsou:

`tm` – vektor hodnot odpovídajících vzorkům signálu v sekundách

`signal` – matice vzorků signálů (signál může obsahovat více záznamů)

`Fs` – vzorkovací frekvence

Vstupem funkce je:

`recordName` – proměnná udávající název signálu a databáze v nastavené cestě

Dalšími volitelnými vstupními parametry funkce mohou být, výběr záznamu v přítomnosti více záznamů signálu, nastavení počátku a konce úseku signálu a možnost nastavení vysokého rozlišení čtení signálu.

Online načítání dat ke konkrétním signálům bylo zvoleno, protože soubory signálů jsou velké a obsahují data, která nejsou využita pro detekci a pro testování. Využití popisovaných funkcí poskytuje možnost stahovat pouze potřebná data.

Samotné detektory využívají pouze anotace s pozicemi R vln, konkrétně vektor `ann`, anotace rytmů (vektory `ann` a `comments`) jsou načítány při testování úspěšnosti detektorů. Funkce `rdsamp` je využita v případech zobrazování detekce fibrilace v úsecích signálů, při testování metod pracují detektory pouze s anotovanými pozicemi R vln. [21]

## 5.1 CV metoda

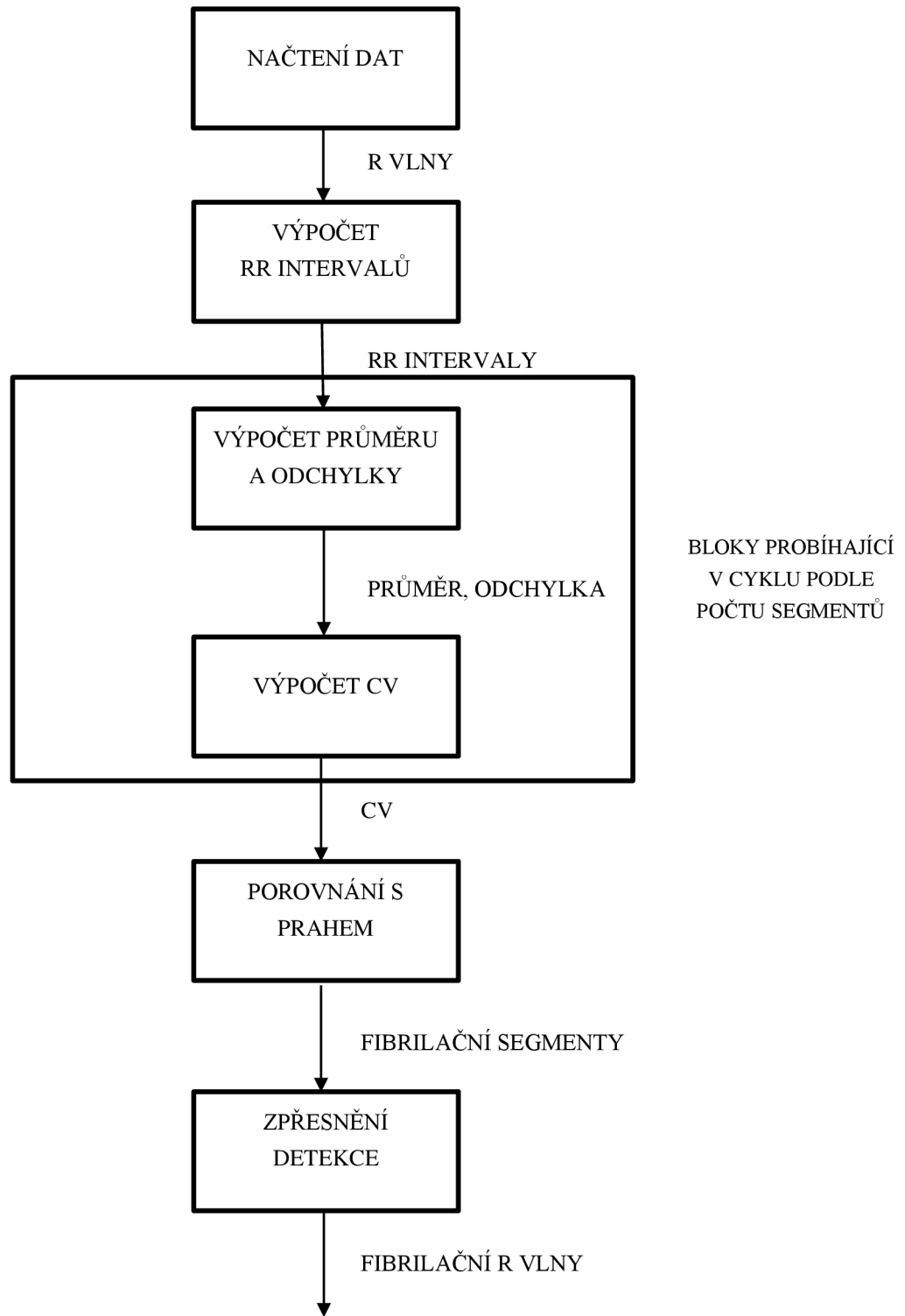
Pro načtení R vln signálu je využita funkce `rdann` popsaná výše, jejíž výstup tvoří vektor pozic R vln, z něhož je pomocí funkce `diff` získán vektor RR intervalů.

Vektor RR intervalů je rozdělen na segmenty po 60 intervalech a poslední segment o délce získané pomocí funkce `mod`. V každém segmentu jsou vypočteny průměr a odchylka délek RR intervalů následně vstupující do vzorce 3. 1 pro výpočet koeficientu variance (CV). Takto získaný vektor hodnot koeficientů variance pro všechny segmenty je porovnán s prahem, přičemž nadprahové hodnoty odpovídají fibrilačním segmentům, podprahové segmentům s výskytem jiného rytmu.

Fibrilační segmenty vstupují do cyklu, kde je zpřesněna detekce fibrilačních R vln podle následujících kritérií:

1. Pokud jsou oba sousední segmenty daného segmentu označeny jako fibrilační, označí detektor všechny vlny v segmentu jako fibrilační.
2. Pokud následující segment je fibrilační, ale předchozí není, nalezne detektor ve zpracovávaném segmentu R vlnu odpovídající prvnímu extrému (za extrém považuje RR interval delší nebo kratší než průměrná délka RR intervalu v segmentu větší nebo menší o 40 vzorků), od jejíž pozice označí zbývající R vlny do konce segmentu za fibrilační. Absence předchozího fibrilačního segmentu znamená počátek fibrilace v současném, kde ovšem fibrilace nemusí začínat první R vlnou segmentu, proto jsou hledány extrémy.
3. Pokud předchozí segment je fibrilační a následující není, označí detektor za fibrilační R vlny od začátku segmentu po R vlnu odpovídající poslednímu nalezenému extrému v segmentu. Absence následujícího fibrilačního segmentu poukazuje na konec fibrilace v současném, kde nemusí být všechny R vlny fibrilační, proto jsou opět hledány extrémní hodnoty délek RR intervalů.

Výše popsaný postup lze schematicky vidět na Obr. 5. 1.



Obr. 5. 1: Schéma CV metody



## 5.2 RMSSD metoda

Načtení vektoru pozic R vln v signálu, výpočet velikosti RR intervalů a rozdělení signálu na segmenty probíhá stejným způsobem jako u předcházející metody, i zde je signál rozdělen na segmenty obsahující 60 RR intervalů a poslední segment obsahující zbývající RR intervaly.

V každém segmentu jsou nalezeny maximální a minimální hodnota délky RR intervalu, vypočten průměr a počet extrémních hodnot (za extrémní hodnoty detektor považuje RR intervaly rozdílné oproti průměru o minimálně 30 vzorků, což je hodnota získaná testováním). Pokud je rozdíl mezi maximem a minimem v segmentu větší než 80 a zároveň počet extrémů vyšší než 10, označí detektor segment za kritický, tedy s možností výskytu fibrilace. Naopak je-li počet extrémů menší nebo roven 10 jsou extrémní hodnoty nahrazeny průměrem, protože mohou být zdrojem falešných detekcí. V dalším kroku se dle vztahu 3. 2 vypočítá pro každý segment hodnota průměru kvadratických rozdílů (RMSSD).

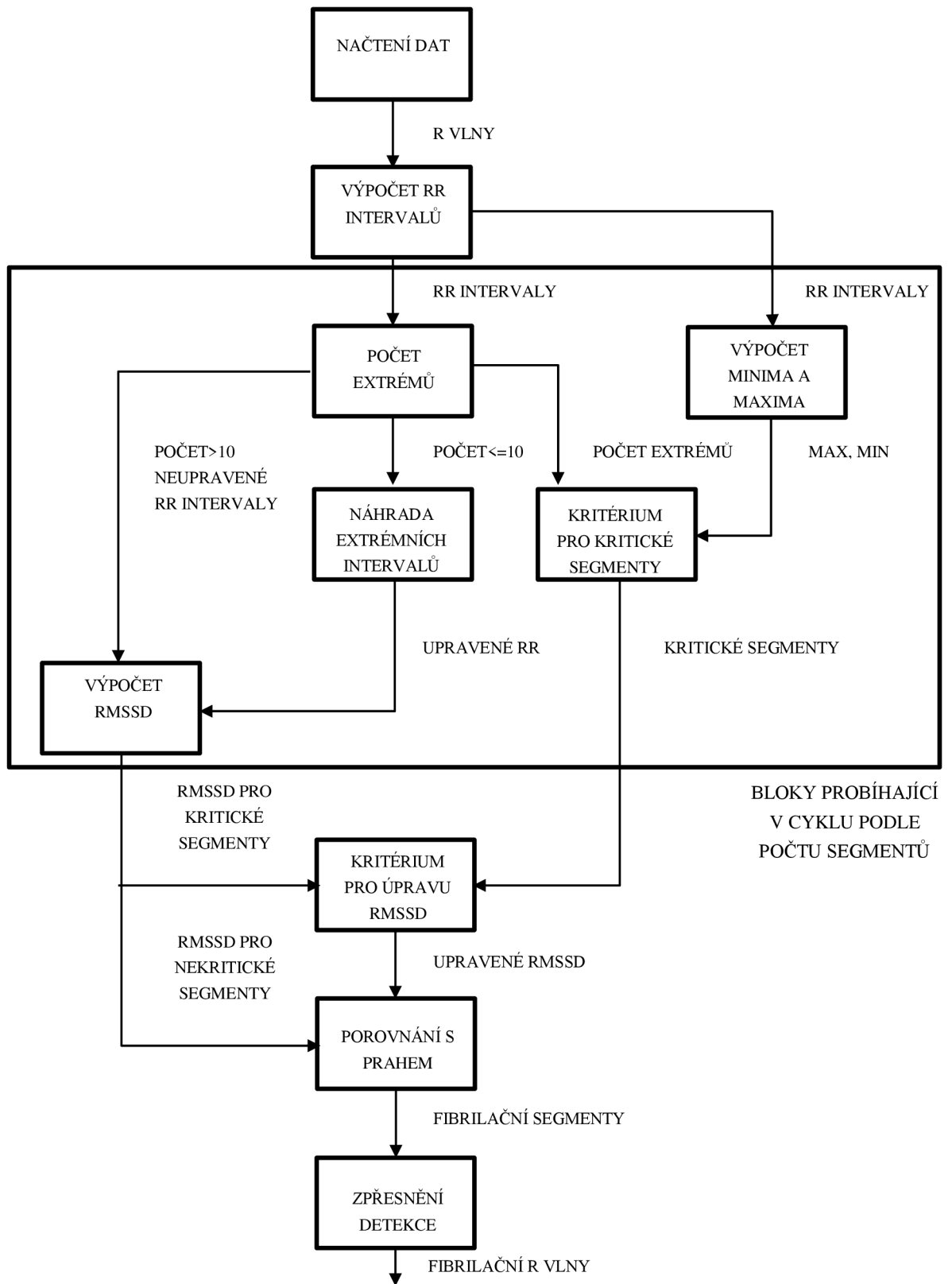
Testováním bylo zjištěno, že některé fibrilační segmenty mají hodnotu RMSSD nižší než prahová, ale snížením prahu se snížila specifická detektoru, proto byly do detektoru přidány kritéria, které uměle zvýší hodnoty těchto problematických segmentů na základě dalších vlastností. Případná úprava hodnot se týká pouze segmentů označených jako kritických a rozhodovací kritéria jsou tyto:

1. Pokud je hodnota RMSSD daného segmentu vyšší než 0,03 a počet extrémů vyšší než 15, zvýší se hodnota RMSSD na prahovou hodnotu.
2. Pokud je hodnota RMSSD daného segmentu vyšší než 0,03 a hodnoty RMSSD předchozího a následujícího segmentu jsou vyšší než práh, zvýší se hodnota RMSSD na prahovou hodnotu.

Pokud nesplňují hodnoty RMSSD kritických segmentů žádnou z podmínek, zůstávají nezměněny. Všechny hodnoty nastavené v kritériích pro označení segmentů za kritické a pro umělé zvýšení hodnot RMSSD byly nastaveny dle nejlepších získaných výsledků testování.

Vektor hodnot RMSSD je porovnán s prahem, kde segmenty s hodnotami rovnými prahu nebo ho převyšující označí detektor za fibrilační. V takto označených segmentech je zpřesněn výběr fibrilačních R vln stejným postupem jako u předcházející metody (5.1).

Metodu lze vidět schematicky na Obr. 5. 2.



Obr. 5. 2: Schéma metody RMSSD

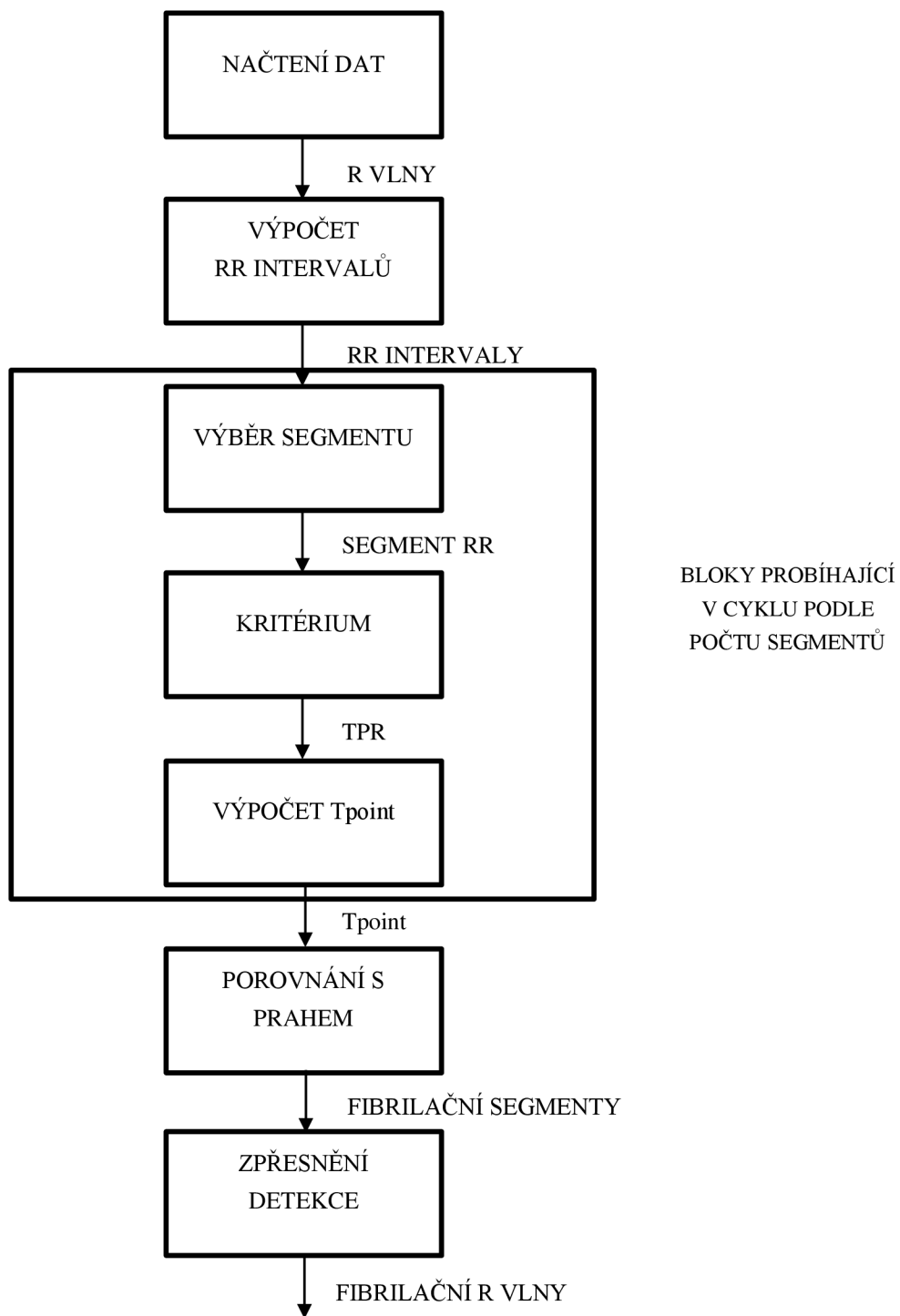
### 5.3 TPR metoda

Detektor využívá pro načítání vektoru pozic R vln funkci `rdann`, popsanou výše. Z takto získaného vektoru pozic jsou vypočteny délky RR intervalů a vytvořeny segmenty obsahující 120 po sobě jdoucích R vln a poslední segment obsahující zbývající R vlny po počtu dělitelném 120. Dvojnásobná délka segmentů oproti předchozím metodám odpovídá závislosti přesnosti metody na zvolené délce segmentu.

V každém segmentu kontroluje detektor všechny RR intervaly, zda splňují podmínku určenou vztahem 3. 3. Pokud daný interval podmínku splňuje, uloží se do vektoru kritických bodů ( $T_{PR}$ ) hodnota 1, v opačném případě 0. Suma vektoru kritických bodů normalizovaná délkou vektoru ( $T_{point}$ ) potom odpovídá hodnotě vstupující do dalšího kroku.

Výsledné hodnoty pro všechny segmenty jsou porovnávány s prahovou hodnotou, v případě nadprahové hodnoty označí detektor segment za fibrilační. Zpřesnění detekce fibrilačních R vln ve fibrilačních segmentech probíhá stejným způsobem jako u metody CV (5.1) s tím rozdílem, že jednotlivé kroky musely být upraveny na dvojnásobnou délku segmentu.

Schéma metody lze vidět na Obr. 5. 3.

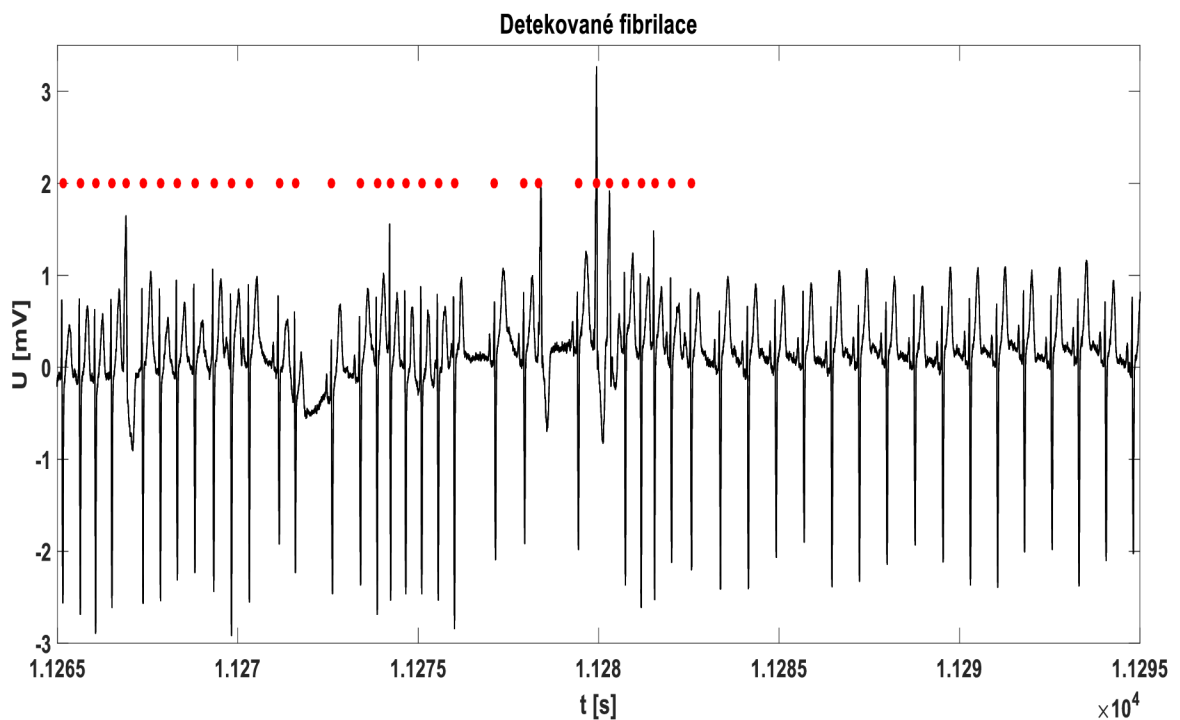


Obr. 5. 3: Schéma metody TPR

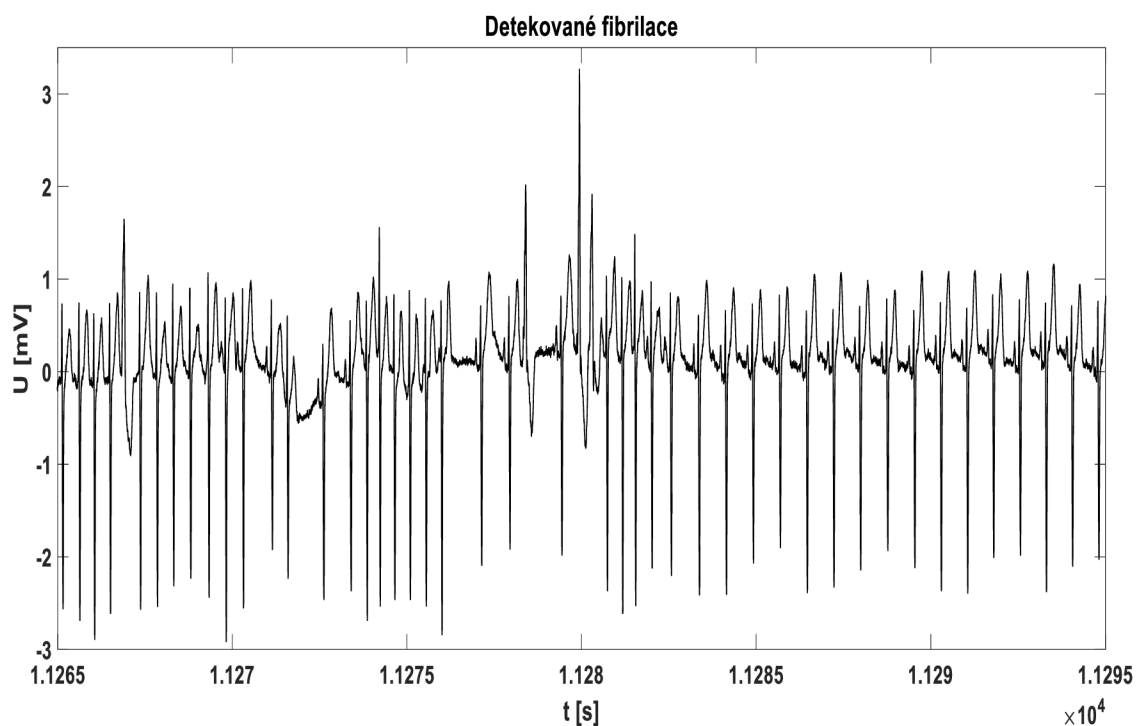
## 5.4 Ukázky detekce

Na následujících obrázcích lze vidět úseky signálů s úspěšnými a neúspěšnými detekcemi poskytnutými jednotlivými detektory. Nejlepší demonstrací detekcí by bylo zobrazení celých signálů, v nichž ovšem nelze okem rozlišit fibrilaci od jiného rytmu z důvodu jejich délky, proto byly vybrány krátké úseky, na nichž jednotlivé detektory přesně detekovaly fibrilaci a úseky, kde detektory selhaly.

Na následujících dvou obrázcích je třicetisekundový úsek signálu 08455 z databáze The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database zobrazující přechod atriální fibrilace (11265 – 11283 s dle anotací) v sinusový rytmus. Na Obr. 5. 4 lze vidět úspěšnou detekci metodami CV a RMSSD, které v tomto úseku detekovaly shodně a zcela přesně, naopak Obr. 5. 5 ukazuje selhání metody TPR na tomtéž úseku. Detektor selhal, protože daný úsek fibrilace byl při segmentování rozdělen do dvou segmentů, v nichž neměla fibrilační část takový vliv, aby vznikla z hlediska počtu kritických bodů nadprahová hodnota.

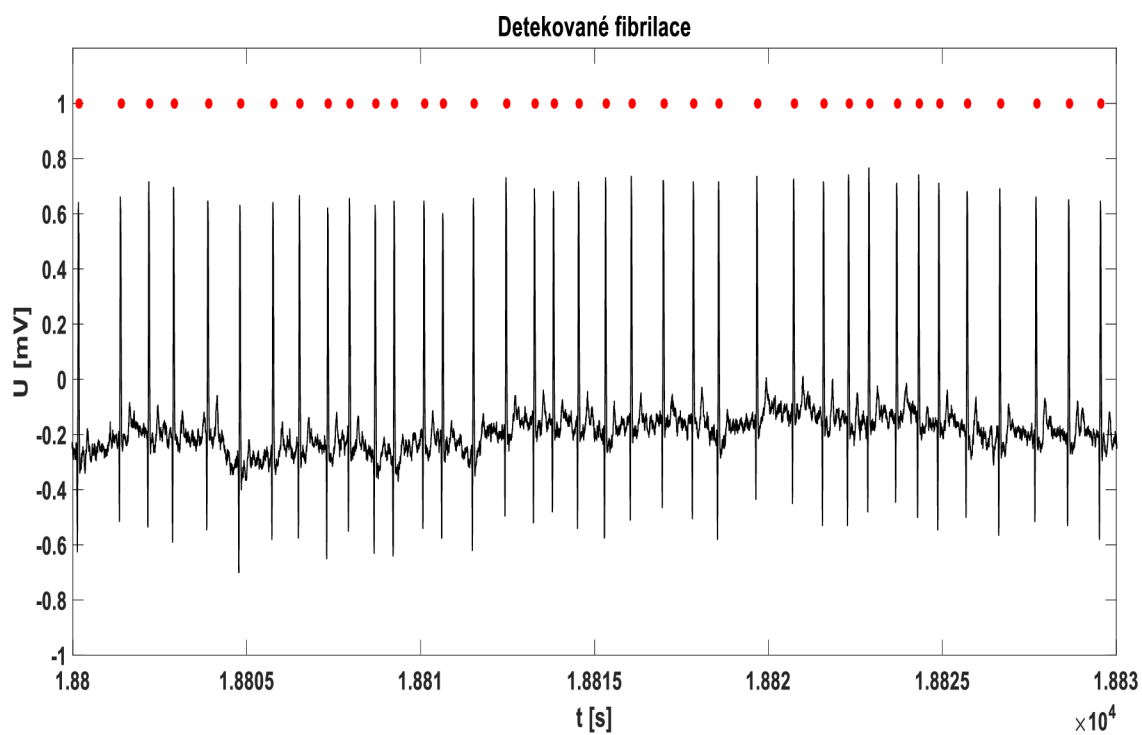


Obr. 5. 4: Úspěšná detekce metodou CV a RMSSD

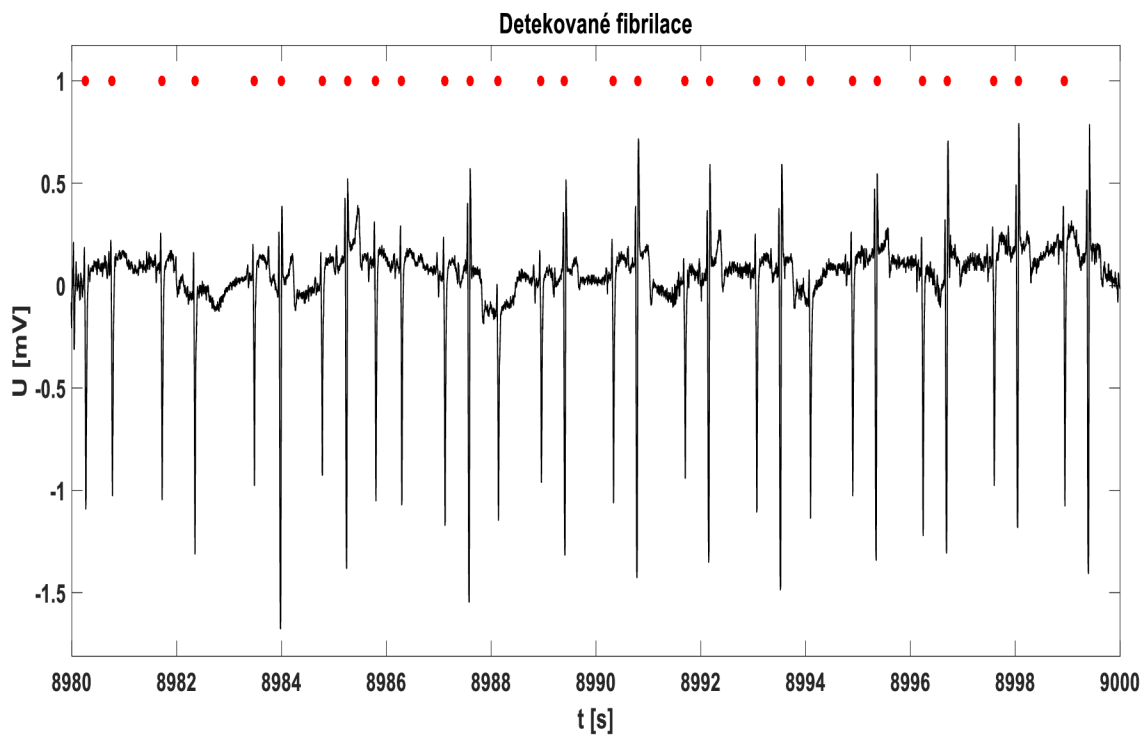


Obr. 5. 5: Nedetekovaná fibrilace metodou TPR

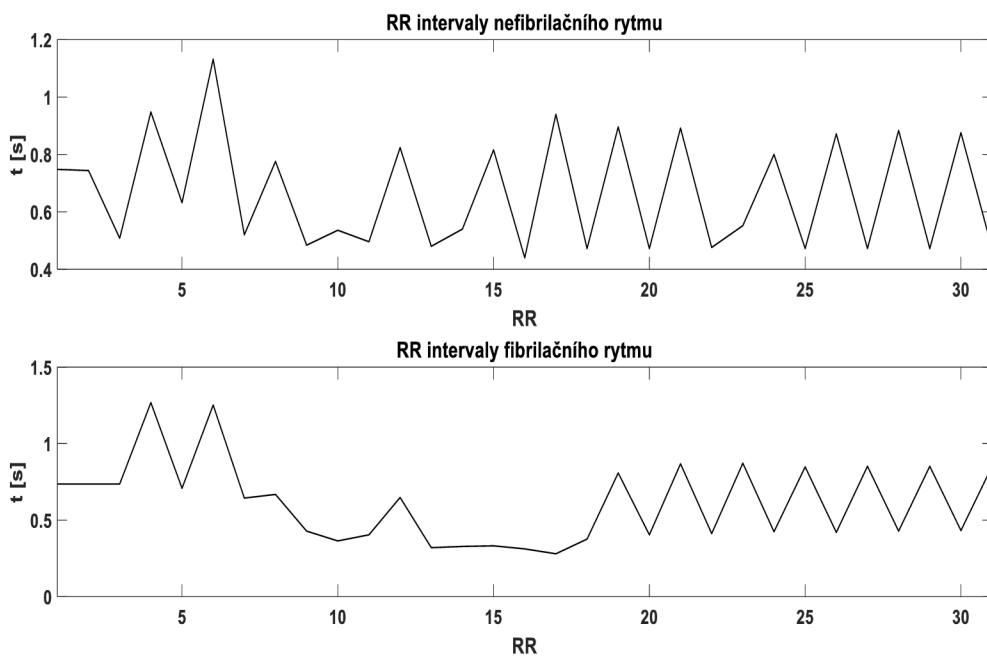
Na Obr. 5. 6 lze vidět výňatek z třiceti minutového fibrilačního úseku signálu 08215 z databáze The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database. Na testovaném úseku detekovaly všechny tři detektory stejně správně. Naopak na Obr. 5. 7 je nefibrilační úsek signálu 05261 z databáze The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database, kde všechny detektory chybně detekovaly fibrilaci. Falešnou detekci způsobila velká různorodost délek RR intervalů v daném úseku. Srovnání délek RR intervalů zobrazeného nefibrilačního úseku a délek RR intervalů fibrilačního úseku téhož signálu lze vidět na Obr. 5. 8. Dle obrázku lze konstatovat, že nepravidelnost délek RR intervalů je v obou úsecích téměř shodná.



Obr. 5. 6: Úspěšná detekce metodami CV, RMSSD a TPR

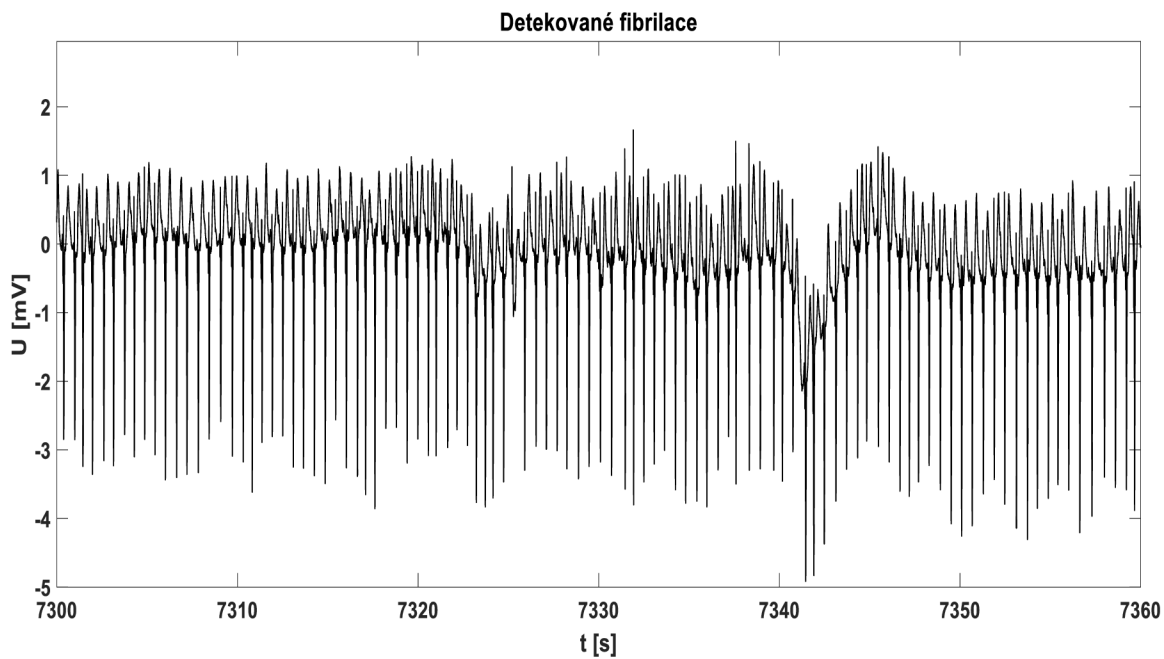


Obr. 5. 7: Falešně detekovaná fibrilace všemi metodami



Obr. 5. 8: RR intervaly fibrilačního a nefibrilačního úseku signálu 05261

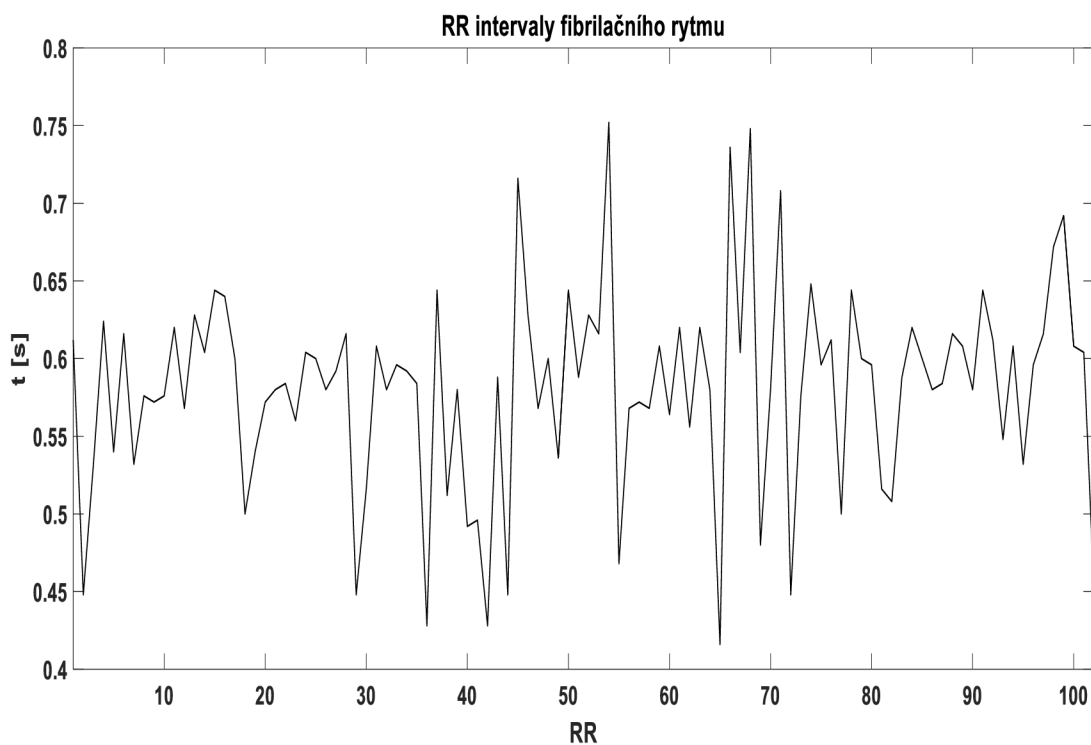
Na Obr. 5. 9 je fibrilační úsek signálu 08378 z databáze The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database, kde selhali všechny tři metody.



Obr. 5. 9: Nedetekovaná fibrilace všemi metodami



Úspěšnost detekce realizovaných metod závisí především na nepravidelnosti RR intervalů ve zpracovávaném segmentu. Na Obr. 5. 10 lze vidět, že RR intervaly odpovídající úseku signálu na Obr. 5. 9 nedisponují tak výraznou nepravidelností jako například na Obr. 5. 8, kde jsou rozdíly po sobě jdoucích intervalů přibližně 0,5 s i více, kdežto v posledním zobrazeném úseku se intervaly liší o maximálně 0,3 s a méně.



Obr. 5. 10: RR intervaly nedetekovaného fibrilačního úseku signálu 08378

## 6 TESTOVÁNÍ METOD

Metody byly testovány na databázích The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database (AFDB) (4.2) a The Long – Term AF Database (LTAfDB) (4.1). Pro otestování přesnosti detektorů byla v programovém prostředí MATLAB realizována testovací funkce, jejímiž vstupy jsou vybraná metoda a databáze a výstupy hodnoty senzitivity, specifity a pozitivní prediktivní hodnoty, na základě nichž byly detektory porovnávány.

### 6.1 Testovací funkce

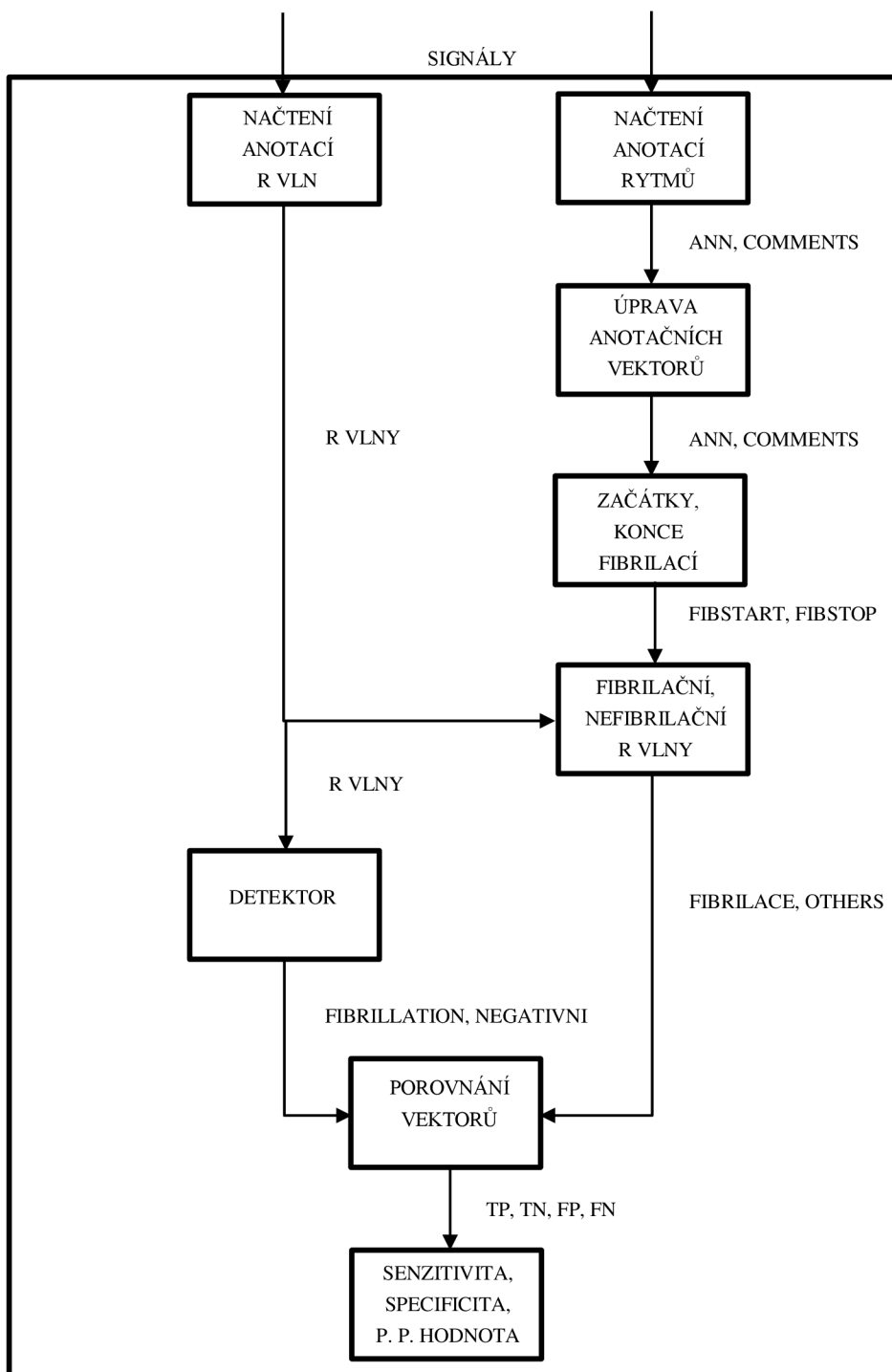
Dle volby databáze se načte do funkce proměnná (`signals`) s názvy signálu (`recordName`) pro funkci `rdann`, která stáhne vektor pozic `R vln` (`R_vlny`) z prvního setu anotací a vektor pozic přechodů rytmů (`ann`) s komentáři (`comments`) z druhého setu. Vektor `comments` z The Long – Term AF Database obsahuje prázdné množiny na pozicích, kde nedochází ke změnám rytmu, a údaje, které neznamují změnu rytmu, tyto pozice a jim odpovídající hodnoty ve vektoru `ann` byly vymazány z důvodu urychlení následujících kroků. Pokud anotace takové údaje neobsahují, zůstanou nezměněny.

Pomocí funkce `strcmp` jsou v komentářích nalezeny pozice odpovídající počátkům fibrilací (`AFIB`), podle nichž funkce vytvoří z jim odpovídajícím údajům ve vektoru `ann` vektory `fibstart` a `fibstop` obsahující pozice počátků a konců fibrilací. Za konec fibrilace je považován jakýkoliv jiný rytmus následující po nalezeném počátku. Podle posledních zmíněných vektorů jsou `R vlny` přesně rozděleny na fibrilační a nefibrilační (vektory `fibrilace` a `others`).

Na základě zvolené metody získá funkce vektor fibrilací (`fibrillation`) detekovaných odpovídajícím detektorem a vektor nefibrilačních `R vln` (`negativni`). Tyto vektory jsou porovnány s vektory `fibrilace` a `others` obsahující skutečné pozice odpovídajících `R vln`, čímž funkce postupně přidává hodnoty do vektorů `TP`, `TN`, `FP` a `FN`.

Z hodnot v posledních čtyřech zmíněných vektorech se pro každý signál počítá senzitivita, specifita a prediktivní hodnota. V posledním kroku vypočítá funkce celkové hodnoty pro celou databázi a výsledek zobrazí.

Funkce obsahuje mnohem více pomocných vektorů a mezikroků, ovšem zde byly zmíněny ty nejdůležitější, které lze pro lepší orientaci vidět schematicky na Obr. 6. 1.



BLOKY PROBÍHAJÍCÍ  
V CYKLU PODLE  
POČTU SIGNÁLŮ

Obr. 6. 1: Schéma testovací funkce

## 6.2 Úspěšnost detektorů

Za kritéria hodnocení úspěšnosti detektorů byly zvoleny senzitivita ( $Se$ ) reprezentující schopnost detektoru rozpoznat atriální fibrilaci, specificita ( $Sp$ ) vyjadřující schopnost detektoru nedetekovat nefibrilační rytmus jako fibrilační a pozitivní prediktivní hodnota ( $PPV$ ) reprezentující podíl skutečných atriálních fibrilací ze všech detekovaných. Vztahy pro výpočty daných kritérií jsou

$$Se = \frac{TP}{TP + FN} \quad 6.1$$

$$Sp = \frac{TN}{TN + FP} \quad 6.2$$

a

$$PPV = \frac{TP}{TP + FP} \quad 6.3$$

kde  $TP$  odpovídá počtu správně detekovaných atriálních fibrilací,  $FP$  počtu vln chybně označených jako fibrilace,  $TN$  reprezentuje počet správně nedetekovaných R vln a  $FN$  počet fibrilačních R vln, které detektor neoznačil jako fibrilační. [28]

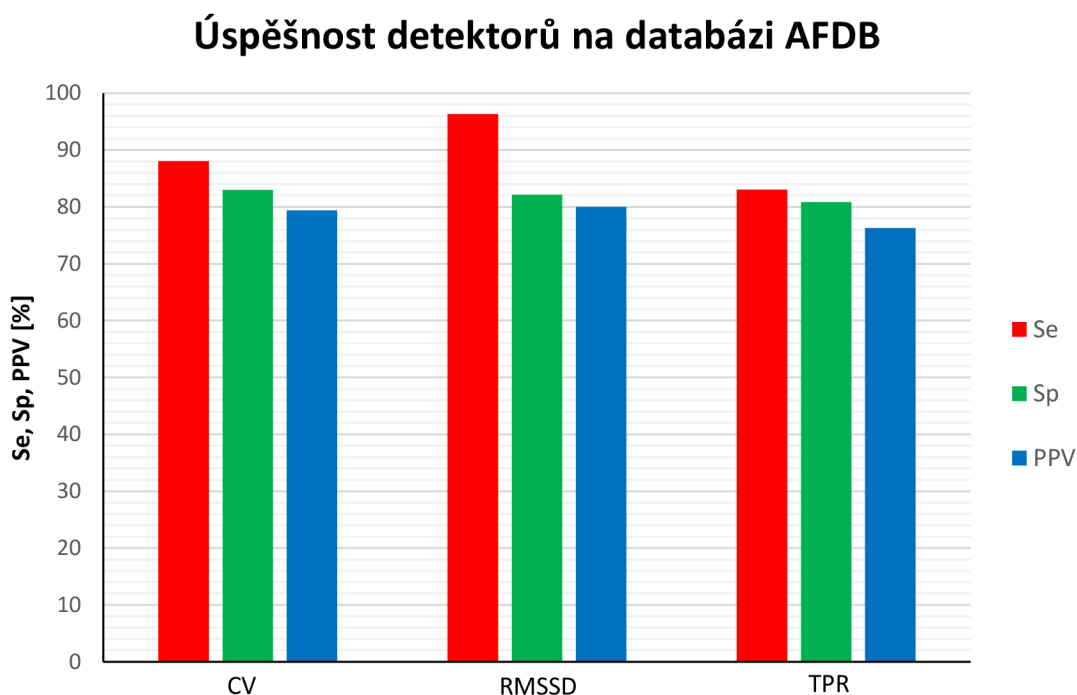
Za posuzovaný prvek nejsou považovány celé segmenty, na něž detektory signály rozdělily, ale R vlny, aby bylo dosaženo nejvěrohodnějších výsledků. Proto obsahují detektory části, kde označené fibrilační segmenty podléhají podrobnější analýze RR intervalů z důvodu snížení počtu chybně označených fibrilačních R vln.

V Tabulka 6. 1 lze vidět hodnoty senzitivity, specificity a pozitivní prediktivní hodnoty všech detektorů dosažené na celé databázi The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database. Hodnoty dosažené pro jednotlivé signály lze vidět v příloze (1).

Tabulka 6. 1: Hodnoty Se, Sp a PPV všech detektorů dosažené na databázi AFDB

	<b>Se [%]</b>	<b>Sp [%]</b>	<b>PPV [%]</b>
<b>CV</b>	88,07	83	79,37
<b>RMSSD</b>	96,34	82,12	80,02
<b>TPR</b>	83,02	80,82	76,27

Na Obr. 6. 2 je zobrazeno grafické srovnání detektorů na databázi AFDB. Lze konstatovat, že nejméně úspěšně detekuje metoda RMSSD, a to převážně z hlediska senzitivity. Naopak nejvyšších výsledků dosahuje metoda TPR, což se taktéž projevuje nejvíce na senzitivě. Specificity a pozitivní prediktivní hodnoty všech detektorů jsou téměř srovnatelné.



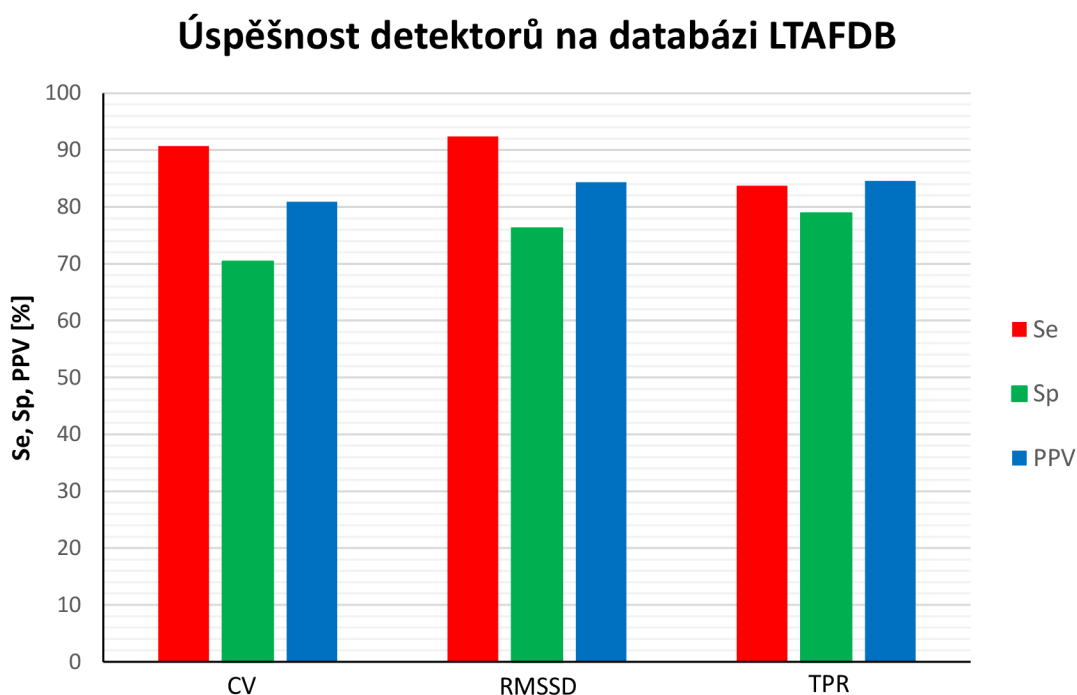
Obr. 6. 2: Úspěšnost metod na databázi AFDB

Tabulka 6. 2 obsahuje hodnoty senzitivity, specifity a pozitivní prediktivní hodnoty všech detektorů dosažené na databázi The Long – Term AF Database. Hodnoty dosažené pro jednotlivé signály lze vidět v příloze (2).

Tabulka 6. 2: Hodnoty Se, Sp a PPV všech detektorů dosažené na databázi LAFDB

	<b>Se [%]</b>	<b>Sp [%]</b>	<b>PPV [%]</b>
<b>CV</b>	90,68	70,35	80,88
<b>RMSSD</b>	92,37	76,21	84,31
<b>TPR</b>	83,7	78,88	84,56

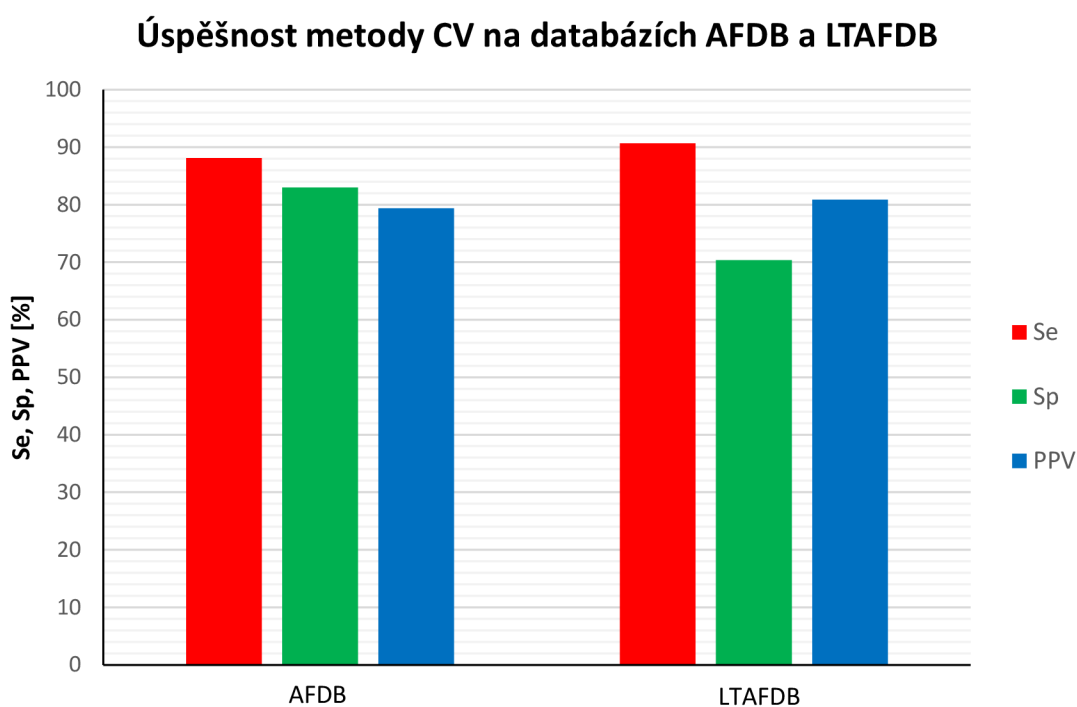
Obr. 6. 3 obsahuje grafické srovnání detektorů na databázi LTAFDB z hlediska posuzovaných kritérií úspěšnosti. Na základě dosažených výsledků lze konstatovat, že z hlediska senzitivity jsou metody CV a RMSSD téměř srovnatelné a přesnější než metoda TPR, ovšem z hlediska specifity a pozitivní prediktivní hodnoty je metoda CV nejméně přesná a metody RMSSD a TPR dosáhly srovnatelných výsledků.



Obr. 6. 3: Úspěšnost metod na databázi LTAFDB

Obr. 6. 4 srovnává úspěšnost metody CV mezi databázemi. Z grafu je patrné, že hodnoty senzitivity a pozitivní prediktivní hodnoty se liší pouze nepatrně, ale specifita na databázi LTAFDB klesla o více než 10%. Výrazný pokles specifity lze vysvětlit testovanými daty v databázi The Long – Term AF Database, v nichž, po podrobné

analýze anotací k signálům, bylo zjištěno větší zastoupení patofyziologických rytmů než v databázi AFDB. Tyto rytmy (např. supraventrikulární tachyarytmii, bradykardie, tachykardie) se často i po poměrně krátkých úsecích střídají s atriální fibrilací a z hlediska koeficientu variance se mohou fibrilaci podobat a detektor není vždy schopen mezi nimi rozlišit.

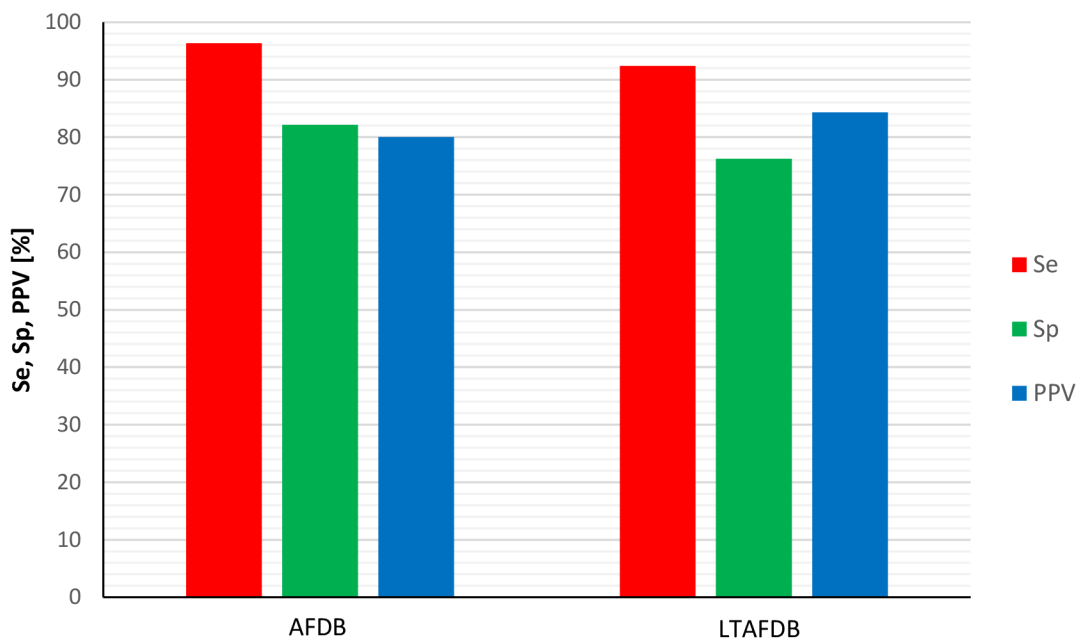


Obr. 6. 4: Srovnání metody CV na obou databázích

Na Obr. 6. 5 lze vidět srovnání úspěšnosti detekce metodou RMSSD mezi oběma databázemi. Z grafu je patrné, že nejrozdílnějších hodnot bylo opět dosaženo v rámci specificity, což lze odůvodnit podobně jako u metody CV. Pokles ovšem není tak výrazný, na základě čehož lze konstatovat, že detektor disponuje vyšší citlivostí na změnu rytmu než předcházející metoda. Za zmínku určitě stojí nárůst pozitivní prediktivní hodnoty na databázi LTAfDB oproti databázi AFDB poukazující na nižší počet falešně detekovaných fibrilací.

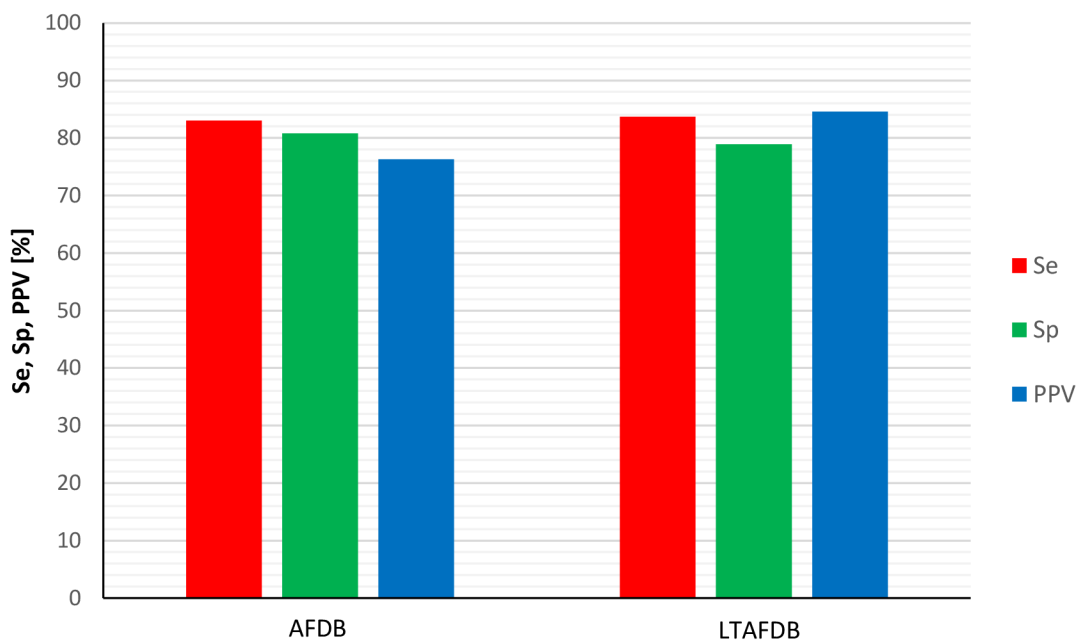
Téměř srovnatelnými hodnotami senzitivity a specificity na obou databázích disponuje metoda TPR, tedy její přesnost není výrazně ovlivněna výskytem často se střídajících rytmů. Naopak na databázi LTAfDB dosáhla vyšší pozitivní prediktivní hodnoty (nejvyšší ze všech tří detektorů, Obr. 6. 3). Porovnání úspěšnosti detekce metodou TPR mezi databázemi je graficky znázorněno na Obr. 6. 6.

### Úspěšnost metody RMSSD na databázích AFDB a LTAfDB



Obr. 6. 5: Srovnání metody RMSSD na obou databázích

### Úspěšnost metody TPR na databázích AFDB a LTAfDB



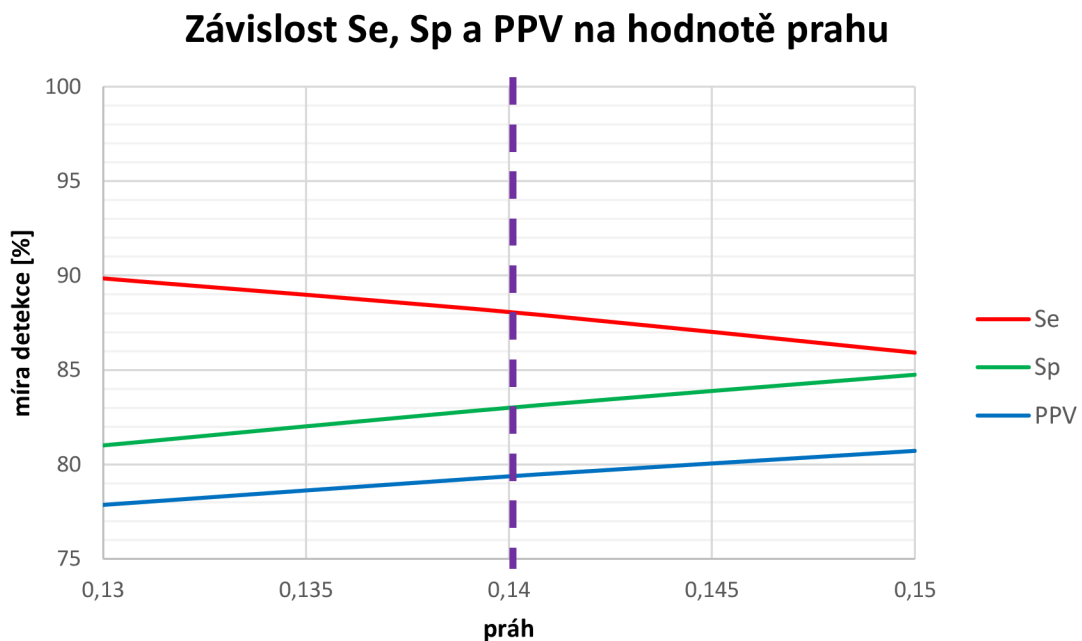
Obr. 6. 6: Srovnání metody TPR na obou databázích



### 6.3 Nastavení prahových hodnot detektorů

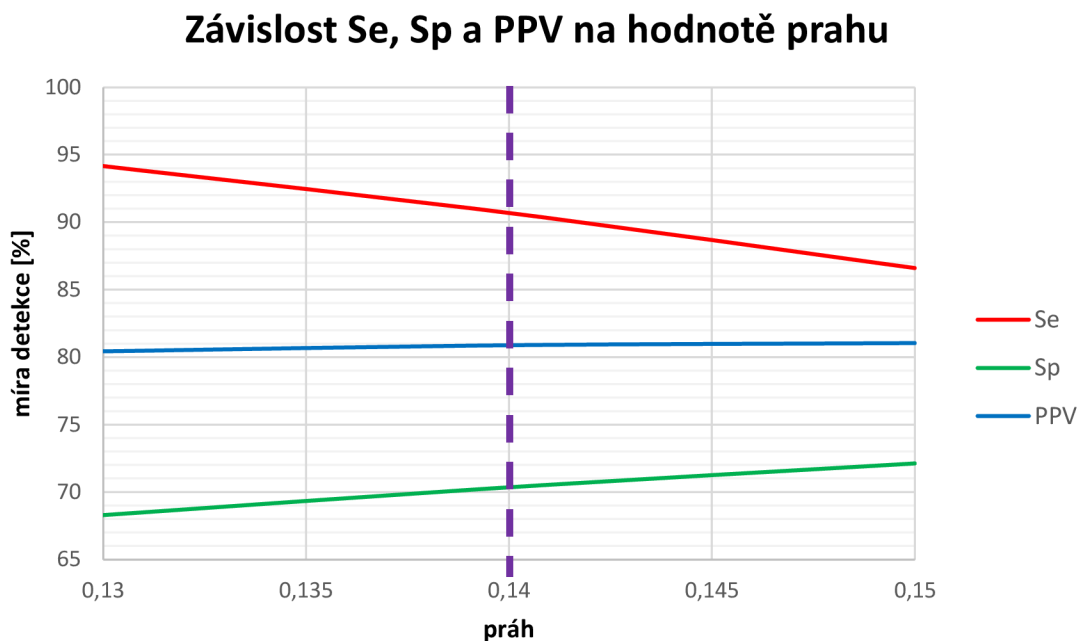
V rámci popisu kvality metod detekce je třeba zmínit, že hodnot úspěšnosti detektorů popisovaných výše (6.2) odpovídajících nejlepším výsledkům bylo dosaženo testováním detektorů při různých hodnotách prahů. Primárně byla u všech detektorů zvolena hodnota prahu na základě testování na několika vybraných signálech z obou databází. Finální hodnota prahu byla získána testováním detektorů na celých databázích s hodnotou prahu odpovídající nejlepším dosaženým výsledkům v primárním testování a jejích okolních hodnot.

Závislosti hodnot senzitivity, specifity a pozitivní prediktivní hodnoty dosažených metodou CV na databázi The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database na hodnotě prahu lze vidět na Obr. 6. 7. S rostoucím prahem pochopitelně roste specifita detektoru, avšak mírně výrazněji klesá senzitivita, proto byla zvolena hodnota prahu 0,14 reprezentující nejpříjemnější hodnoty všech kritérií.



Obr. 6. 7: Závislost úspěšnosti detekce na hodnotě prahu metody CV (databáze AFDB), přerušovaná fialová čára značí vybraný práh

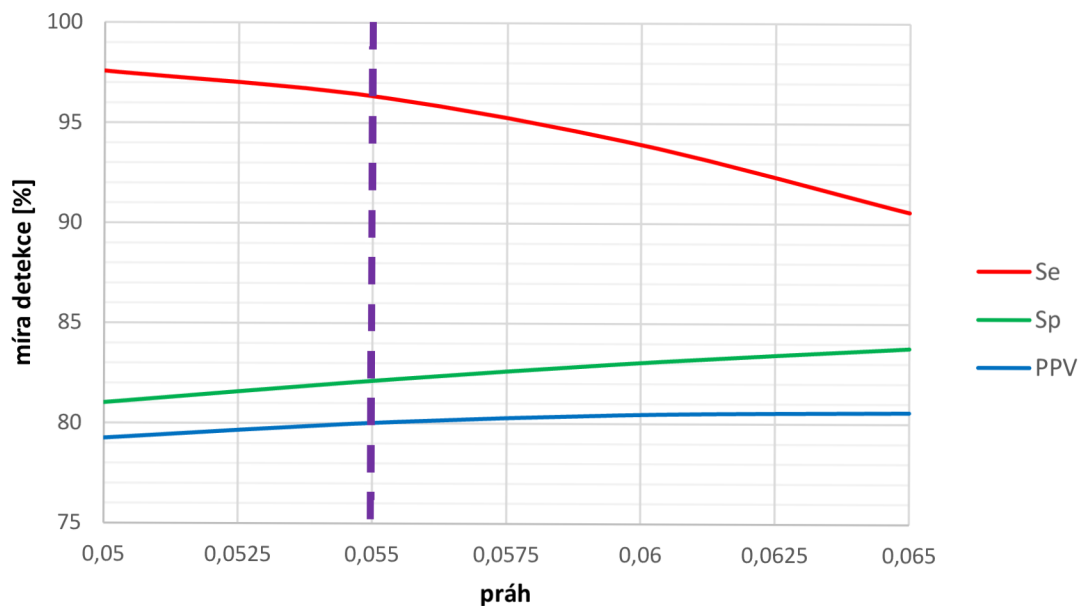
Obr. 6. 8 znázorňuje průběhy kritérií úspěšnosti odpovídající testování prahových hodnot metody CV na databázi The Long – Term AF Database. Stejně jako u databáze AFDB lze konstatovat, že s prahovou hodnotou 0,14 dosahuje detektor nejpříjemnějších výsledků.



Obr. 6. 8: Závislost úspěšnosti detekce na hodnotě prahu metody CV (databáze LTAfDB), přerušovaná fialová čára značí vybraný práh

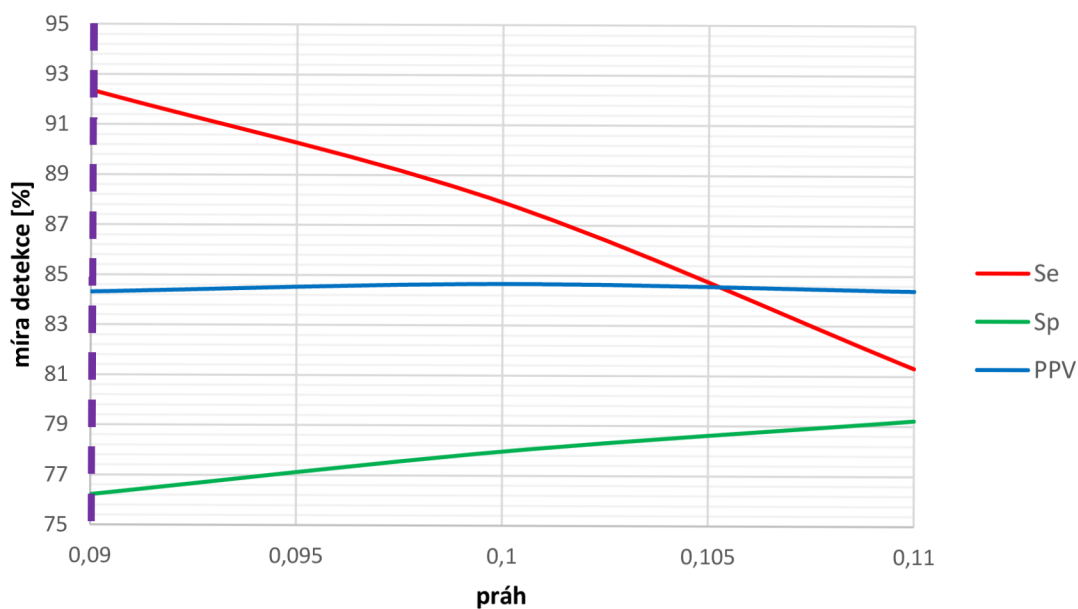
Metoda RMSSD se ukázala z hlediska nastavení prahu problematická, protože na obou databázích bylo dosaženo nejlepších výsledků při jiných prazích. Na základě výsledků z podkapitoly 6.2 lze detektor založený na metodě RMSSD považovat za nejkvalitnější na obou databázích, avšak z důvodu nejednotného prahu nelze mluvit o univerzální metodě. Na databázi The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database bylo dosaženo nejlepších výsledků při nastavení prahu na hodnotu 0,055 a na databázi The Long – Term AF Database s hodnotou 0,09, jak lze vidět na Obr. 6. 9 a Obr. 6. 10. Při analýze problému rozdílných prahů bylo zjištěno, že neuniverzálnost metody RMSSD je publikována například v článku [14], kde autoři používají jiných hodnot prahu, což může být vysvětleno rozdílnou realizací metody, ale hlavní kritérium, a to hodnota průměru kvadratických rozdílů (RMSSD) zůstává stejné.

### Závislost Se, Sp a PPV na hodnotě prahu



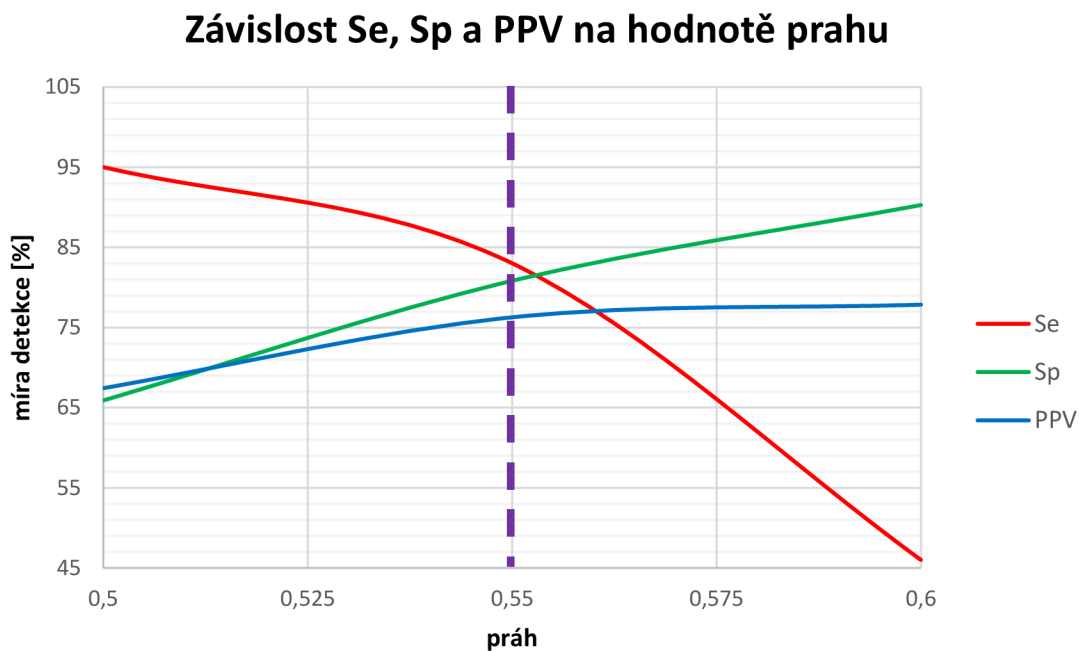
Obr. 6. 9: Závislost úspěšnosti detekce na hodnotě prahu metody RMSSD (databáze AFDB), přerušovaná fialová čára značí vybraný práh

### Závislost Se, Sp a PPV na hodnotě prahu



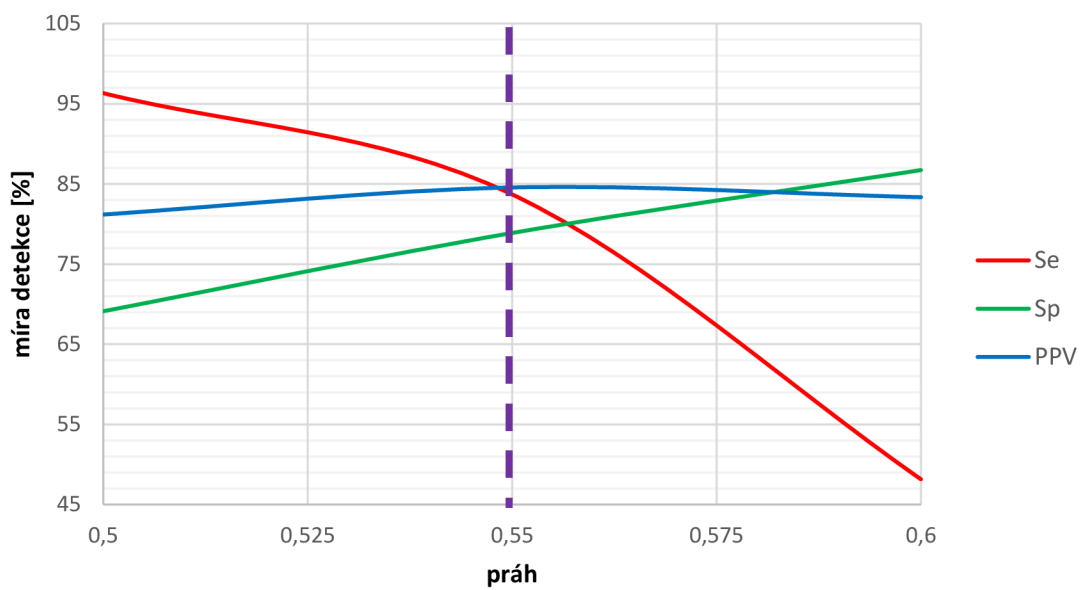
Obr. 6. 10: Závislost úspěšnosti detekce na hodnotě prahu metody RMSSD (databáze LTAADB), přerušovaná fialová čára značí vybraný práh

Grafy na Obr. 6. 11 a Obr. 6. 12 znázorňují závislosti senzitivity, specifity a pozitivní prediktivní hodnoty na prahu dané získané metodou TPR. V obou grafech jsou vidět podobné průběhy všech kritérií, především lze pozorovat výrazný pokles senzitivity s rostoucí prahovou hodnotou. Na obou databázích dosáhla metoda nejlepších výsledků s hodnotou prahu 0,55. S vyšší hodnotou by byla dosažena lepší specifita, ovšem nekompensovala by již zmíněný pokles senzitivity.



Obr. 6. 11: Závislost úspěšnosti detekce na hodnotě prahu metody TPR (databáze AFDB), přerušovaná fialová čára značí vybraný práh

## Závislost Se, Sp a PPV na hodnotě prahu



Obr. 6. 12: Závislost úspěšnosti detekce na hodnotě prahu metody TPR (databáze LTAfDB), přerušovaná fialová čára značí vybraný práh

## 7 DISKUZE

Metody realizované v rámci této práce jsou založeny na porovnávání velikostí RR intervalů v rámci segmentu signálu. Každá z metod analyzuje segmenty z hlediska jiných kritérií, na základě jejichž hodnot označí segment jako fibrilační nebo nefibrilační. Pro přesnější určení úspěšnosti metod testovaných na databázích AFDB a LTAFDB byla do detektorů přidána část lokalizující počátky a konce fibrilací v rámci fibrilačních segmentů, čímž detektory sníží počet falešných detekcí fibrilačních R vln.

Detektory byly hodnoceny z hlediska senzitivity, specifity a pozitivní prediktivní hodnoty. V podkapitole 6.2 jsou metody, dle jejich nejlepších dosažených výsledků, porovnávány mezi sebou a také mezi databázemi. V obou databázích dosahovala nejlepších výsledků metoda RMSSD a to především z hlediska senzitivity. Již bylo zmíněno v podkapitole 6.3, že těchto výsledků dosáhla metoda RMSSD s rozdílnými prahy, čemuž je třeba věnovat pozornost především při volbě detektoru na neanotovaných datech. Nastavení jednoho z prahů jako univerzálního způsobovalo snížení senzitivity nebo v opačném případě specifity na druhé databázi o 15 – 20%. Porovnáním výsledků jednotlivých metod mezi databázemi byla zjištěna nejvýraznější změna v hodnotách specifit, speciálně u metody CV klesla specifita na databázi The Long – Term AF Database o 12,65% oproti databázi The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database. Nejpravděpodobnějším vysvětlením pro tento pokles je zastoupení více patologických rytmů v rámci databáze LTAFDB a také skutečnost, že v některých signálech jsou úseky jednotlivých rytmů poměrně krátké a hodně se střídají, například v záznamu 01 trvajícího 24 hodin z databáze LTAFDB se rytmus změní 933 krát. Snížení specifity metod a zahrnutí zmíněného faktu o zastoupení často se střídajících patologických rytmů poukazuje na neschopnost metod vždy správně rozlišit atriální fibrilaci od jiného rytmu. Nejstabilnějšími výsledky mezi databázemi disponuje metoda TPR, avšak na obou databázích dosahuje ve většině kritérií nejhorších nebo přinejlepším srovnatelných výsledků jako zbývající metody. Přestože jsou výsledky dosažené v rámci celých databází poměrně uspokojivé i ve srovnání s jinými pracemi např. [14], hodnoty senzitivity, specifity a pozitivních prediktivních hodnot jednotlivých signálů (1, 2) z obou databází ukazují selhání metod na některých signálech.

Nepřavidelnost RR intervalů reprezentující atriální fibrilace se jeví jako poměrně vhodný parametr odlišující fibrilační rytmus od jiných, ovšem v průběhu testování se ukázalo, že častým zdrojem falešně pozitivních detekcí je výrazná nepřavidelnost RR intervalů i mimo fibrilační úseky, která způsobuje nadprahové hodnoty rozhodovacích

kritérií. Příklad takového úseku lze vidět na Obr. 5. 7 a Obr. 5. 8. Problémem při detekci atriálních fibrilací je i opačný případ, kdy fibrilace v některých úsecích signálu nedisponuje dostatečně výraznou nepravidelností RR intervalů, tedy segmenty nejsou označeny jako fibrilační, což znázorňují Obr. 5. 9 a Obr. 5. 10. Aspoň částečně eliminovat druhý problém se podařilo v metodě RMSSD zavedením dalších rozhodovacích kritérií popsaných v podkapitole 5.2, čímž bylo dosaženo zvýšení senzitivity o 6% bez negativního vlivu na specificku a pozitivní prediktivní hodnotu. Přidání dalších rozhodovacích kritérií do metod CV a TPR většinou výrazněji snížilo jedno z kritérií úspěšnosti za cenu minimálního zvýšení zlepšovaného.

Na základě dosažených výsledků lze tedy konstatovat, že při výběru vhodného detektoru atriálních fibrilací je třeba mimo přesnost detektoru reprezentovanou například senzitivitou a specificku brát ohled také na univerzálnost detektoru.

# ZÁVĚR

Cílem práce bylo porovnat přesnost metod detekce atriálních fibrilací v EKG signálu. Teoretickému úvodu do problematiky z hlediska všech faktorů nutných znát při detekci síňových fibrilací se věnují první kapitoly práce rozebírající elektrofiziologii srdce, podstatu atriálních fibrilací včetně způsobů jejich léčby, základní principy běžně používaných metod detekce a databáze používané pro testování detektorů dostupné v rámci vědeckého projektu PhysioNet.

Tři metody detekce založené na porovnávání nejvýraznějšího parametru charakterizujícího atriální fibrilace, a to nepravidelnosti RR intervalů, byly realizovány v programovém prostředí MATLAB. Jedná se o metodu založenou na výpočtu koeficientu variance, metodu založenou na výpočtu průměru kvadratických rozdílů a metodu založenou na poměru kritických bodů. Způsoby realizace doplněné o podrobná schémata jsou uvedeny v kapitole 5.

Hlavní částí práce bylo testování realizovaných metod na databázích z projektu PhysioNet. Vybrané databáze zaměřené na testování atriálních fibrilací jsou The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database a The Long – Term AF Database, přičemž převážně první ze zmíněných bývá často uváděna jako testovací databáze v publikacích zaměřených na detekci síňových fibrilací. Podrobnému popisu nejvhodnějšího nastavení parametrů detektorů a výsledků dosažených na obou databázích ilustrovaných grafy úspěšnosti metod se věnuje kapitola 6.

Na základě celkového zhodnocení dosažených výsledků, lze konstatovat, že nejpresnější z vybraných metod detekce atriálních fibrilací je metoda založená na výpočtu průměru kvadratických rozdílů, ovšem disponuje výraznou nevýhodou rozebranou v kapitolách 6 a 7, a to neschopností dosahovat uspokojivých výsledků s univerzálním prahem. Při automatické detekci atriálních fibrilací v datech pacientů nelze předpokládat předchozí určení nejvhodnější prahové hodnoty, a proto je třeba volbu metody RMSSD zvážit. Volba prahové hodnoty v rozmezí zvolených prahů způsobí poměrně výrazné snížení přesnosti metody na obou databázích. Výběr vhodného detektoru atriálních fibrilací závisí tedy na dvou hlavních parametrech, přesnosti a univerzálnosti metody. Z hlediska těchto faktorů, lze dle výsledků dosažených v práci považovat metodu založenou na výpočtu koeficientu variance za nejvhodnějšího kandidáta na detekci síňových fibrilací.



# LITERATURA

- [1] BABAEIZADEH, Saeed, Richard E. GREGG, Eric D. HELFENBEIN, James M. LINDAUER a Sophia H. ZHOU. Improvements in atrial fibrillation detection for real-time monitoring. *Journal of Electrocardiology* [online]. 2009, **42**(6): 522-526 [cit. 2016-01-02]. DOI: 10.1016/j.jelectrocard.2009.06.006. ISSN 00220736. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022073609002507>
- [2] BENNETT, David H. *Srdeční arytmie: praktické poznámky k interpretaci a léčbě*. 1. vyd. Praha: Grada, 2014, 384 s. ISBN 978-80-247-5134-4.
- [3] Couceiro, R., Carvalho, P., Henriques, J., Antunes, M., Harris, M., and Habetha, J. (2008). Detection of Atrial Fibrillation using model-based ECG analysis. 2008 19th International Conference on Pattern Recognition, 1-5.
- [4] 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. 2016-05-14]. DOI: 10.1007/s10439-009-9740-z. ISSN 0090-6964. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s10439-009-9740-z>
- [5] DASH, S., RAEDER, E., MERCHANT, S., CHON, K. A Statistical Approach for Accurate Detection of Atrial Fibrillation and Flutter, *Computers in Cardiology 2009*, 137 – 140.
- [6] G.B. Moody and R.G. Mark, A new method for detecting atrial fibrillation using R-R intervals, *Computers in Cardiology 1983*, 227-230.
- [7] G.B. Moody. Spontaneous Termination of Atrial Fibrillation: A Challenge from PhysioNet and Computers in Cardiology 2004, *Computers in Cardiology 31*:101-104 (2004).
- [8] GHODRATI, A., MARINELLO, S., Statistical Analysis of RR Interval Irregularities for Detection of Atrial Fibrillation, *Computers in Cardiology 2008*, 1057 – 1060.
- [9] GOLDBERGER, A. L., L. A. N. AMARAL, L. GLASS, J. M. HAUSDORFF, P. Ch. IVANOV, R. G. MARK, J. E. MIETUS, G. B. MOODY, C.-K. PENG, et al. PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals. *Circulation* [online]. 2000, **101**(23): e215-e220 [cit. 2015-12-30]. DOI: 10.1161/01.CIR.101.23.e215. ISSN 0009-7322. Dostupné z: <http://circ.ahajournals.org/cgi/doi/10.1161/01.CIR.101.23.e215>
- [10] HAMPTON, John R. *EKG stručně, jasně, přehledně*. 1. české vyd. Praha: Grada, 2013, 192 s. ISBN 978-80-247-4246-5.
- [11] HAMPTON, John R. *EKG v praxi: překlad 4. vydání*. 2. české vyd. Praha: Grada, 2007, 362 s. ISBN 978-80-247-1448-6.

- [12] *INSTITUT KLINICKÉ A EXPERIMENTÁLNÍ MEDICÍNY KLINIKA KARDIOLOGIE* [online]. 2009 [cit. 2015-12-08]. Dostupné z: <http://www.ikem-kardiologie.cz/cs/>
- [13] JINSEOK LEE, YUNYOUNG NAM, David D. MCMANUS a Ki H. CHON. Time-Varying Coherence Function for Atrial Fibrillation Detection. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 2013, **60**(10), 2783-2793 [cit. 2016-05-14]. DOI: 10.1109/TBME.2013.2264721. ISSN 0018-9294. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6518126>
- [14] KENNEDY, A., FINLAY, D., GULDENRING, D., BOND, R. a McLAUGHLIN, J. The accuracy of beat-interval based algorithms for detecting atrial fibrillation. *Computing in Cardiology 2015*, p. 245.
- [15] KHAN, Gabriel M. *EKG a jeho hodnocení*. 1. vyd. Praha: Grada, 2005, 348 s. ISBN 80-247-0910-4.
- [16] KAUTZNER, Josef. *Fibrilace síní v běžné praxi*. Praha: Maxdorf, c2012. Jessenius. ISBN 978-80-7345-270-4.
- [17] LIAN, Jie, Lian WANG a Dirk MUESSIG. A Simple Method to Detect Atrial Fibrillation Using RR Intervals. *The American Journal of Cardiology* [online]. 2011, **107**(10): 1494-1497 [cit. 2016-01-01]. DOI: 10.1016/j.amjcard.2011.01.028. ISSN 00029149. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0002914911003407>
- [18] LUKL, Jan. *Fibrilace síní*. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-2768-4.
- [19] NEČAS, Emanuel. *Patologická fyziologie orgánových systémů*. 2. vyd. V Praze: Karolinum, 2009, 2 sv. (379 s., s. 381-760). ISBN 978-80-246-1710-7.
- [20] PETRUTIU, S., A. V. SAHAKIAN a S. SWIRYN. Abrupt changes in fibrillatory wave characteristics at the termination of paroxysmal atrial fibrillation in humans. *Europace* [online]. 2007, **9**(7): 466-470 [cit. 2015-12-30]. DOI: 10.1093/europace/eum096. ISSN 1099-5129. Dostupné z: <http://europace.oxfordjournals.org/cgi/doi/10.1093/europace/eum096>
- [21] PhysioNet. *PhysioNet* [online]. 1999, 2015-10-13 [cit. 2015-12-30]. Dostupné z: <https://www.physionet.org>
- [22] ROKYTA, Richard. *Fyziologie pro bakalářská studia v medicíně, přírodovědných a tělovýchovných oborech*. Vyd. 1. Praha: ISV, 2000, 359 s. Lékařství. ISBN 80-858-6645-5.
- [23] ŠVARCOVÁ, Tereza a Jiří VESELÝ. *Antikoagulační léčba u fibrilace síní*. 1. vyd. Praha: Mladá fronta, 2014, 254 s. Edice postgraduální medicíny. ISBN 978-80-204-3047-2.
- [24] TÁBORSKÝ, Miloš. *Fibrilace síní: novinky v léčbě 2013*. 1. vyd. Praha: Axonite CZ, 2013, 208 s. Asclepius. ISBN 978-80-904899-3-6.

- [25] TAGGAR, Jaspal S., Tim COLEMAN, Sarah LEWIS, Carl HENEGHAN a Matthew JONES. Accuracy of methods for diagnosing atrial fibrillation using 12-lead ECG: A systematic review and meta-analysis. *International Journal of Cardiology* [online]. 2015, **184**, 175-183 [cit. 2016-05-14]. DOI: 10.1016/j.ijcard.2015.02.014. ISSN 01675273. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S016752731500131X>
- [26] TATENO, K. a L. GLASS. Automatic detection of atrial fibrillation using the coefficient of variation and density histograms of RR and  $\Delta$ RR intervals. *Medical* [online]. 2001, **39**(6), 664-671 [cit. 2016-05-14]. DOI: 10.1007/BF02345439. ISSN 0140-0118. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/BF02345439>
- [27] THALER, Malcolm S. *EKG a jeho klinické využití*. 1. české vyd. Praha: Grada, 2013, 319 s. ISBN 978-80-247-4193-2.
- [28] ZHOU, Xiaolin, Hongxia DING, Benjamin UNG, Emma PICKWELL-MACPHERSON a Yuanting ZHANG. Automatic online detection of atrial fibrillation based on symbolic dynamics and Shannon entropy. *BioMedical Engineering OnLine* [online]. 2014, **13**(1): 18- [cit. 2015-12-31]. DOI: 10.1186/1475-925X-13-18. ISSN 1475-925x. Dostupné z: <http://www.biomedical-engineering-online.com/content/13/1/18>

# PŘÍLOHY

## PŘÍLOHA A: Výsledky detektorů na jednotlivých signálech databázi

Zkratky vyskytující se v tabulkách místo číselných hodnot znamenají:

FIB – celý signál je fibrilační, tedy nelze vypočítat specifitu

NOFIB – v signálu se nevyskytuje fibrilace, tedy nelze vypočítat senzitivitu

### 1. The MIT-BIH Atrial Fibrillation Database

	Se [%]			Sp [%]			PPV [%]		
	CV	RMSSD	TPR	CV	RMSSD	TPR	CV	RMSSD	TPR
<b>00735</b>	100	100	0	93.68	92.43	92.4	11.63	9.9	0
<b>03665</b>	100	100	95.96	28.1	39.22	48.99	26.94	30.37	33.28
<b>04015</b>	100	100	96.38	85.83	88.6	71.16	7.85	9.58	3.88
<b>04043</b>	91.31	83.21	41.3	94.56	96.85	95.02	83.85	89.11	71.95
<b>04048</b>	99.75	96.31	19.68	97.73	98.87	97.72	47.76	63.81	15.19
<b>04126</b>	100	99.97	64.62	70.77	63.3	74.4	22.16	18.48	17.36
<b>04746</b>	99.96	98.87	98.24	94.65	95.24	73.7	97.14	97.42	87.15
<b>04908</b>	97.07	91.81	70.6	90.68	92.91	99.18	51.96	57.35	89.96
<b>04936</b>	93.46	89.21	77.48	89.44	91.21	69.24	96.17	96.64	87.73
<b>05091</b>	94.96	91.37	47.48	95.67	96.62	98.39	7.68	9.3	10.05
<b>05121</b>	96.19	99.05	79.34	82.59	80.22	92.96	92.04	91.29	95.93
<b>05261</b>	99.46	99.25	67.02	73.67	74.09	87.83	7.33	7.43	10.34
<b>06426</b>	99.97	99.81	92.89	19.12	33.78	32.87	97.02	97.54	97.33
<b>06453</b>	97.75	97.53	76.63	93.03	95.19	74.72	15.35	20.8	3.77
<b>06995</b>	98.47	99.17	71.68	84.49	56.6	80.32	86.33	69.45	78.34
<b>07162</b>	100	100	97.86	FIB	FIB	FIB	100	100	100
<b>07859</b>	17.52	96.84	92.44	FIB	FIB	FIB	100	100	100
<b>07879</b>	97.35	82.86	63.57	84.44	85.11	86.58	93.8	93.08	91.97
<b>07910</b>	100	100	97.53	88.08	95.31	37.66	65.56	82.88	26.2
<b>08215</b>	99.99	99.99	92.11	94.15	99.9	100	98.23	99.97	100
<b>08219</b>	98.2	97.02	62.96	55.57	34.1	69.77	41.02	31.67	39.59
<b>08378</b>	69.99	90.7	84.84	94.64	96.9	98.9	81.51	90.79	96.28

<b>08405</b>	99.66	99.42	79.51	95.23	96.86	95.92	98.56	99.05	98.46
<b>08434</b>	100	99.48	94.59	88.53	90.57	54.65	34.92	39.36	11.37
<b>08455</b>	98.98	99.72	82.21	99.57	99.57	99.22	99.85	99.85	99.67

## 2. The Long – Term AF Database

	Se [%]			Sp [%]			PPV [%]		
	CV	RMSSD	TPR	CV	RMSSD	TPR	CV	RMSSD	TPR
<b>00</b>	78.76	33.11	72.08	98.92	99.79	75.79	94.87	97.62	43.1
<b>01</b>	97.17	98.05	87.73	5.26	1.77	29.08	80.94	80.51	83.66
<b>03</b>	100	94.05	80.9	82.33	86.71	39.6	34.47	39.69	11.07
<b>05</b>	77.94	66.18	0	93.28	96.32	100	0.69	1.07	-
<b>06</b>	93.89	92.47	70.47	77.57	80.06	95.37	18.14	19.71	44.61
<b>07</b>	99.86	99.86	82.77	66.33	72.44	74.93	36.8	41.57	39.32
<b>08</b>	55.68	47.57	0	94.64	98.92	100	1.75	7	-
<b>10</b>	68.15	94.15	80.1	98.74	91.31	89.34	99.45	97.3	96.16
<b>100</b>	96.84	86.69	46.15	42.6	61.74	75.91	18.07	22.85	20.03
<b>101</b>	99.51	96.33	62.67	46.08	66.98	89.79	27.85	37.9	56.22
<b>102</b>	96.2	88.47	76.15	97.31	99.45	99.96	67.56	90.4	99.13
<b>103</b>	92.95	58.31	28.39	0	0.02	3.08	59.67	48.15	31.8
<b>104</b>	83.55	57.74	57.69	96.33	98.28	46.53	37.48	46.98	2.77
<b>105</b>	88.27	99.37	91.56	85.26	97.77	99.74	61.34	92.2	98.92
<b>11</b>	99.94	98.32	71.01	0	0	100	99.88	100	100
<b>110</b>	99.98	99.98	76.49	67.51	76.26	90.93	20.68	26.3	41.68
<b>111</b>	77.36	87.59	81.33	92.49	94.12	96.47	86.83	90.51	93.66
<b>112</b>	100	100	97.38	0	0	0.41	42.23	42.23	41.69
<b>113</b>	89.64	87.53	78.54	98.57	99.2	99.84	87.35	92.28	98.13
<b>114</b>	75.89	70.41	45.11	50.81	66.78	81.54	2.3	3.14	3.6
<b>115</b>	61.47	91.26	82.55	69.62	73.75	89.87	92.42	95.45	98.01
<b>116</b>	85.31	81.51	23.88	62.28	64.64	91.52	5.07	5.16	6.23
<b>117</b>	99.08	87.76	72.29	99.04	99.88	99.99	99.61	99.94	99.99
<b>118</b>	99.51	70.31	66.86	49.69	79.89	95.18	43.73	57.87	84.51
<b>119</b>	88.81	74.2	66.41	66.62	80.03	88.43	35.64	43.61	54.43
<b>12</b>	87.52	97.26	90.99	FIB	FIB	FIB	100	100	100
<b>120</b>	80.78	68.38	31.06	93.41	98.02	90.82	15.35	33.81	4.77
<b>121</b>	97.87	96.35	56.44	37.42	55.27	56.09	33.55	41.02	29.32

<b>122</b>	100	99.96	99.93	0	0.54	11.53	36.19	36.31	39.05
<b>13</b>	100	98.95	93.92	94.1	96.01	74.99	85.41	89.55	56.11
<b>15</b>	99.21	100	92.32	0	0	8.71	96.11	96.14	96.2
<b>16</b>	87.12	83.77	24.91	87.9	95.7	95.42	9.98	23.09	7.73
<b>17</b>	98	98.02	93.07	FIB	FIB	FIB	100	100	100
<b>18</b>	97.98	97.94	94.66	FIB	FIB	FIB	100	100	100
<b>19</b>	95.71	80.43	29.76	91.79	92.73	99.3	3.89	3.7	12.83
<b>20</b>	100	99.77	95.9	0	0	0	99.99	99.99	100
<b>200</b>	100	100	98.55	0	0	2.75	99.87	99.87	99.87
<b>201</b>	100	100	96	0	0	14.81	99.97	99.97	99.97
<b>202</b>	99.69	97.52	97.93	FIB	FIB	FIB	100	100	100
<b>203</b>	99.99	99.99	90.25	0	0	46.67	99.99	99.99	99.99
<b>204</b>	97.71	80.48	80.14	3.82	38.72	38.26	98.94	99.18	99.16
<b>205</b>	99.9	99.79	95.88	FIB	FIB	FIB	100	100	100
<b>206</b>	100	99.21	93.54	0	16.67	36.67	99.97	99.98	99.98
<b>207</b>	86.66	98.66	92.41	6.42	53.4	3.85	99.91	99.96	99.92
<b>208</b>	100	99.42	98.51	FIB	FIB	FIB	100	100	100
<b>21</b>	99.65	99.89	96.81	FIB	FIB	FIB	99.93	100	100
<b>22</b>	82.21	26.93	38.01	8.42	17	43.6	2.81	1.03	2.12
<b>23</b>	99.75	99.94	82.87	34.73	31.58	29.66	40.02	38.94	33.96
<b>24</b>	100	100	0	64.28	80.05	94.79	0.45	0.8	0
<b>25</b>	99.8	99.5	46	8.38	5.51	61.19	98.89	98.86	98.97
<b>26</b>	58.42	94.47	74.77	30.63	45.61	87.25	91.43	95.66	98.68
<b>28</b>	99.92	95.31	64.95	96.98	97.27	98.91	94.65	94.9	96.94
<b>30</b>	NOFIB	NOFIB	NOFIB	62.4	78.46	96.09	0	0	0
<b>32</b>	95.35	90.89	22.45	76.48	84.95	94.57	12.56	17.64	12.78
<b>33</b>	56.13	82.61	89.03	18.29	8.74	3.71	98.46	98.9	98.92
<b>34</b>	81.2	89.88	90.09	40.48	20.9	72.46	99.95	99.96	99.98
<b>35</b>	99.87	99.86	80.05	99.05	99.04	74.37	95.92	95.88	41.07
<b>37</b>	52.31	52.31	70.77	77.52	85.07	66.24	0.47	0.7	0.42
<b>38</b>	48.86	86.82	84.97	98.28	96.12	93.06	39.59	34.04	22.03
<b>39</b>	61.82	68.7	51.1	18.19	23.92	46.59	79.22	82.02	82.82

<b>42</b>	87.4	69.25	42.8	96.69	98.77	98.93	93.26	96.73	95.46
<b>43</b>	79.82	99.89	93.31	88.43	0	93.68	99.97	99.97	99.99
<b>44</b>	99.88	96.01	76.56	0	20.93	95.26	99.98	99.98	99.99
<b>45</b>	99.66	99.08	71.1	39.2	48.31	62.56	35.5	39.16	38.9
<b>47</b>	100	85.39	47.19	89.9	83.34	73.6	0.98	0.51	0.18
<b>48</b>	99.76	94.99	86.02	0	72.73	90.85	99.97	99.99	99.99
<b>49</b>	65.3	94.49	90.27	91.43	53.85	74.19	99.95	99.97	99.97
<b>51</b>	99.91	94.9	80.09	39.27	65.54	85.88	10.62	16.59	29.07
<b>53</b>	97.87	97.04	88.9	75.98	73.45	68.78	52.55	49.83	43.62
<b>54</b>	99.76	99.13	91.95	FIB	FIB	FIB	99.95	99.95	100
<b>55</b>	97.19	79.97	77.84	88.82	95.04	97.43	73.8	83.92	90.77
<b>56</b>	100	100	96.19	38.79	70.68	84.27	38.53	56.68	70.11
<b>58</b>	99.19	97.12	90.86	62.23	42.1	38.42	56.93	45.78	42.61
<b>60</b>	71.51	98.55	91.53	0	0	0	99.92	100	100
<b>62</b>	100	99.86	92.16	0	0	34.29	99.92	99.92	99.92
<b>64</b>	86.59	86.34	79.9	52.42	33.87	36.78	34.76	27.66	27.01
<b>65</b>	87.34	99.78	80.9	0	0	0	99.99	99.99	100
<b>68</b>	65.88	50.15	62.91	75.94	80.51	93.46	99.94	99.92	99.99
<b>69</b>	94.41	91.8	85.05	FIB	FIB	FIB	99.96	100	100
<b>70</b>	99.13	98.62	90.91	FIB	FIB	FIB	99.95	100	100
<b>71</b>	96.92	99.79	89.62	FIB	FIB	FIB	99.95	100	100
<b>72</b>	99.72	98.25	91.97	89.49	89.13	86.94	98.66	98.59	98.19
<b>74</b>	94.29	97.37	92.74	0.09	0.09	6.66	95.03	95.18	95.28
<b>75</b>	99.71	95.23	84.81	FIB	FIB	FIB	99.95	100	100



## **PŘÍLOHA B: Seznam souborů na CD**

### 1. Složka TESTOVÁNÍ:

- testovaci\_funkce – funkce pro testování detektorů na databázích
- CV\_testovaci, RMSSD\_testovaci, TPR\_testovaci – jednotlivé detektory
- signaly\_afdb, signaly\_ltafdb – soubory obsahující seznamy signálů z odpovídajících databází. Tyto soubory využívá testovací funkce pro načítání dat.

### 2. Složka FUNKCE:

- CV, RMSSD, TPR – funkce pro ověření funkčnosti detektorů, signály lze vybrat ze seznamů ve složce TESTOVÁNÍ

### 3. wfdb-app-toolbox-0-9-9 – složka obsahující soubory pro instalaci potřebného toolboxu

### 4. INSTRUKCE – pdf soubor obsahující krátký návod k instalaci toolboxu