



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

DETEKCE KOMOROVÉ ARYTMIE V DLOUHODOBÝCH SIGNÁLECH EKG

DETECTION OF VENTRICULAR ARRHYTHMIA IN LONG-TERM ECG SIGNALS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Sabina Khaliullina

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Lucie Maršánová

BRNO 2019

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Studentka: Sabina Khaliullina

ID: 195741

Ročník: 3

Akademický rok: 2018/19

NÁZEV TÉMATU:

Detekce komorové arytmie v dlouhodobých signálech EKG

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s podstatou patofyziologie komorových extrasystol a jejich projevy v EKG signálu. 2) Nastudujte a popište základní principy a metody používané pro automatickou detekci komorových extrasystol. 3) Vyberte si alespoň dvě různé metody detekce komorových extrasystol (nebo navrhnete novou) a realizujte je v programovém prostředí Matlab. Proveďte základní testování funkčnosti algoritmů na několika vybraných EKG signálech. 4) Navržené algoritmy optimalizujte a otestujte je na signálech z databáze MIT-BIH arrhythmia. 5) Zkombinujte navržené metody dohromady a proveďte vyhodnocení úspěšnosti detekce tímto způsobem. 5) Dosažené výsledky shrňte, diskutujte a porovnejte s výsledky dosaženými ostatními autory.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] Christov, I. et al. Comparative study of morphological and time-frequency ECG descriptors for heartbeat classification. Medical Engineering 28, 876-887 (2006).

[2] ECG Interpretation: From Pathophysiology to Clinical Application[online]. Boston, MA: Springer US, 2009 [cit. 2018-09-04]. ISBN 978-0-387-88879-8.

Termín zadání: 4.2.2019

Termín odevzdání: 24.5.2019

Vedoucí práce: Ing. Lucie Maršánová

Konzultant:

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

UPOZORNĚNÍ:

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

ABSTRAKT

Detekce předčasné komorové kontrakce v dlouhodobých signálech EKG je důležitým úkolem v medicíně. V této práci jsou stručně popsány srdeční činnost a projevy komorových extrasystol v EKG záznamu. Proveden rozbor metod automatické detekce předčasných stahů. Hlavním obsahem práce je realizace dvou vybraných metod v programovém prostředí MATLAB, zkombinování klasifikátoru z první metody a parametrů z druhé metody, a následné testování a vyhodnocení úspěšnosti nalezených výsledků.

KLÍČOVÁ SLOVA

Srdeční činnost, EKG, detekce komorových extrasystol, detekce začátku a konce QRS komplexů, deskriptory.

ABSTRACT

Detection of premature ventricular contraction in long-term ECG signals is an important task in medicine. This work briefly describes the cardiac activity and the manifestations of ventricular extrasystoles in the ECG record. Methods are described for automatic detection of premature contractions. The main content of the work is the implementation of two selected methods in the MATLAB program environment, combining the classifier from the first method and parameters from the second method, testing and evaluating the success of the obtained results.

KEYWORDS

Heart activity, electrocardiogram, detection of ventricular extrasystoles, detection of the onset and offset of the QRS complexes, descriptors.

KHALIULLINA, Sabina. *Detekce komorové arytmie v dlouhodobých signálech EKG*. Brno, 2019. Dostupné také z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/118330>.
Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Lucie Maršánová.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou závěrečnou práci na téma Detekce komorové arytmie v dlouhodobých signálech EKG jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené závěrečné práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této závěrečné práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědoma následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne

.....
podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce Ing. Lucii Maršánové za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne

.....

podpis autorky

OBSAH

ÚVOD.....	10
1 SRDEČNÍ ČINNOST.....	11
1.1 Vedení elektrických vzruchů v srdci.....	11
1.2 EKG záznam.....	12
1.3 Komorové extrasystoly.....	13
1.3.1 EKG diagnostická kritéria.....	13
1.3.2 Klasifikace komorových extrasystol.....	14
2 METODY DETEKCE KOMOROVÝCH EXTRASYSTOL.....	16
2.1 Detekce pomocí rozložení vlnkových koeficientů.....	16
2.2 Detekce založená na logickém třídění binárním kódováním.....	16
2.3 Bayesovské sítě zahrnující vlnu P.....	17
2.4 Morfologická transformace a vzájemná korelace.....	18
2.5 Morfologické deskriptory a metoda nejbližšího souseda.....	19
2.6 Fuzzy c-means a Teager-Kaiserova energie spojitých vlnkových koeficientů.....	19
2.7 Skrytý Markovův klasifikátor.....	20
2.8 Exponenty Lapunova a neuronové sítě LVQ.....	21
3 REALIZACE DETEKCE KOMOROVÝCH EXTRASYSTOL.....	22
3.1 Morfologické deskriptory a metoda nejbližšího souseda.....	22
3.1.1 Philipsova metoda.....	22
3.1.2 Výpočet deskriptorů v časové oblasti a morfologické deskriptory.....	26
3.1.3 Klasifikační metoda nejbližšího souseda.....	30
3.2 Detekce pomocí logického třídění binárním kódováním.....	30
3.3 Metoda nejbližšího souseda, tvarového faktoru a tepové frekvence.....	36
4 VÝSLEDKY.....	37
ZÁVĚR.....	51
LITERATURA.....	52

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1.1: Normální šíření elektrického vzruchu v srdci, převzato z [2]	11
Obr. 1.2: EKG křivka s vyznačením vln a intervalů, převzato z [4]	12
Obr. 1.3: Komorová extrasystola v pátém QRS-komplexu, převzato z [5]	13
Obr. 1.4.: Kuplety extrasystol, převzato z [6]	14
Obr. 1.5: Polytopní extrasystoly, převzato z [6]	14
Obr. 1.6: Lownova klasifikace komorové arytmie, převzato z [7]	15
Obr. 3.1: Detekce začátku normálního QRS	22
Obr. 3.2: Detekce začátku QRS komorové extrasystoly	23
Obr. 3.3: Detekce konce QRS komorové extrasystoly	23
Obr. 3.4: signál 111.mat. Blokáda levého Tawarova raménka	24
Obr. 3.5: signál 118.mat. Blokáda pravého Tawarova raménka	24
Obr. 3.6: Signál před posunem	25
Obr. 3.7: Signál po posunu (začátek QRS prochází nulou)	25
Obr. 3.8: Morfologické deskriptory	27
Obr. 3.9: Morfologický deskriptor Maximální amplituda negativního	27
Obr. 3.10: Morfologický deskriptor RR	28
Obr. 3.11: Morfologický deskriptor Plocha Ar	28
Obr. 3.12: Morfologický deskriptor Plocha negativních vzorků	29
Obr. 3.13: Morfologický deskriptor Imi	30
Obr. 3.14: Tepová frekvence s obsahem hodnot 36 signálů	31
Obr. 3.15: Tvarový faktor s obsahem hodnot 36 signálů	32
Obr. 3.16: Tepová frekvence signálu 109.mat	33
Obr. 3.17: Tvarový faktor signálu 109.mat	33
Obr. 3.18: Tepová frekvence signálu 106.mat.	34
Obr. 3.19: Tvarový faktor signálu 106.mat. Obsahem je komorové extrasystoly a fyziologické stahy.	35
Obr. 3.20: Detekce komorových extrasystol a blokády levého Tawarova raménka	35
Obr. 3.21: Detekce komorových extrasystol a fyziologických stahů	36

Obr. 4.1: Neúspěšná detekce v signálu 104.mat	40
Obr. 4.2: Neúspěšná detekce v signálu 121.mat	40
Obr. 4.3: Úspěšná detekce v signálu 119.mat	41
Obr. 4.4: Neúspěšná detekce v signálu 111.mat	44
Obr. 4.5: Úspěšná detekce v signálu 123.mat	44
Obr. 4.6: Neúspěšná detekce v signálu 209.mat	47
Obr. 4.7: Neúspěšná detekce v signálu 230.mat	48
Obr. 4.8: Úspěšná detekce v signálu 228.mat	48
Obr. 4.9: Úspěšná detekce v signálu 116.mat	49
Obr. 4.10: Chybná detekce R píku v anotaci databáze v signálu 230.mat	50

ÚVOD

Poruchy srdečního rytmu, nazývané odborně arytmie, patří mezi nejčastější srdeční onemocnění. Jsou důsledkem abnormální tvorby nebo vedení elektrických vzruchů v srdci. Ve většině případů jde o arytmie, kterou si postižený člověk vůbec neuvědomuje a které lze zachytit pouze dlouhodobým monitorováním elektrokardiogramu. Extrasystoly jsou obvykle asymptomatické, a však některé pacienti je nicméně pociťují jako zneklidňující příznaky: bušení srdce, pocit dušnosti nebo kratšího dechu.

V této práci je popsána patofyziologie komorových extrasystol a jejich projevy v EKG signálu. Následně je proveden rozbor metod často používaných pro automatickou detekci komorových extrasystol.

Byly vybrány a realizovány dvě metody v programovém prostředí MATLAB. První metoda založena na deskriptorech a klasifikačním pravidle nejbližšího souseda. Druhá metoda založena na tvarovém faktoru, tepové frekvence a binárním kódování. Následně byly zkombinovány tvarový faktor, tepová frekvence a pravidlo nejbližšího souseda. Testování probíhalo na signálech z databáze MIT BIH Arrhythmia a na základě výsledků byla hodnocena úspěšnost.

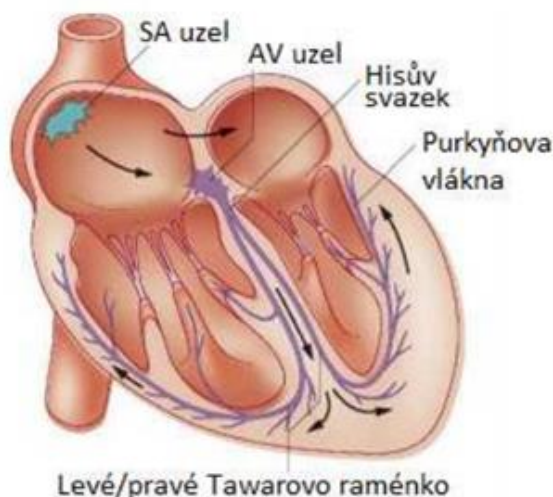
1 SRDEČNÍ ČINNOST

1.1 Vedení elektrických vzruchů v srdci

Lidské srdce je z technického hlediska obdivuhodným orgánem, který je schopen pracovat bez přestávky 24 hodin denně po celý život člověka. K tomu, aby srdce mohlo plnit svoji hlavní úlohu, tj. pumpovat krev bohatou na kyslík k ostatním orgánům lidského těla, potřebuje být rytmicky poháněno elektrickými impulzy.

Elektrické impulzy fyziologicky vznikají ve shluku buněk specializovaného převodního systému srdce, který se nazývá sinusovým uzlem (sinoatriální) a nachází se v horní části pravé srdeční síně. Odtud se elektrický vzruch šíří svalovinou obou síní do síňokomorového (atrioventrikulárního) uzlu, který je umístěn v dolní části přepážky mezi oběma síněmi. Také tento shluk speciálních buněk dokáže tvořit spontánně elektrické vzruchy, avšak pomaleji než uzel sinusový. Proto se za normálních okolností jeho automatická činnost nijak neprojevuje a slouží pouze k regulovanému převodu elektrického podráždění na svalovinu komor. Tento převod se děje přes tzv. Hisův svazek, který je pokračováním síňokomorového uzlu a který je jediným elektrickým spojením mezi síněmi a komorami. Dále se šíří vzruch svalovinou komor a způsobuje jejich koordinovaný stah, tento děj můžeme vidět na Obr. 1. 1.

Tak je zajištěno, že srdce pracuje jako systém dvou paralelních čerpadel - nejprve se stáhnou obě síně a naplní tak obě komory, poté dojde ke stahu svaloviny komor a k vypuzení krve z pravé komory do plic a z levé komory k orgánům a tkáním celého těla. [1]

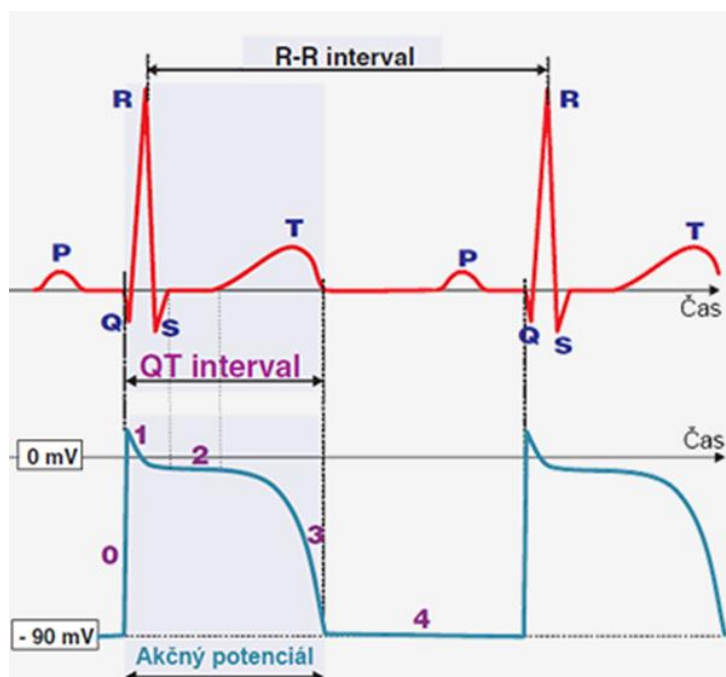


Obr. 1.1: Normální šíření elektrického vzruchu v srdci, převzato z [2]

1.2 EKG záznam

EKG hraje klíčovou roli v diagnostice, a tedy i v léčbě poruch srdečního rytmu. Standardní EKG křivka a její jednotlivé části jsou zobrazeny na Obr. 1.2 a popsány níže:

- vzdálenost mezi jednotlivými kmity R (RR intervál) udává srdeční frekvenci; kolem 75 u mužů a 82 u žen úderů/min;
- interval PR (PQ) odráží čas, který je potřebný pro šíření vzruchu z SA uzlu svalovinou síní, AV uzlem a přes Hisův svazek do svaloviny komor. trvá 120-200 ms;
- trvání komplexu QRS (intervál QS) ukazuje dobu šíření aktivace v komorách, depolarizaci komor. normální doba trvání je 120 ms;
- normální trvání QT intervalu je do 470 ms a udává elektrickou aktivitu komor (součet depolarizace a repolarizace);
- ST úsek reprezentuje relaxaci komor. [3]



Obr. 1.2: EKG křivka s vyznačením vln a intervalů, převzato z [4]

1.3 Komorové extrasystoly

Komorové extrasystoly (KES) jsou jednou z nejčastějších aryrií. Jsou přítomny prakticky u všech jedinců, ať již v přítomnosti dalšího srdečního onemocnění nebo bez něj. Samotné KES nejsou klinicky tak závažné jako komorové tachykardie, nicméně jsou s komorovými tachykardiemi velmi často spojeny. KES vznikají elektrickou depolarizací z ektopického centra myokardu pod úrovní Hisova svazku.

K příčinám mohou patřit akutní infarkt myokardu, ischemie myokardu, hypertenze, poškození, kardiomyopatie, chlopní vady atd., ale často se vyskytují i u osob bez prokázaného srdečního onemocnění.[5]

Je nutno zdůraznit, že neexistuje přímý vztah mezi závažností arytmií a jejím vnímáním. Bezvýznamná porucha rytmu, která nemocného nijak neohrožuje na životě, může být subjektivně vnímána velmi nepříjemně a znemožňovat nemocnému běžný život, zatímco mnohem závažnější arytmií nemusí být vnímány prakticky vůbec.

1.3.1 EKG diagnostická kritéria

Na EKG se extrasystoly projevují následujícím způsobem:

- Předčasný široký ($>0,12s$) komplex QRS abnormálního tvaru, s úsekem ST vychýleným v opačném směru než převazující výchylka komplexu QRS je diagnóza KES jistá;
- Přítomnost tzv. úplné kompenzační pauzy, která následuje po extrasystole. Při ní se vzdálenost mezi kmitem R před extrasystolou a kmitem R po ní rovna dvojnásobku pravidelné R-R vzdálenosti;
- Komplexu QRS nepředchází vlna P. Často se, však pozoruje retrográdní vedení předčasného komorového vzruchu. Retrográdní vlna P je obvykle skryta v komorovém komplexu, ale vzruch se může občas převést na síně; pak po komplexu QRS předčasného stahu následuje negativní vlna P;
- U polytopních (multifokálních) KES, kdy vzruchy vycházejí z několika center, délka vazebného intervalu kolísá. [5]



Obr. 1.3: Komorová extrasystola v pátém QRS-komplexu, převzato z [5]

1.3.2 Klasifikace komorových extrasystol

Pro léčbu komorové extrasystolie je nezbytné stanovení její závažnosti, která roste s přítomností strukturálního onemocnění srdce, s omezením funkce levé komory a s početností a komplexností.

-Podle častosti výskytu:

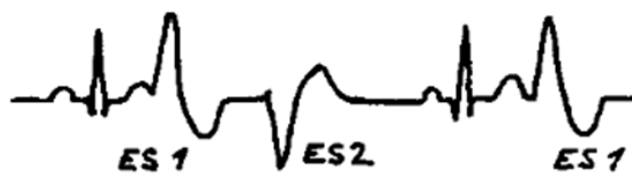
- a) Ojediné (sporadické);
- b) Nakupené. V salvách, kupletech – objevují se v dvojicích, tripletech – ve trojicích, paroxysmální tachykardie, ukázka na Obr. 1.4;
- c) Vázané. Bigeminie - pokud se KES objevují za každým normálním stahem, trigeminie - za každými dvěma, kvadrigeminie apod. ;

-Podle počtu ektopických center:

- a) Monotopní - mají stále stejný tvar, vycházejí z jednoho centra;
- b) Polytopní - vycházejí z více center, mají různý tvar, ukázka na Obr. 1.5. [8]



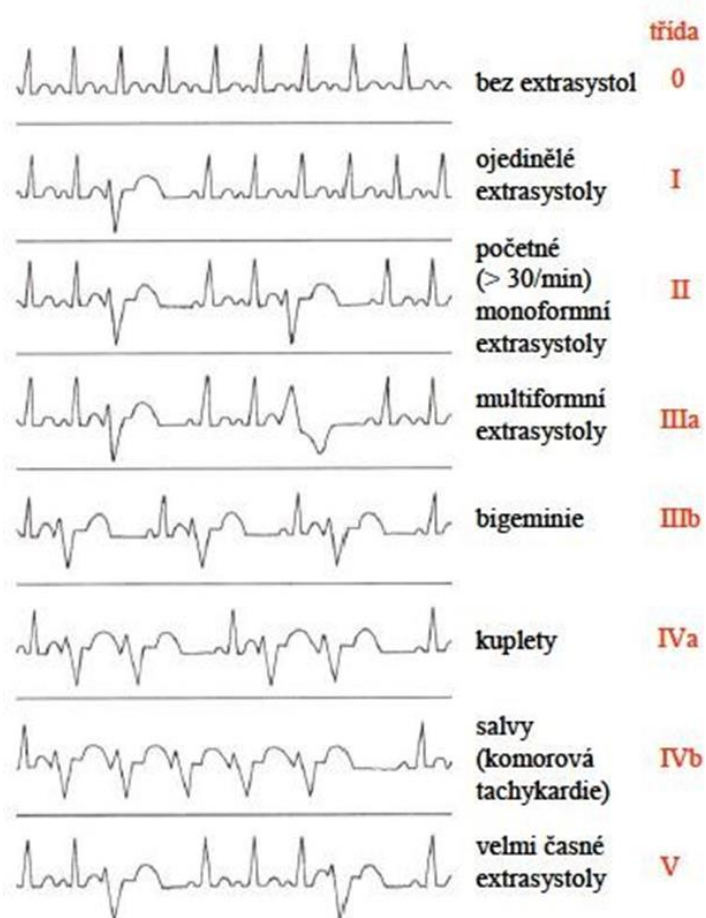
Obr. 1.4.: Kuplety extrasystol, převzato z [6]



Obr. 1.5: Polytopní extrasystoly, převzato z [6]

KES mohou existovat jednotlivě, a pokud nejsou příliš četné, pak se považují za benigní. Pokud jsou přítomny četné KES, nebo se KES vyskytují ve formě komplexní, pak jsou KES již pokládány za klinicky závažnější. Původní uznávanou klasifikaci KES provedl Lown a je většinou uznávána dodnes, přičemž za komplexní formy se pokládají stupně 3–5, viz Obr. 1.6.

Dle posledních českých doporučení pro diagnostiku a léčbu komorových arytmíí se za ojedinělých KES pokládá výskyt < 5 KES/hod., za čtenější 5–39 KES/hod., za časté 40–140 KES/hod. a za velmi časté > 140 KES/hod. [9]



Obr . 1.6: Lownova klasifikace komorové arytmiie, převzato z [7]

2 METODY DETEKCE KOMOROVÝCH EXTRASYSTOL

Včasnou detekcí komorových extrasystol lze přijmout opatření k léčbě a zabránit rozvoji nemocí, proto je důležité, aby algoritmy použité pro detekci byly přesné.

Tato kapitola se věnuje popisu pro detekci KES často používaných metod. K metodám detekce předčasných stahů patří algoritmy založené na analýze v časové oblasti, neuronových sítích, vlnkové transformaci atd.

2.1 Detekce pomocí rozložení vlnkových koeficientů

Metoda je založená na rozložení signálu na vlnkové koeficienty pomocí diskretní vlnkové transformace. Signál projde sérií zrcadlových filtrů a tímto způsobem na každé úrovni horní propust vytváří podrobné informace d_n , zatímco dolní propust tvoří hrubé aproximace A_n .

Pro rozhodování byly vybrány d_3 a d_4 . Koeficient h vypočítán ze vztahu 2.1

$$h = |\prod_{j=3}^4 d_j| \quad 2.1$$

Hodnoty koeficientů jsou normalizovány a porovnávány s prahem λ , pro který platí $0 < \lambda < 1$. Hodnota $h(i)$ menší než práh bude detekována jako předčasný stah, jinak za normální.

Tato metoda ukazuje celkovou přesnost 98.48%. [10]

2.2 Detekce založená na logickém třídění binárním kódováním

Tato metoda vyžaduje binární kódování na základě časových a morfologických vlastností pro vytvoření binární matice reprezentující stav nebo signaturu rytmů. Další klasifikace je provedena podle stavu rytmu v závislosti na jeho poloze v binárním pole. Tvarový faktor FF vyjadřuje složitost signálu. U extrasystol složitost se zvyšují kvůli rozšířenému QRS komplexu. Faktor narůstá se zvýšením rozptylu přítomným v signálu, tuto závislost ukazují vzorce 2.2 a 2.3

$$M_x = \left(\frac{\sigma_{x'}^2}{\sigma_x^2} \right)^{1/2} = \frac{\sigma_{x'}}{\sigma_x} \quad 2.2$$

$$FF = \frac{M_{x'}}{M_x} = \frac{\sigma_{x''}/\sigma_{x'}}{\sigma_{x''}/\sigma_x} \quad 2.3$$

kde σ je rozptyl signálu, M pohyblivost a x' první derivace.

Dalším faktorem pro klasifikaci je tepová frekvence, což je počet tepů za minutu.

Kód je generován v závislosti na hodnotách vlastností extrasystol a je tvořen pěti binárními stahy. Hodnoty faktoru FF a srdeční frekvence pro extrasystoly jsou mnohem vyšší hodnot normálních stahů. Pro detekci komorových extrasystol se používá pouze stah $D4$, to znamená, že $D4 = 1$ je přítomnost patologie, jinak $D4=0$.

Představenou metodou jsou dosažuté následující výsledky: 97.38 % přesnost, 97.37% sensitivita a 98.77% pozitivní prediktivita[11]

2.3 Bayesovské sítě zahrnující vlnu P

Bayesovské sítě využívají Bayesovského teorému. Lze je popsat následovně:

- 1) Síť se skládá ze skupiny U náhodných proměnných $U = \{ A_1, A_2, \dots, A_n \}$.
- 2) Tvoří přímý acyklický graf.
- 3) Pro každou proměnnou A mající B_1, \dots, B_n je vytvořena tabulka posteriorních pravděpodobností. Pokud A nemá B je vytvořena tabulka apriorních pravděpodobností.

Bayesovská síť obsahuje Markovovu podmínku, která říká, že z každého stavu neboli uzlu vycházejí hrany možných přechodů do dalšího stavu s připsanou pravděpodobností. Poté data jsou rozdělena do dvou částí, jedna pro trénování BN a druhá pro testování.

Topologie BS:

- 1) ESV: binární proměnná reprezentující předčasný stah. Přítomnost označena za (T) v opačném případě za (F).
- 2) Předčasný stah: binární proměna, která ukazuje výskyt (T) nebo absenci (F) předčasného stahu.
- 3) Komorova extrasystola: binární proměnná souvisí s rozšířením QRS-komplexu, jehož hodnoty jsou (T) pro přítomnost a (F) pro absenci.
- 4) RR: proměnná představující časový interval mezi dvěma vrcholy R.
- 5) LL: proměnná reprezentující pravděpodobnost odhalování QRS komplexu. Používá se pro měření stupně rozšíření QRS.

Za účelem zvýšení přesnosti klasifikace, byla přidána další proměnná, která reprezentuje výskyt P-vlny.

Výsledky metody byly následující: senzitivita 84.79 %, specificita 99.49 %, pozitivní prediktivní hodnota 91.00 %, negativní prediktivní hodnota 99.10 %. [12]

2.4 Morfologická transformace a vzájemná korelace

Detekční proces KES je v této metodě rozdělen do pěti kroků:

- 1) Předzpracování signálu morfologickou filtrací.
- 2) Za použitím vícerozměrné morfologické derivace určení trvání RR intervalu.
- 3) Vytvoření šablony.
- 4) Stanovení korelačních koeficientů při nulovém zpoždění mezi šablonou a R vrcholem.
- 5) Rozhodnutí o přítomnosti extrasystoly na základě dvou indexů.

Korelační koeficienty stanoveny korelací šablony se signálem, tento děj popisuje vztah 2.5

$$\gamma_i = \frac{\sum c(t)x_i(t)}{\sqrt{\sum c^2(t) \sum x_i^2(t)}} \quad 2.5$$

kde $c(t)$ vrchol šablony, x_i je vrchol signálu.

Rozhodnutí o přítomnosti extrasystoly prováděno na základě dvou indexů. Index 1 je stanoven lineárním vztahem mezi rozdílem střední hodnoty trvání RR intervalu a délkou trvání běžného intervalu a pravděpodobností, že daný stah je extrasystola. Index 1 je v rozmezí od 1 do -1. Index 2 (2.8) je určen pomocí exponenciální závislosti mezi rozdílem koeficientů vzájemné korelace a postojem k rozhodovacímu parametru. Koeficient se může pohybovat v rozmezí od -1 do 1 a při výskytu extrasystol se výrazně snižuje vzhledem k normálnímu stahu.

$$d = 1 - \gamma_i, \quad \text{kde } i = 1, 2, 3 \dots; \quad 2.7$$

$$index_2 = 1 - e^{-ad}, \quad \text{kde } a = 6. \quad 2.8$$

Pokud bude překročena prahová hodnota rozhodovacího parametru 0.3, daný stah bude detekován jako komorová extrasystola.

Metoda dosáhla senzitivity 96.67% a specificity 95.2%. [13]

2.5 Morfologické deskriptory a metoda nejbližšího souseda

Metoda představuje klasifikaci, na základě vypočítání souboru morfologických deskriptorů, které reprezentují informaci o QRS komplexu. Pravidlo k-ého nejbližšího souseda provede klasifikaci do dvou skupin. Do první skupiny patří komorové extrasystoly, do druhé jiné patologie včetně normálních stahů.

Každý vektor byl předem označen za jednu ze dvou tříd podle přiložené databáze anotací. V první iteraci shluky jsou tvořeny seskupením dohromady vektorů odpovídajících rytmům, které patří do stejné třídy a zároveň jsou od sebe na Euklidovské vzdálenosti menší než 10% rozsahu každého z měřených dat. V následujících iteracích každý zbývající vektor, bez ohledu na jeho třídu, je přiřazen shluku, který má centroid s nejbližší euklidovskou vzdáleností. Název každého shluku je definován třídou, do které patří odpovídající složky vektorů. Pokud shluk obsahuje vektory, které současně patří do dvou tříd, se nazývá smíšeným shlukem a přijme třídu dominantního vektoru, pokud tam je dominance z alespoň tří prvků. V opačném případě shluk nejsou brány v úvahu.

Podle pravidla k-ého nejbližšího souseda, nový vektor x , patřící do neznámé třídy, je klasifikován na základě nejbližšího průměrného vektoru. Vzdálenost mezi vektorem x a těžištěm j - tého shluku z_i^j se počítá jako Euklidovská vzdálenost:

$$d_j = \sqrt{\sum_{i=1}^n (x_{i-norm} - z_i^j)^2}, \quad 2.9$$

Všechny parametry použité v této rovnici musí být předem normalizovány s ohledem na směrodatnou odchylku, protože jejich různé veličiny nebo odchylky mohou způsobit nestejně váhy ve výpočtu d_j . Normalizace je definována:

$$x_{i-norm} = \frac{x_i}{\sqrt{\frac{1}{N_r} \sum_{j=1}^{N_r} (x_i^j - x_i)^2}} \quad 2.10$$

kde N_r je počet všech referenčních vektorů a x_i je střední hodnota i -tého parametru.

Tato metoda poskytuje další výsledky: sensitivita 96.27% a specifická 99.13% . [14]

2.6 Fuzzy c-means a Teager-Kaiserova energie spojitých vlnkových koeficientů

Metoda založena na minimální vzdálenost a lineární diskriminační analýze. Vlastnosti, které jsou extrahovány pomocí spojitě vlnkové transformace signálu EKG následuje operátor Teager-Kaiser Energie. Významné TKEs jsou pak vybrány,

transformovány na rozsah $[0, 1]$ a použity jako vektor vlastností. Prototypy z různých tříd jsou generovány pomocí fuzzy c-means a algoritmem shlukování.

Operátor Teager-Kaiserova energie je nelineární operátor pro výpočet okamžité energie signálu nebo sekvence dat. TKE $x(n)$ je dána vztahem 2.11

$$e_n = x^2(n) - x(n+1)x(n-1) \quad 2.11$$

Pokud $x(n)$ je diskretní kosinus, tj. s konstantní amplitudou, e_n bude shodně nule. Proto e_n úměrné jak n -té amplitudě signálu tak i frekvenci v současném okamžiku. To bylo použito k odlišení normálního rytmu, který má vysokou amplitudu a frekvenci, a komorových extrasystol, které mají nízké frekvence a nízkou amplitudu. Tedy QRS normálního rytmu bude poskytovat vyšší TKE než QRS extrasystol.

Fuzzy c-means rozděluje prostor vlastností do shluků. Každý shluk je charakterizován prototypem nebo těžištěm. Každý prvek v prostoru vlastností je členem každého shluku, ale s různým stupněm příslušnosti. Funkce je dána vztahem 2.12

$$\eta = \sum_{i=1}^c \sum_{n=1}^N u_{in}^m d_{in} \quad 2.12$$

$$u_{in} \in [0,1], \sum_{i=1}^c u_{in} = 1 \forall n, 0 < \sum_{n=1}^N u_{in} < N \forall i,$$

Kde $d_{in} = \|X_n - V_i\|^2$ je Euklidova vzdálenost mezi n -ým vektorem vlastností X_n a i -ým centrem shluku V_i , u_{in} představuje míru příslušnosti n -tého prvku vektoru i -tého, a $m \in [1, \infty]$ je exponenciální číslo pro ovládnutí fuzzifikace členství u_{in} a těžiště shluku V_i (2.14), které minimalizují fuzzy funkci popsány vztahem 2.13

$$u_{in} = \frac{(d_{in})^{-(m-1)}}{\sum_{j=1}^c (d_{jn})^{-(m-1)}} \quad 2.13$$

$$V_i = \frac{\sum_{n=1}^N u_{in}^m X_n}{\sum_{n=1}^N u_{in}^m} \quad 2.14$$

Ze vztahu 2.13 je vidět, že členství u_{in} klesá s rostoucí vzdáleností d_{in} .

Metoda zajišťuje celkovou přesnost 100%. [15]

2.7 Skrytý Markovův klasifikátor

Nový přístup k automatické klasifikaci EKG signálů je navržen na základě rámcové pravděpodobnostní modelování. Cílem je klasifikace komorových extrasystol

pomocí diskrétního skrytého Markovova modelu. Pro hodnocení metoda je testována na signálech z databáze MIT-BIH arytmie. Experimentální výsledky ukázaly, že přístup je jednoduchý a efektivní. [16]

2.8 Exponenty Lapunova a neuronové sítě LVQ

Metodika se skládá z předzpracování, extrakce příznaků a klasifikace. Komorové extrasystoly mohou být klasifikovány a odlišeny od jiných typů abnormálního tepu na základě analýzy ukazatelů Lapunova a trénování neuronové sítě. Algoritmus umožňuje získat dobrý diagnostický výsledek a celkovou přesnost automatické diagnostiky 90.26%. Účinnost metody byla potvrzena rozsáhlými testy s využitím dat z databáze MIT-BIH. Experimentální výsledky ukazují, že navržená metoda je efektivní a spolehlivá. [17]

3 REALIZACE DETEKCE KOMOROVÝCH EXTRASYSTOL

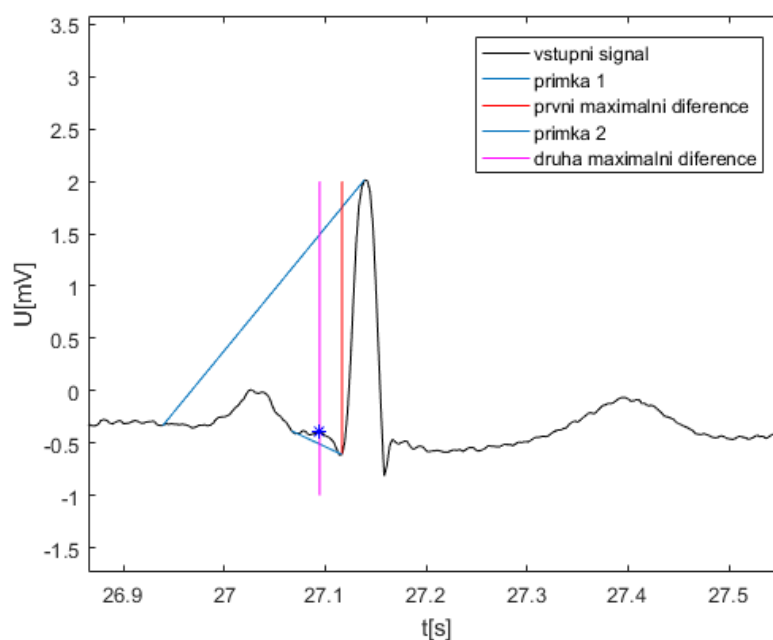
V programovém prostředí MATLAB byly realizovány dvě různé metody detekce komorových extrasystol. První z nich je založená na výpočtu deskriptorů v časové oblasti, morfologických deskriptorů a druhá na výpočtu tepové frekvence a tvarového faktoru FF. Nakonec byly obě metody zkombinovány.

3.1 Morfologické deskriptory a metoda nejbližšího souseda

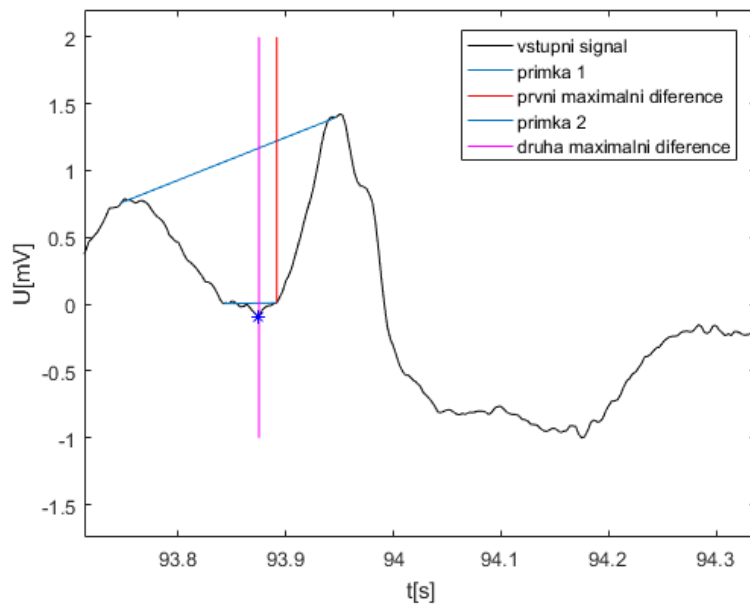
3.1.1 Philipsova metoda

Tato metoda byla použita pro detekci začátku a konce QRS komplexu, tyto informace jsou důležité pro výpočet morfologických deskriptorů a tvarového faktoru FF.

Byla vytvořena přímka, která spojuje maximum R vlny (pozice známé z anotací databáze MIT-BIH Arrhythmia Database [19]) a pozici 200 milisekund před ním. Dále se vypočítala největší diference mezi přímkou a signálem. Pozice začátku komplexu QRS byla zjištěna vytvořením další přímky od pozice první maximální diference do 50 milisekund před ní a následným vypočítáním největší diference, což znázorněno na Obr. 3. 1. a Obr. 3. 2. [18]



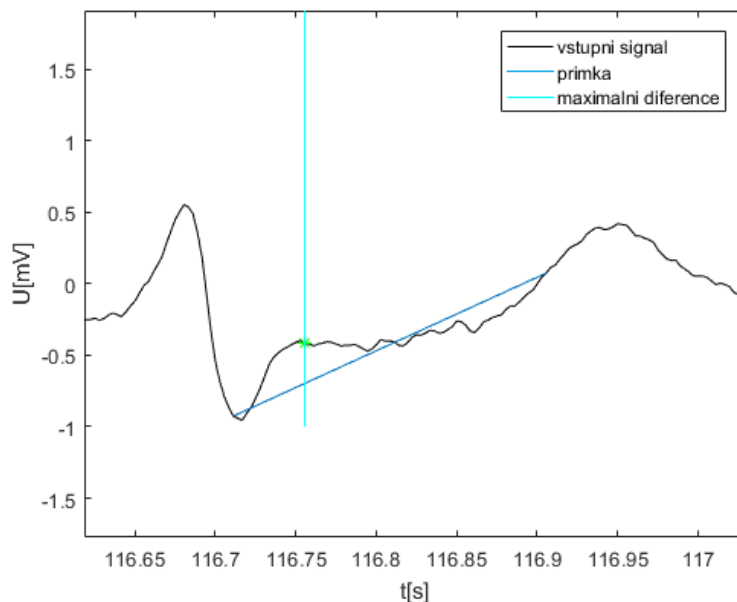
Obr 3.1: Detekce začátku normálního QRS



Obr 3.2: Detekce začátku QRS komorové extrasystoly

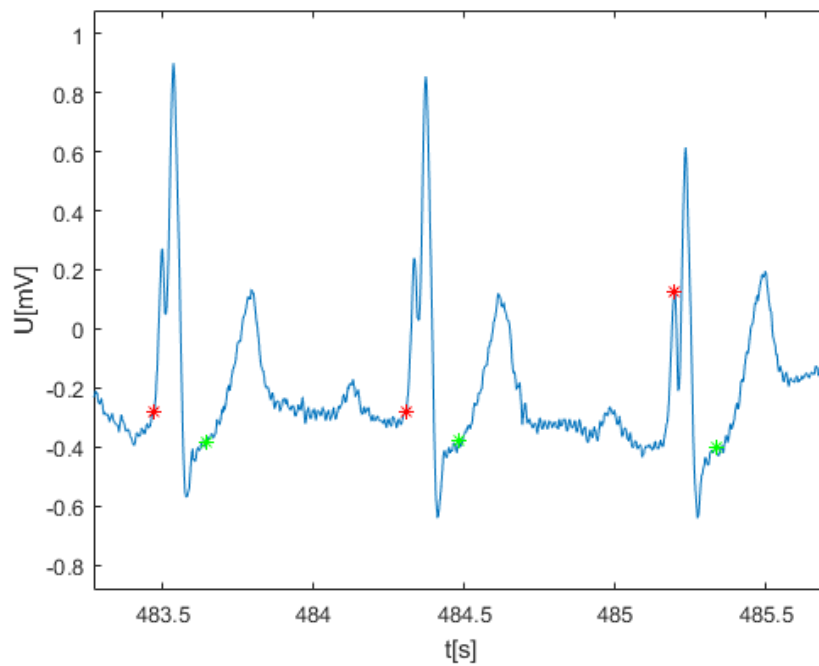
Obdobně byl nalezen konec QRS s tím odlišením, že přímka byla vytvořena od pozice maxima vlny R do pozice 248 milisekund po ní. Hledaný bod nalezen na pozici 50 milisekund od místa největší difference.

Na Obr. 3.3 je úspěšná detekce konce QRS komorové extrasystoly.

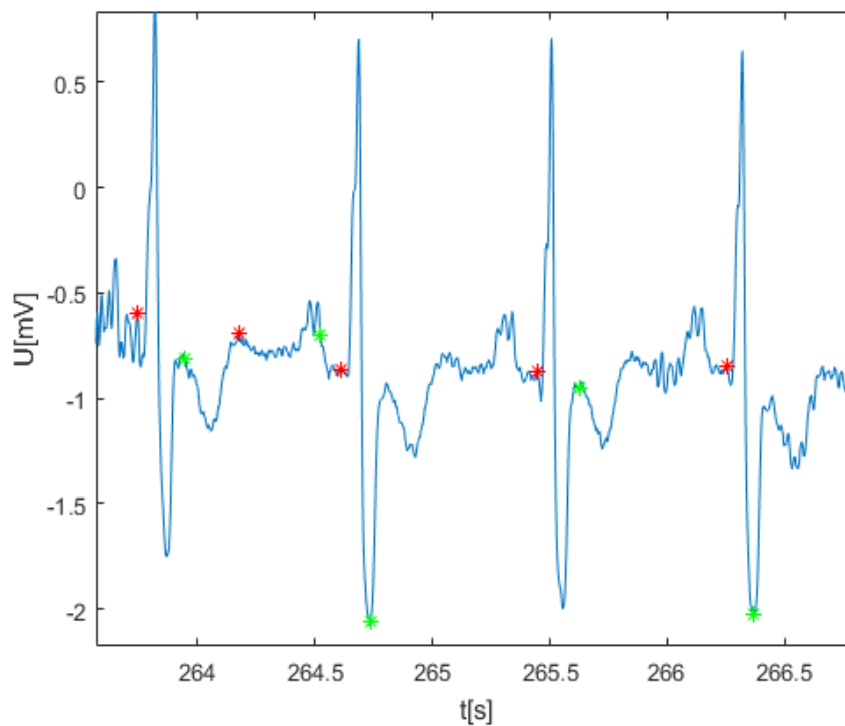


Obr 3.3: Detekce konce QRS komorové extrasystoly

Ukázka úspěšné a neúspěšné detekce začátků a konců QRS u jiných patologií na Obr 3.4-3.5:

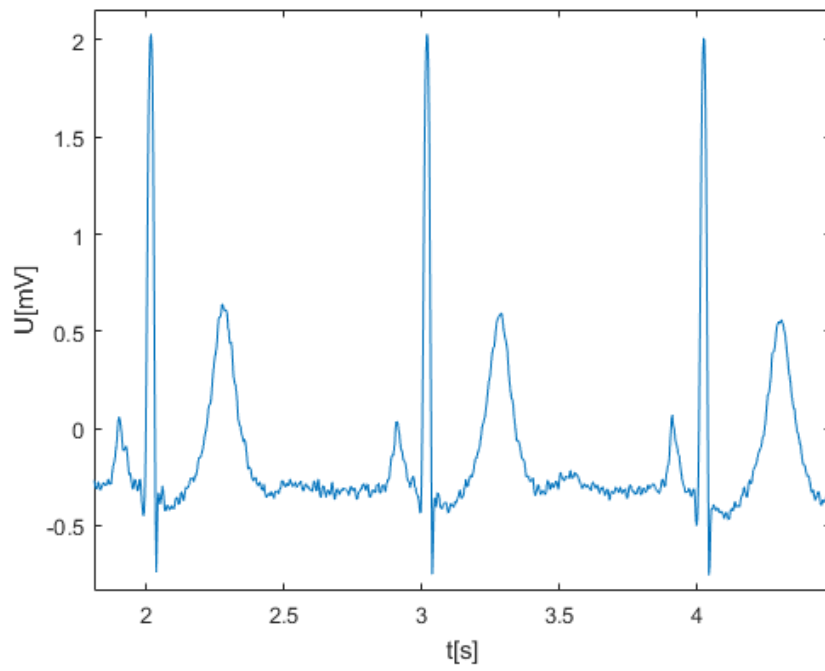


Obr.3.4: signál 111.mat. Blokáda levého Tawarova raménka

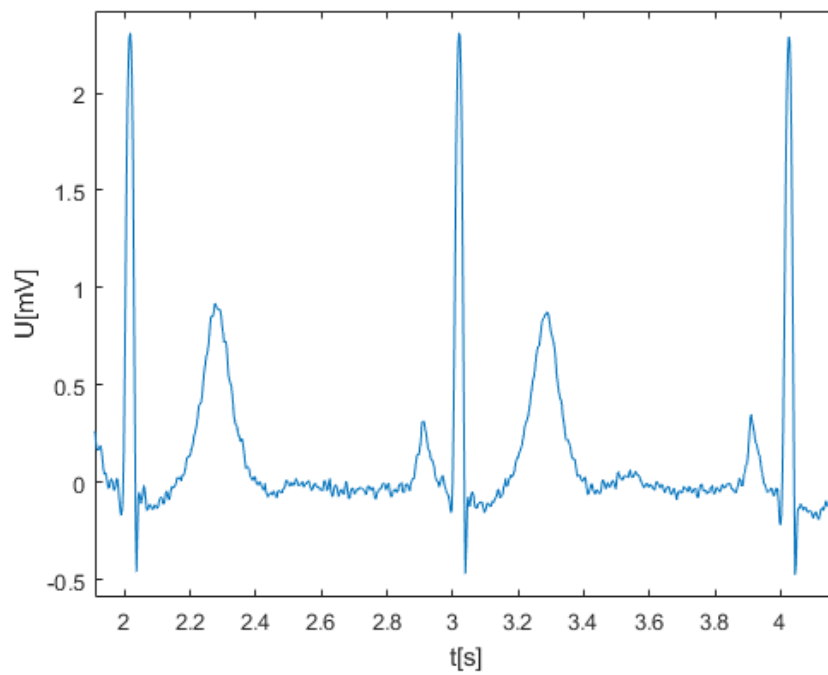


Obr.3.5: signál 118.mat. Blokáda pravého Tawarova raménka

Dále signál (Obr. 3.7) byl posunut o délku mezi detekovanou pozicí začátku QRS a nulou. V případě, kdy začátek byl detekován pod nulou, signál byl posunut nahoru o tuto délku, v opačném případě dolů. Ten krok byl udělán pro přesnější výpočet hodnot deskriptorů.



Obr. 3.6: Signál před posunem



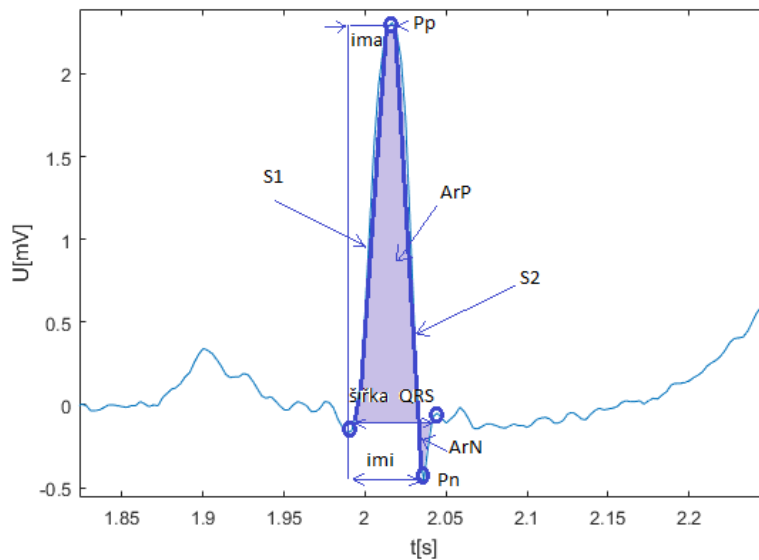
Obr. 3.7: Signál po posunu (začátek QRS prochází nulou)

3.1.2 Výpočet deskriptorů v časové oblasti a morfologické deskriptory

Dalším krokem v detekci byl výpočet souboru s obsahem 11 morfologických deskriptorů a 2 deskriptorů v časové oblasti, který byl aplikován na všechny QRS komplexy 36 signálů databáze MIT-BIH Arrhythmia [19] s obsahem předčasných komorových stahů a jiných patologií včetně fyziologických stahů. V Tab. 3.1 a Obr. 3.8 je ukázán popis deskriptorů.

Tab. 3.1: Popis deskriptorů

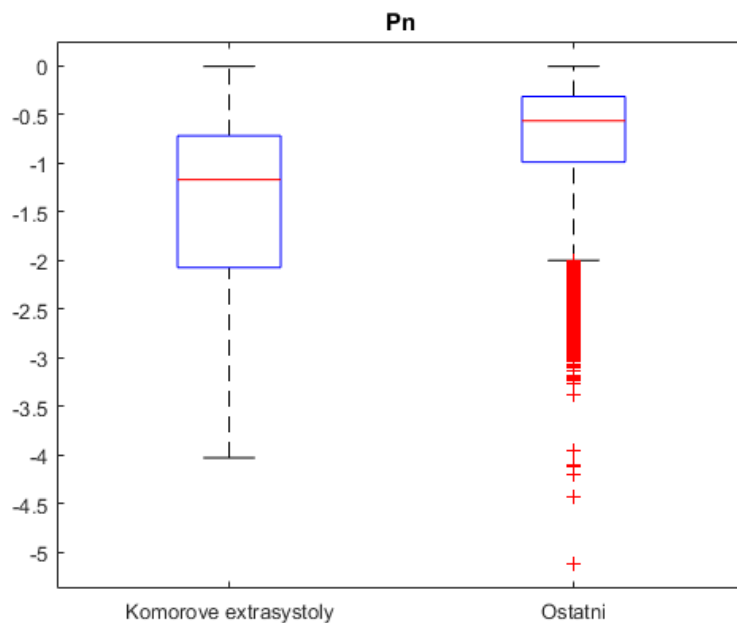
Název deskriptoru	Popis deskriptorů
Pp	Maximální amplituda pozitivního píku
Pn	Maximální amplituda negativního píku
ArP	Plocha pozitivních vzorků
ArN	Plocha negativních vzorků
Ar	$ArP+ArN$
Ima	Časový interval od začátku QRS do maximálního pozitivního píku
Imi	Časový interval od začátku QRS do maximálního negativního píku
Av1	$Ima+Imi$
S1	Přepona pravoúhlého trojúhelníku, tvořené vrcholy v čase začátku QRS a hodnotou prvního píku
S2	Přepona pravoúhlého trojúhelníku, tvořené vrcholy hodnot prvního a druhého píku
Šířka QRS	Časový interval mezi začátkem a koncem QRS
Rpo	Interval mezi R píkem aktuálního a dalšího QRS komplexu
Rpřed	Interval mezi R píkem předchozího a aktuálního QRS komplexu



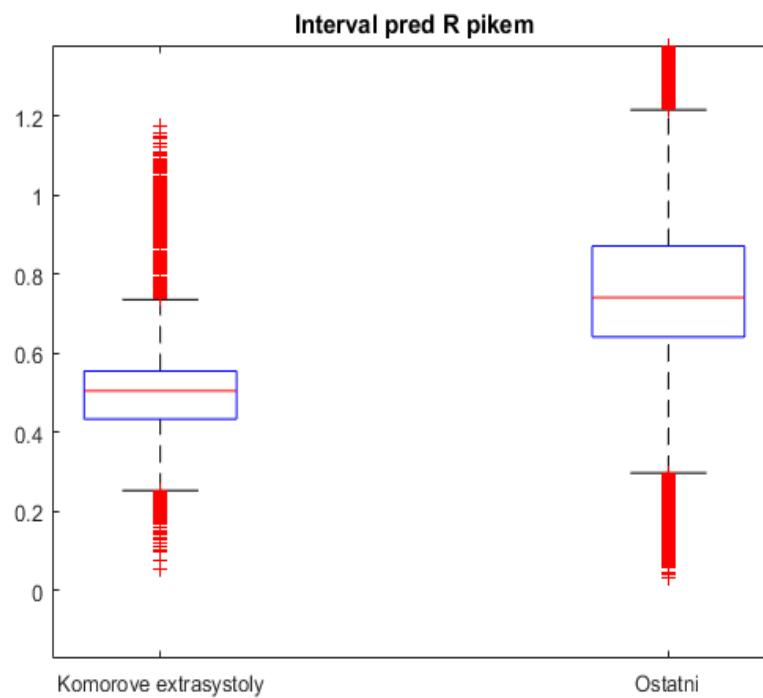
Obr. 3.8: Morfologické deskriptory

Pro znázornění deskriptorů 36 signálů byly rozděleny na 2 skupiny: první je Komorove extrasystoly, druhá je Ostatni a na základě jejich hodnot vykresleny box ploty. Postup uskutečněn skriptem `boxplot_deskript.m`.

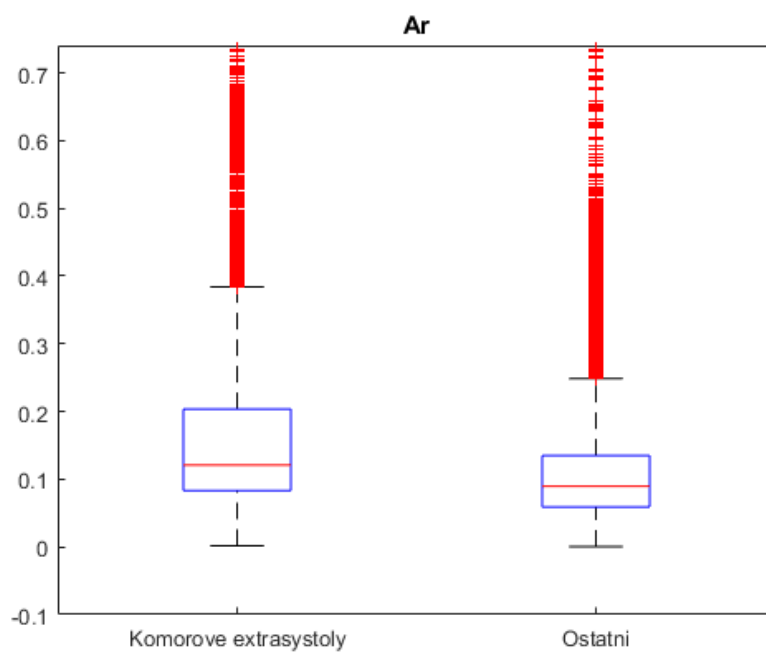
Několik box plotů s hodnotami deskriptorů jsou zobrazeny na obrázcích Obr. 3.9-3.13. Považuji za důležité říct, že skupina Ostatni obsahuje kolem 65 000 a skupina Komorove extrasystoly kolem 7000 komplexů QRS.



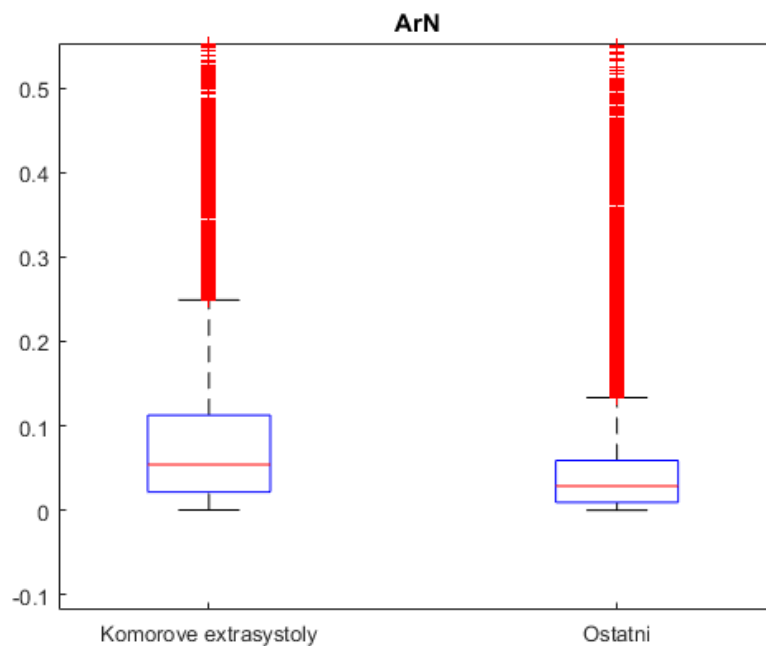
Obr. 3.9: Morfologický deskriptor Maximální amplituda negativního píku s obsahem hodnot 36 signálů



Obr. 3.10: Morfologický deskriptor Interval mezi R píky aktuálního a předchozího QRS komplexů s obsahem hodnot 36 signálů

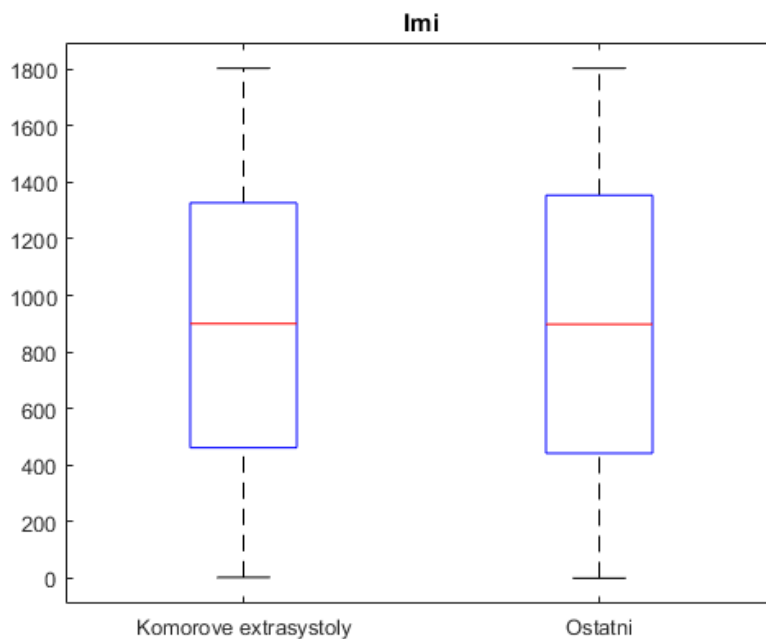


Obr. 3.11: Morfologický deskriptor Plocha negativních a pozitivních vzorků s obsahem hodnot 36 signálů



Obr. 3.12: Morfologický deskriptor Plocha negativních vzorků s obsahem hodnot 36 signálů

Z box plotů je vidět, že deskriptory mezi 2 skupinami nejsou úplně odlišné od sebe kvůli tomu, že některé patologie mají podobné morfologické vlastnosti s KES, přestože byly použity při klasifikaci. Nevhodným byl deskriptor, reprezentující časový interval od začátku QRS do pozice maximálního negativního píku na Obr. 3.13. Hodnoty mezi 2 skupinami nejsou vůbec odlišné, proto ten deskriptor jediný byl vyřazen.



Obr. 3.13: Morfologický deskriptor Časový interval od začátku QRS do pozice maximálního negativního píku s obsahem hodnot 36 signálů

3.1.3 Klasifikační metoda nejbližšího souseda

Před začátkem klasifikace vektor anotací patologií byl nahrazen buď 1, což znamenalo přítomnost komorové extrasystoly, nebo 2, která ukazovala na přítomnost jakékoliv jiné patologie včetně fyziologických vztahů.

V dalším kroku byla použita křížová validace. Vstupní matice dat `matice_discr` S rozměrem 72831x12 byla rozdělena na 10 podmnožin. Jedna podmnožina sloužila jako testovací, zbylé podmnožiny sloužily jako trénovací.

Dalé výsledky byly normalizovány podle vzorce 3.1

$$x_{norm} = \frac{x_{ij} - \min(x_j)}{\max(x_j) - \min(x_j)} \quad 3.1$$

Klasifikátor natrénoval model na trénovací množině a pomocí testovací množiny testoval přesnost a výkonnost použitého modelu. Proces se 10 krát opakoval, pokaždé s jinou podmnožinou tvořící trénovací a testovací množinu.

Klasifikace probíhala na základě seskupení hodnot odpovídajících rytmům, které patří do stejné třídy a zároveň jsou od sebe na Euklidovské vzdálenosti menší než 10%

Postup popsany výše se prováděl skriptem
`deskriptory_krizova_validace_normalizace_klasifikace.m`

3.2 Detekce pomocí logického třídění binárním kódováním

Metoda založena na binárním kódování na základě časových a morfologických vlastností. Byl vypočítán tvarový faktor FF vyjadřující složitost, která se u extrasystol zvyšuje, kvůli rozšířenému QRS komplexu. Faktor narůstá se zvýšením rozptylu přítomným v signálu, závislost je ukázána ve vzorcích 3.2 a 3.3

$$M_x = \left(\frac{\sigma_{x'}^2}{\sigma_x^2} \right)^{1/2} = \frac{\sigma_{x'}}{\sigma_x} \quad 3.2$$

$$FF = \frac{M_{x'}}{M_x} = \frac{\sigma_{x''}/\sigma_{x'}}{\sigma_{x''}/\sigma_x} \quad 3.3$$

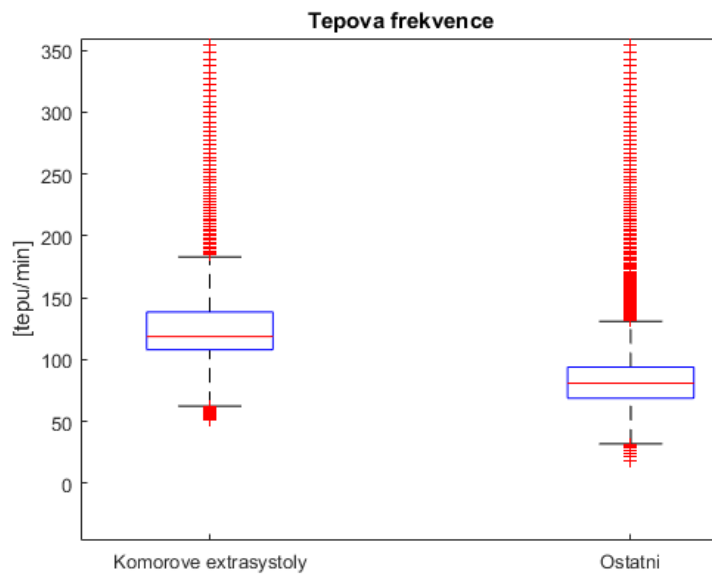
kde σ je rozptyl signálu, M pohyblivost a x' je první derivace.

Pro stanovení první derivace byly vypočteny difference mezi vzorky na ose y v intervalu mezi začátkem a koncem QRS komplexu. Obdobným způsobem byla vypočtena druhá derivace. Následně byl nalezen rozptyl a dosazen do vzorce 3.3.

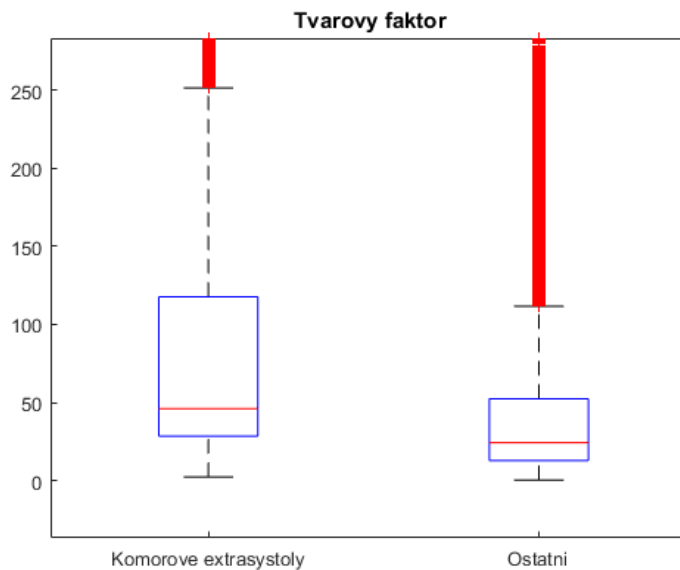
Dalším parametrem je tepová frekvence. Je definována jako počet tepů za minutu. Pro výpočet byl použit příznak časové oblasti RRpřed (viz. Tab.3.1 a Obr.3.10), vzorec pro výpočet 3.4:

$$\text{Tepová frekvence} = \frac{60}{\text{RRpřed}} \quad 3.4$$

Parametry jsou znázorněny pomocí box plotů na Obr. 3.14-3.15. Obsahem je víc jak 72 000 hodnot.



Obr. 3.14: Tepová frekvence s obsahem hodnot 36 signálů



Obr. 3.15: Tvarový faktor s obsahem hodnot 36 signálů

Hodnoty parametrů nejsou úplně od sebe odlišné, ale je vidět, že tepová frekvence a tvarový faktor u KES jsou sesoustředěny kolem hodnot větších, než u ostatních patologií a fyziologických stahů, proto parametry by mohli být vhodné pro detekci. Na základě vykreslených box plotů heuristickou analýzou byly stanoveny prahy. Pokud hodnota tvarového faktoru aktuálního stahu překročí práh 12, bude moci procházet do další podmínky, kterou splní v případě, když ten samý stah obsahuje hodnotu tepové frekvence víc jak 90 tepů za minutu. Za komorovou extrasystolu byly považovány stahy, které splňovaly výše stanovené podmínky. Jinak stah byl považován za jinou patologii nebo fyziologický stah. Znázornění průběhu klasifikace je na Diagram 3.1.

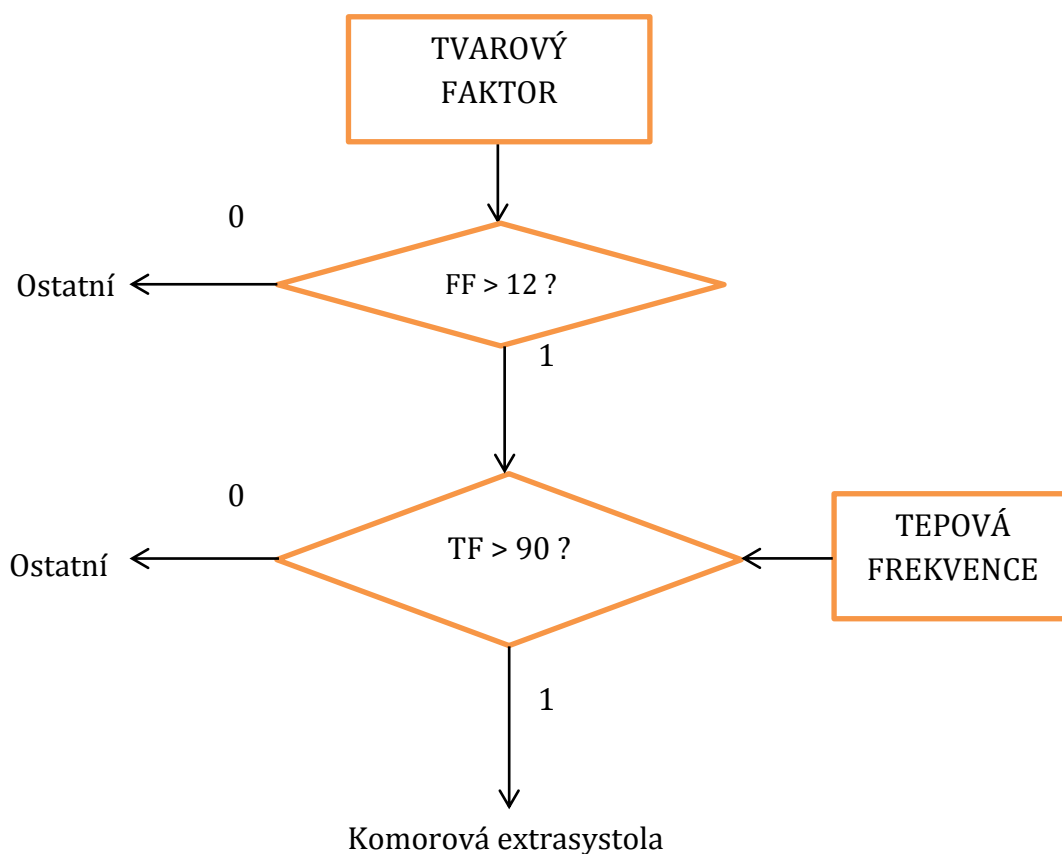
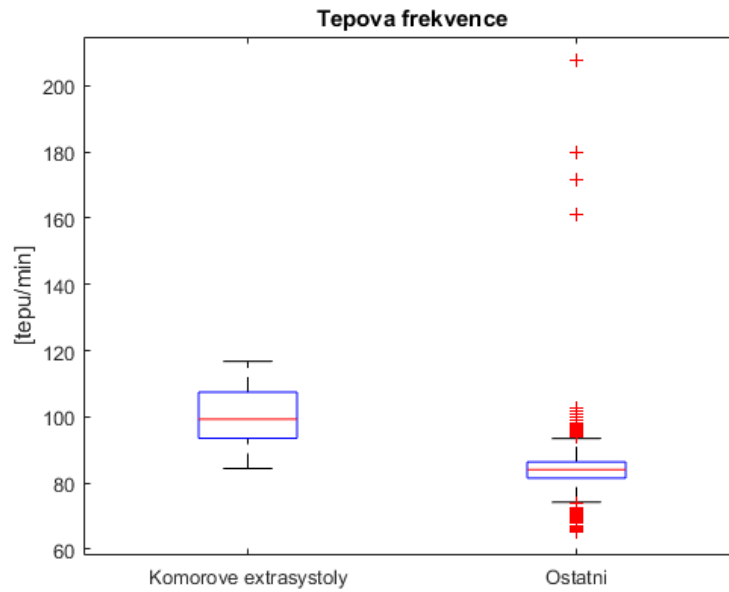


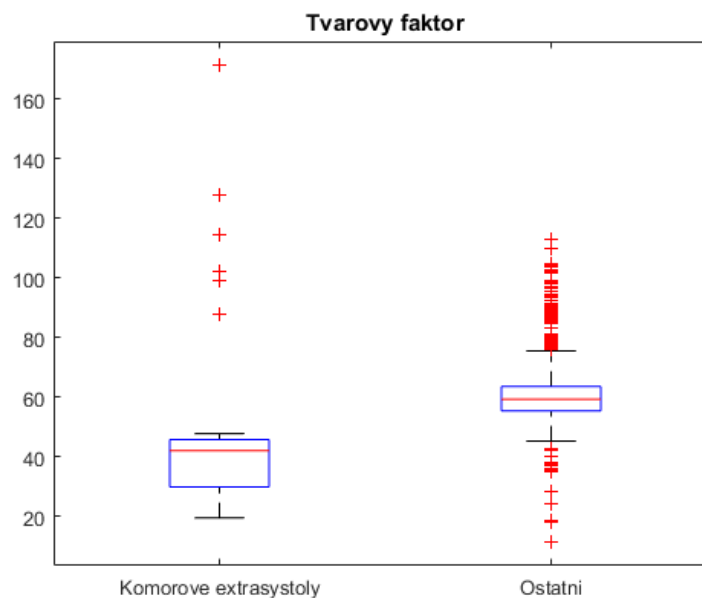
Diagram 3.1: Binární klasifikátor

Ukázka hodnot parametrů jednotlivých signálů na Obr.3.16-3.19



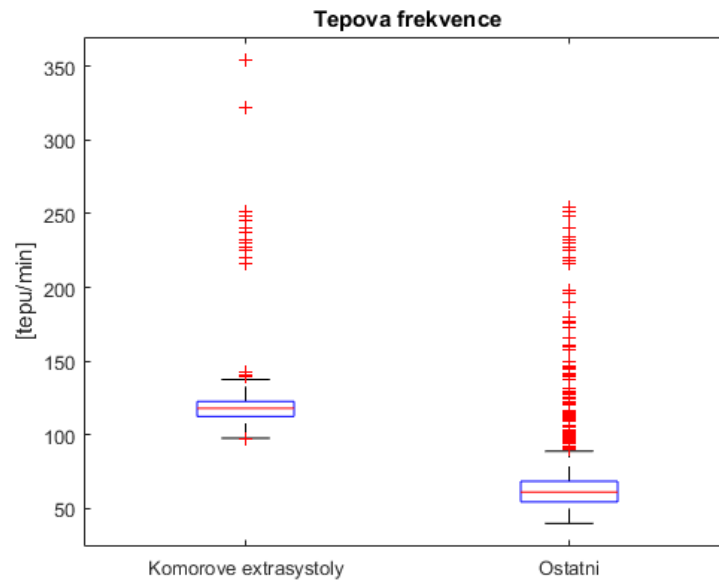
Obr. 3.16: Tepová frekvence signálu 109.mat. Obsahem jsou komorové extrasystoly a blokáda levého Tawarova raménka

Hodnoty tepové frekvence u komorových extrasystol jsou soustředěny kolem 100 tepů/min, což splňuje podmínku klasifikátoru a u blokády levého Tawarova raménka kolem 80 tepů/min, což je pod hodnotou prahu.



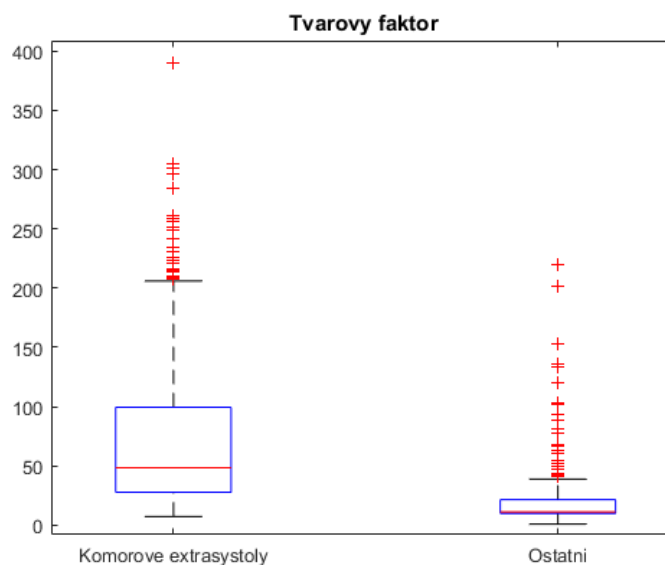
Obr. 3.17: Tvarový faktor signálu 109.mat. Obsahem jsou komorové extrasystoly a blokáda levého Tawarova raménka

Hodnoty tvarového faktoru u KES kolem 40 a je to nad hodnotou prahu, u blokády levého Tawarova raménka hodnoty kolem 60, což také nad hodnotou prahu, ale hodnoty tepové frekvence jsou soustředěny kolem 80 tepů/min, jsou míň jak 90. Z toho plyne, že detekce by měla být docela přesná.



Obr. 3.18: Tepová frekvence signálu 106.mat. Obsahem je komorové extrasystoly a fyziologické stahy.

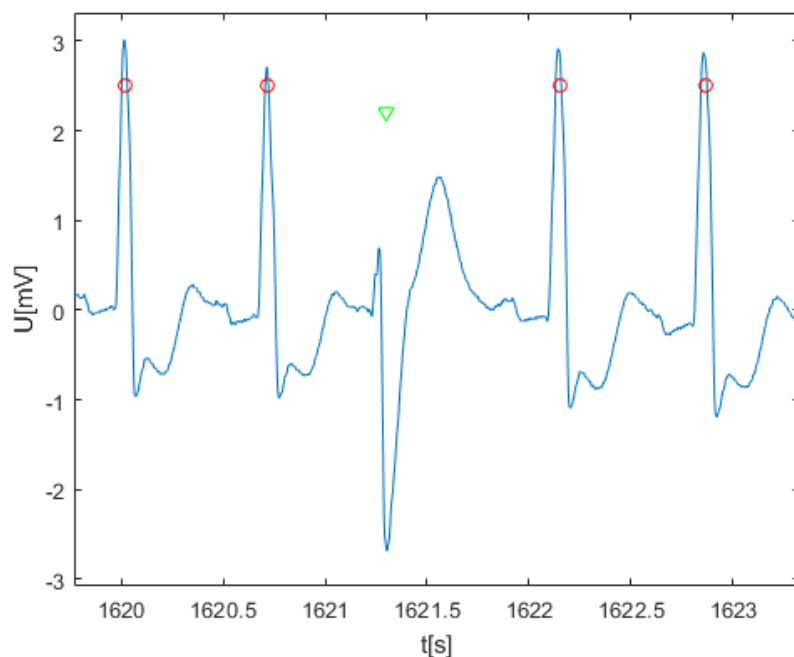
Hodnoty tepové frekvence u komorových extrasystol jsou soustředěny kolem 130 tepů/min, všechny hodnoty jsou nad hodnotou prahu. U fyziologických stahů hodnoty jsou většinou pod 90 tepů/min.



Obr. 3.19: Tvarový faktor signálu 106.mat. Obsahem je komorové extrasystoly a fyziologické stahy.

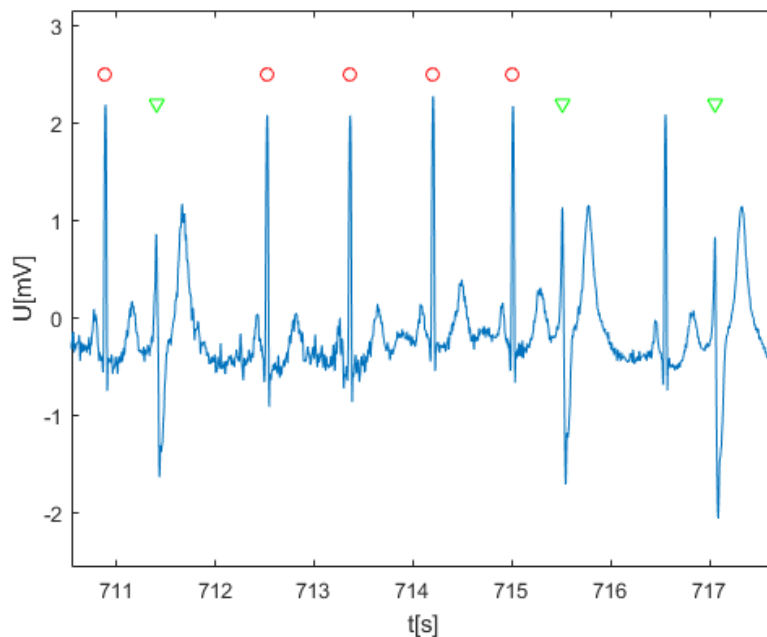
Hodnoty tvarového faktoru u KES kolem 50 a je to nad prahem stanovené podmínky, u fyziologických stahů hodnoty jsou kolem 20, což také nad prahem, ale zároveň většina hodnot tepové frekvence je méně než 90 tepů/min.

Výsledky detekce klasifikátorem je na Obr.3.20-3.21



Obr. 3.20: Detekce komorových extrasystol a blokády levého Tawarova raménka v signálu 109. mat. Červené kolečka jsou ze skupiny Ostatni, zelené trojúhelníky jsou ze slupiny Komorové extrasystoly.

Na úseku signálu (Obr. 3.21) je úspěšná detekce. Komorové extrasystoly jsou detekovány, ale je špatně zaražen fyziologický stah.



Obr. 3.21: Detekce komorových extrasystol a fyziologických stahů v signálu 106. mat. Červené kolečka jsou ze skupiny Ostatni, zelené trojúhelníky jsou ze skupiny Komorové extrasystoly, neoznačený QRS komplex je špatně zaráženy.

3.3 Metoda nejbližšího souseda, tvarového faktoru a tepové frekvence

Byly zkombinovány parametry a klasifikátor z předchozích dvou metod, tj. tepová frekvence, tvarový faktor a metoda nejbližšího souseda. Byla položena otázka, jestli se dá zlepšit výsledky detekce tímto způsobem.

Vektor anotací patologií byl nahrazen buď 1, což znamenalo přítomnost komorové extrasystoly, nebo 2, která ukazovala na přítomnost jakékoliv jiné patologie včetně fyziologických vztahů.

V dalším kroku byla použita křížová validace. Vstupní matice dat `matices_discr` s rozměrem 72831x2 byla rozdělena na 10 podmnožin. Jedna podmnožina sloužila jako testovací, zbylé podmnožiny sloužily jako trénovací. Výsledky byly normalizovány a poté použito klasifikační pravidlo nejbližšího souseda. Podrobnější popis je v podkapitole 3.1.3.

4 VÝSLEDKY

Pro hodnocení detekce obou metod byly vypočteny specificita a senzitivita. Použité vzorce jsou 4.1 a 4.2. Výsledky detekce znázorněny v Tab. 4.1-4.3 .

$$\text{Senzitivita} = \frac{pSP}{pSP + pFN} \quad 4.1$$

Kde pSP je počet skutečně pozitivních a pFN je počet falešné negativních výsledků.

$$\text{Specificita} = \frac{pSN}{pSN + pFP} \quad 4.2$$

Kde pSN je počet skutečně negativních a pFP je počet falešné pozitivních výsledků.

Výsledky jednotlivých metod jsou v Tab.4.1-4.3

Tab. 4.1 Výsledky detekce metody deskriptorů časové oblasti a morfologických deskriptorů a následné použití klasifikačního pravidla k-ho nejbližšího souseda

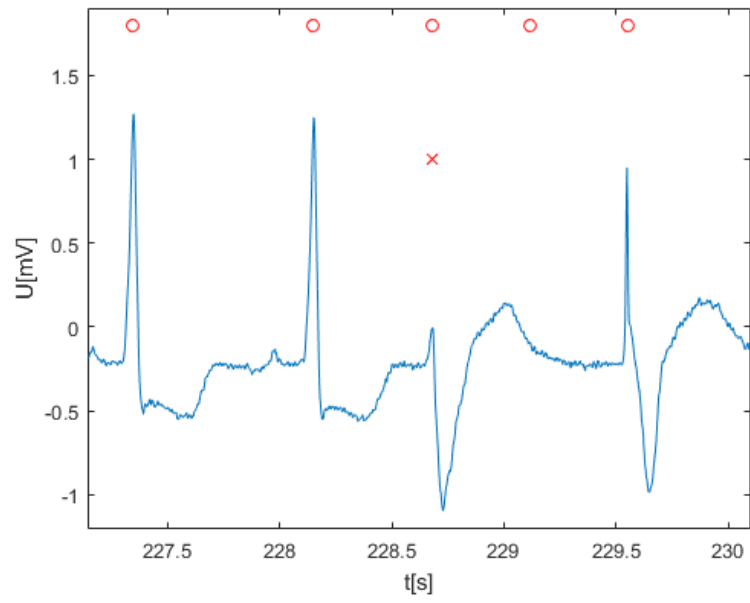
Signál	pSP	pFP	pFN	pSN	Senz [%]	Spec [%]
Počet komorových extrasystol = 4 Počet QRS _{ostatní} = 2186						
102.mat	2	0	2	2186	50	100
Počet komorových extrasystol = 2 Počet QRS _{ostatní} = 2307						
104.mat	0	0	2	2307	0	100
Počet komorových extrasystol = 41 Počet QRS _{ostatní} = 2648						
105.mat	36	1	5	2647	87.80	99.96
Počet komorových extrasystol = 519 Počet QRS _{ostatní} = 1577						
106.mat	509	15	10	1562	98.07	99.05
Počet komorových extrasystol = 59 Počet QRS _{ostatní} = 2079						
107.mat	58	2	1	2077	98.31	99.90
Počet komorových extrasystol = 17 Počet QRS _{ostatní} = 1805						
108.mat	7	1	10	1804	41.18	99.94
Počet komorových extrasystol = 38 Počet QRS _{ostatní} = 2495						
109.mat	33	0	5	2495	86.84	100
Počet komorových extrasystol = 1 Počet QRS _{ostatní} = 2130						
111.mat	0	0	1	2130	0	1
Počet komorových extrasystol = 43 Počet QRS _{ostatní} = 1845						
114.mat	40	1	3	1844	93.02	99.95
Počet komorových extrasystol = 109						

Počet QRS _{ostatní} =2310						
116.mat	103	4	6	2306	94.50	99.83
Počet komorových extrasystol = 16						
Počet QRS _{ostatní} =2283						
118.mat	11	1	5	2282	68.75	99.96
Počet komorových extrasystol = 444						
Počet QRS _{ostatní} =1648						
119.mat	444	0	0	1648	100	100
Počet komorových extrasystol = 1						
Počet QRS _{ostatní} =1873						
121.mat	0	0	1	1873	0	100
Počet komorových extrasystol = 3						
Počet QRS _{ostatní} =1514						
123.mat	3	0	0	1514	100	100
Počet komorových extrasystol = 47						
Počet QRS _{ostatní} =1585						
124.mat	47	0	0	1585	100	100
Počet komorových extrasystol = 825						
Počet QRS _{ostatní} =1964						
200.mat	798	11	28	1953	96.61	99.44
Počet komorových extrasystol = 198						
Počet QRS _{ostatní} =1839						
201.mat	197	7	1	1832	99.49	99.62
Počet komorových extrasystol = 19						
Počet QRS _{ostatní} =2125						
202.mat	18	2	1	2123	94.74	99.91
Počet komorových extrasystol = 444						
Počet QRS _{ostatní} =2662						
203.mat	383	58	61	2604	86.26	97.82
Počet komorových extrasystol = 71						
Počet QRS _{ostatní} =2599						
205.mat	70	2	1	2597	98.59	99.92
Počet komorových extrasystol = 105						
Počet QRS _{ostatní} =2278						
207.mat	93	7	12	2271	88.57	99.69
Počet komorových extrasystol = 992						
Počet QRS _{ostatní} =2046						
208.mat	940	59	52	1987	94.76	97.12
Počet komorových extrasystol = 1						
Počet QRS _{ostatní} =3049						
209.mat	0	0	1	3049	0	100
Počet komorových extrasystol = 194						
Počet QRS _{ostatní} =2489						
210.mat	170	13	24	2476	87.63	99.48
Počet komorových extrasystol = 220						
Počet QRS _{ostatní} =3072						
213.mat	170	39	50	3033	76.27	98.73
Počet komorových extrasystol = 256						
Počet QRS _{ostatní} =2039						

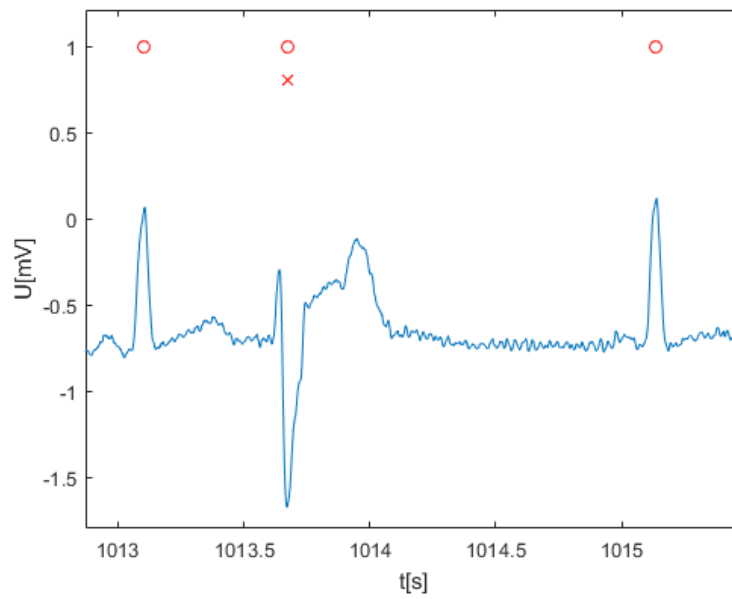
214.mat	246	8	10	2031	96.09	99.61
Počet komorových extrasystol = 164 Počet QRS _{ostatní} = 3234						
215.mat	154	4	10	3230	93.90	99.88
Počet komorových extrasystol = 162 Počet QRS _{ostatní} = 2116						
217.mat	147	10	15	2106	90.74	99.53
Počet komorových extrasystol = 64 Počet QRS _{ostatní} = 2246						
219.mat	53	6	11	2240	82.81	99.73
Počet komorových extrasystol = 396 Počet QRS _{ostatní} = 2064						
221.mat	393	0	3	2064	99.24	100
Počet komorových extrasystol = 473 Počet QRS _{ostatní} = 2168						
223.mat	460	16	13	2152	97.25	99.26
Počet komorových extrasystol = 361 Počet QRS _{ostatní} = 1778						
228.mat	353	6	8	1772	97.78	99.66
Počet komorových extrasystol = 1 Počet QRS _{ostatní} = 2463						
230.mat	0	0	1	2463	0	100
Počet komorových extrasystol = 2 Počet QRS _{ostatní} = 2007						
231.mat	1	1	1	2006	50	99.95
Počet komorových extrasystol = 830 Počet QRS _{ostatní} = 2319						
233.mat	814	17	17	2302	97.95	99.27
Počet komorových extrasystol = 3 Počet QRS _{ostatní} = 2759						
234.mat	2	0	1	2759	66.67	100

Maximální senzitivita byla dosažena 100 % a specifická 100 %. Střední senzitivita je 94.78 % a specifická je 99.63 %. Minimální senzitivita je 0 % vyskytnula v několika signálech: v 104.mat jsou 2 KES, stimulační hrot a stimulační hrot fúzovány s normálním cyklem, v 111.mat jsou 1 KES a blokády levého Tawarova raménka, v 121.mat jsou 1 KES a fyziologické stahy, v 209.mat jsou 1 KES a předčasné kontrakce síní, v 230.mat jsou 1 KES a fyziologické stahy. 100 % přesnosti se podařilo dosáhnout v signálu 119.mat, obsahujícím 444 komorových extrasystol a fyziologické stahy, a v signálu 124.mat, obsahujícím 47 komorových extrasystol, blokády pravého raménka, junkční extrasystoly a předčasné stahy síní.

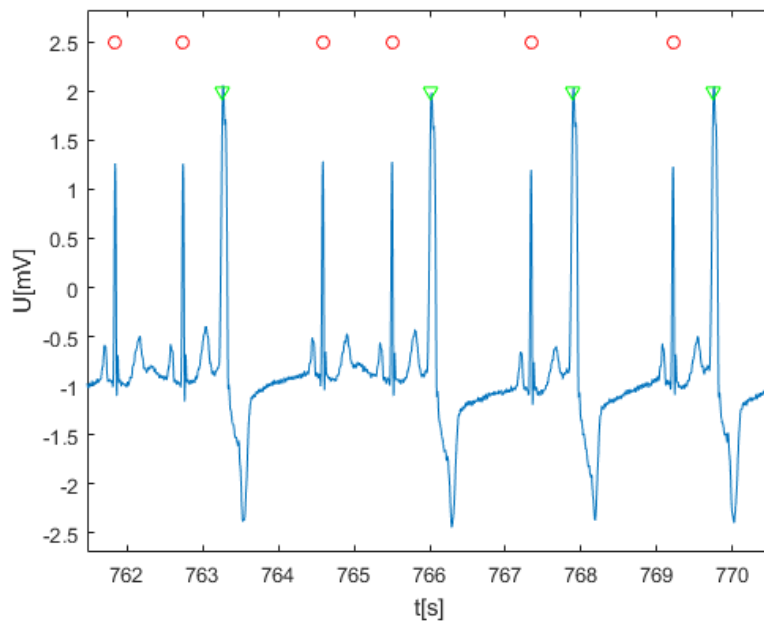
Výsledky jsou znázorněny na Obr. 4.1-4.3



Obr. 4.1: Neúspěšná detekce v signálu 104.mat



Obr. 4.2: Neúspěšná detekce v signálu 121.mat



Obr. 4.3: Úspěšná detekce v signálu 119.mat

Tab. 4.2. Výsledky detekce pomocí logického třídění binárním kódováním

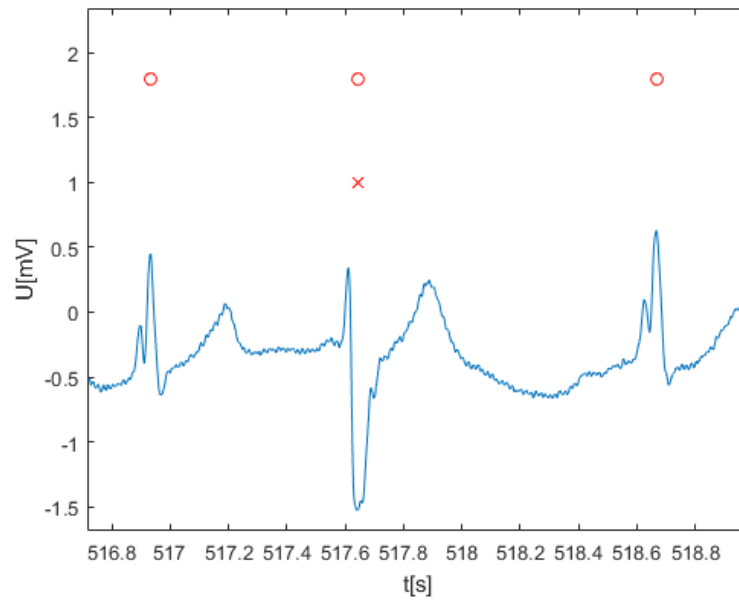
Signál	pSP	pFP	pFN	pSN	Senz [%]	Spec [%]
Počet komorových extrasystol = 4 Počet QRS _{ostatní} = 2186						
102.mat	4	10	0	2176	100	99.54
Počet komorových extrasystol = 2 Počet QRS _{ostatní} = 2307						
104.mat	1	160	1	2147	50	93.06
Počet komorových extrasystol = 41 Počet QRS _{ostatní} = 2648						
105.mat	41	630	0	2018	100	76.21
Počet komorových extrasystol = 519 Počet QRS _{ostatní} = 1577						
106.mat	516	110	3	1467	99.42	93.02
Počet komorových extrasystol = 59 Počet QRS _{ostatní} = 2079						
107.mat	11	6	48	2073	18.64	99.71
Počet komorových extrasystol = 17 Počet QRS _{ostatní} = 1805						
108.mat	15	88	2	1717	88.24	95.12
Počet komorových extrasystol = 38 Počet QRS _{ostatní} = 2495						
109.mat	35	165	3	2330	92.11	93.39
Počet komorových extrasystol = 1 Počet QRS _{ostatní} = 2130						
111.mat	0	18	1	2112	0	99.15
Počet komorových extrasystol = 43 Počet QRS _{ostatní} = 1845						

114.mat	28	23	15	1822	65.12	98.75
Počet komorových extrasystol = 109 Počet QRS _{ostatní} = 2310						
116.mat	107	19	2	2291	98.17	99.18
Počet komorových extrasystol = 16 Počet QRS _{ostatní} = 2283						
118.mat	13	134	3	2149	81.25	94.13
Počet komorových extrasystol = 444 Počet QRS _{ostatní} = 1648						
119.mat	443	136	1	1512	99.77	91.75
Počet komorových extrasystol = 1 Počet QRS _{ostatní} = 1873						
121.mat	1	23	0	1850	100	98.77
Počet komorových extrasystol = 3 Počet QRS _{ostatní} = 1514						
123.mat	3	3	0	1511	100	99.80
Počet komorových extrasystol = 47 Počet QRS _{ostatní} = 1585						
124.mat	6	17	41	1568	12.77	98.93
Počet komorových extrasystol = 826 Počet QRS _{ostatní} = 1964						
200.mat	806	756	20	1208	97.28	61.51
Počet komorových extrasystol = 198 Počet QRS _{ostatní} = 1839						
201.mat	14	677	184	1162	7.07	63.19
Počet komorových extrasystol = 19 Počet QRS _{ostatní} = 2125						
202.mat	12	759	7	1366	63.16	64.28
Počet komorových extrasystol = 444 Počet QRS _{ostatní} = 2662						
203.mat	407	1562	37	1100	91.67	41.32
Počet komorových extrasystol = 71 Počet QRS _{ostatní} = 2599						
205.mat	60	1099	11	1500	84.51	57.71
Počet komorových extrasystol = 105 Počet QRS _{ostatní} = 2278						
207.mat	71	652	34	1626	67.62	71.38
Počet komorových extrasystol = 992 Počet QRS _{ostatní} = 2046						
208.mat	989	1321	3	725	99.70	35.43
Počet komorových extrasystol = 1 Počet QRS _{ostatní} = 3049						
209.mat	1	2721	0	328	100	0.11
Počet komorových extrasystol = 194 Počet QRS _{ostatní} = 2489						
210.mat	104	996	90	1493	53.61	59.98
Počet komorových extrasystol = 220 Počet QRS _{ostatní} = 3072						
213.mat	200	3050	20	22	90.91	0.72

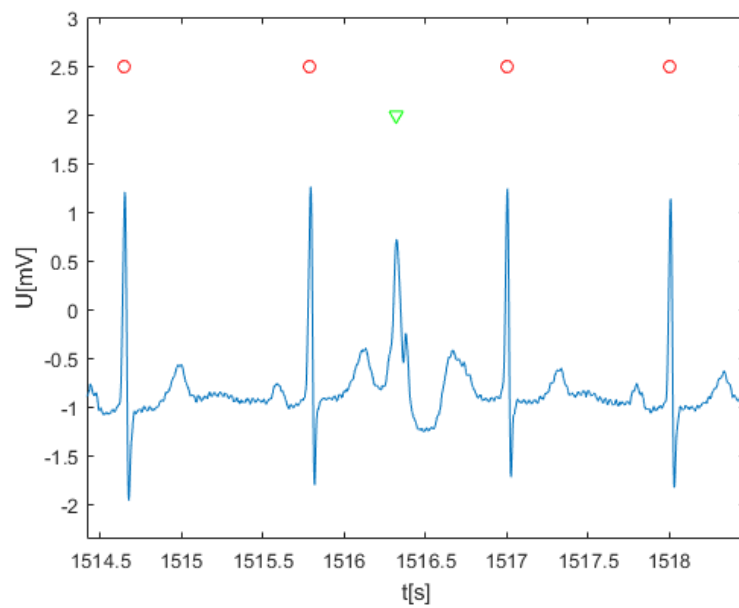
Počet komorových extrasystol = 256 Počet QRS _{ostatní} = 2039						
214.mat	254	69	2	1970	99.22	96.62
Počet komorových extrasystol = 164 Počet QRS _{ostatní} = 3234						
215.mat	162	3160	2	74	98.78	2.29
Počet komorových extrasystol = 162 Počet QRS _{ostatní} = 2116						
217.mat	110	158	52	1958	67.90	92.53
Počet komorových extrasystol = 64 Počet QRS _{ostatní} = 2246						
219.mat	60	494	4	1752	93.75	78.01
Počet komorových extrasystol = 396 Počet QRS _{ostatní} = 2064						
221.mat	393	544	3	1520	99.24	73.64
Počet komorových extrasystol = 473 Počet QRS _{ostatní} = 2168						
223.mat	411	248	62	1920	86.89	88.56
Počet komorových extrasystol = 361 Počet QRS _{ostatní} = 1778						
228.mat	317	132	44	1646	87.81	92.58
Počet komorových extrasystol = 1 Počet QRS _{ostatní} = 2463						
230.mat	1	503	0	1960	100	79.58
Počet komorových extrasystol = 2 Počet QRS _{ostatní} = 2007						
231.mat	2	121	0	1886	100	93.97
Počet komorových extrasystol = 831 Počet QRS _{ostatní} = 2319						
233.mat	829	1655	2	664	99.76	28.63
Počet komorových extrasystol = 3 Počet QRS _{ostatní} = 2759						
234.mat	3	1887	0	872	100	31.61

Maximální senzitivita byla dosažena 100% a specifita 99.80%. Střední senzitivita je 90.22 % a specifita je 69.72 %. Minimální senzitivita je 0 % v signálu 111. mat, obsahujícím 1 KES a blokády levého raménka. 99.80 % přesnosti povedlo se dosáhnout v signálu 123. mat, obsahujícím 3 komorové extrasystoly a fyziologické stahy.

Znárodnění výsledků detekce je na Obr. 4.4-4.5



Obr. 4.4: Neúspěšná detekce v signálu 111.mat



Obr. 4.5: Úspěšná detekce v signálu 123.mat

Tab. 4. 3. Výsledky detekce metody tvarového faktoru, tepové frekvence a následného použití klasifikačního pravidla k-ho nejbližšího souseda

Signál	pSP	pFP	pFN	pSN	Senz [%]	Spec [%]
Počet komorových extrasystol = 4 Počet QRS _{ostatní} = 2186						
102.mat	1	4	3	2182	25.00	99.82
Počet komorových extrasystol = 2 Počet QRS _{ostatní} = 2307						
104.mat	0	3	2	2304	0	99.87
Počet komorových extrasystol = 41						

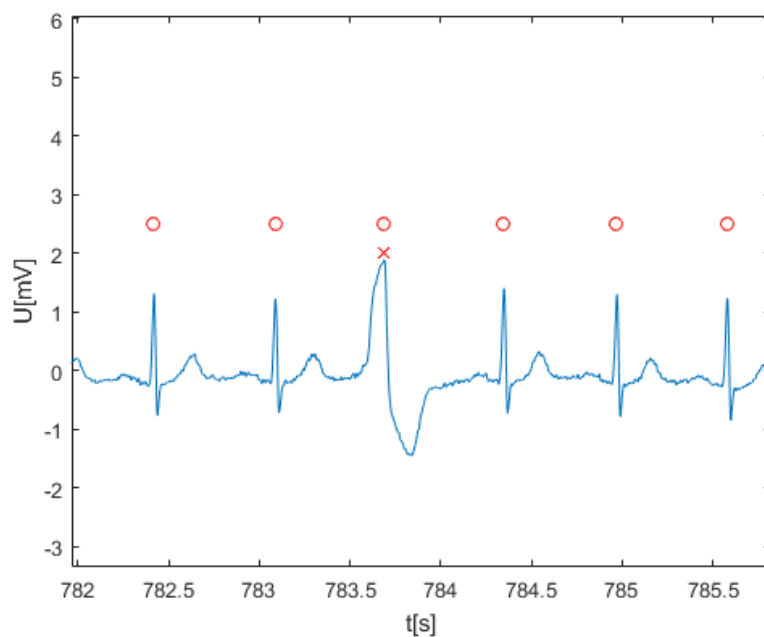
Počet QRS _{ostatní} = 2648						
105.mat	14	28	27	2620	34.15	98.94
Počet komorových extrasystol = 519 Počet QRS _{ostatní} = 1577						
106.mat	360	155	159	1422	69.36	90.17
Počet komorových extrasystol = 59 Počet QRS _{ostatní} = 2079						
107.mat	49	9	10	2070	83.05	99.57
Počet komorových extrasystol = 17 Počet QRS _{ostatní} = 1805						
108.mat	0	16	17	1789	0	99.11
Počet komorových extrasystol = 38 Počet QRS _{ostatní} = 2495						
109.mat	23	17	15	2478	60.53	99.32
Počet komorových extrasystol = 1 Počet QRS _{ostatní} = 2130						
111.mat	0	2130	1	2130	0	100
Počet komorových extrasystol = 43 Počet QRS _{ostatní} = 1845						
114.mat	3	37	40	1808	6.98	97.99
Počet komorových extrasystol = 109 Počet QRS _{ostatní} = 2310						
116.mat	102	6	7	2304	93.58	99.74
Počet komorových extrasystol = 16 Počet QRS _{ostatní} = 2283						
118.mat	3	17	13	2266	18.75	99.26
Počet komorových extrasystol = 444 Počet QRS _{ostatní} = 1648						
119.mat	414	28	30	1620	93.24	98.30
Počet komorových extrasystol = 1 Počet QRS _{ostatní} = 1873						
121.mat	0	2	1	1871	0	99.89
Počet komorových extrasystol = 3 Počet QRS _{ostatní} = 1514						
123.mat	2	3	1	1511	66.67	99.80
Počet komorových extrasystol = 47 Počet QRS _{ostatní} = 1585						
124.mat	14	26	33	15589	29.79	98.36
Počet komorových extrasystol = 826 Počet QRS _{ostatní} = 1964						
200.mat	394	456	432	1508	47.70	76.78
Počet komorových extrasystol = 198 Počet QRS _{ostatní} = 1839						
201.mat	98	110	100	1729	49.49	94.02
Počet komorových extrasystol = 19 Počet QRS _{ostatní} = 2125						
202.mat	3	17	16	2108	15.79	99.20
Počet komorových extrasystol = 444 Počet QRS _{ostatní} = 2662						

203.mat	121	338	323	2324	27.25	87.30
Počet komorových extrasystol = 71 Počet QRS _{ostatní} = 2599						
205.mat	41	34	30	2565	57.75	98.69
Počet komorových extrasystol = 105 Počet QRS _{ostatní} = 2278						
207.mat	11	93	94	2185	10.48	95.92
Počet komorových extrasystol = 992 Počet QRS _{ostatní} = 2046						
208.mat	779	209	213	1837	78.53	89.78
Počet komorových extrasystol = 1 Počet QRS _{ostatní} = 3049						
209.mat	0	3049	1	3049	0	100
Počet komorových extrasystol = 194 Počet QRS _{ostatní} = 2489						
210.mat	159	2328	35	161	81.96	6.47
Počet komorových extrasystol = 220 Počet QRS _{ostatní} = 3072						
213.mat	166	55	54	3017	75.45	98.21
Počet komorových extrasystol = 256 Počet QRS _{ostatní} = 2039						
214.mat	50	207	206	1832	19.53	89.85
Počet komorových extrasystol = 164 Počet QRS _{ostatní} = 3234						
215.mat	147	24	17	3210	89.63	99.26
Počet komorových extrasystol = 162 Počet QRS _{ostatní} = 2116						
217.mat	52	100	110	2016	32.10	95.27
Počet komorových extrasystol = 64 Počet QRS _{ostatní} = 2246						
219.mat	29	36	35	2210	45.31	98.40
Počet komorových extrasystol = 396 Počet QRS _{ostatní} = 2064						
221.mat	228	184	168	1880	57.58	91.09
Počet komorových extrasystol = 473 Počet QRS _{ostatní} = 2168						
223.mat	319	154	154	2014	67.44	92.90
Počet komorových extrasystol = 361 Počet QRS _{ostatní} = 1778						
228.mat	328	37	33	1741	90.86	97.92
Počet komorových extrasystol = 1 Počet QRS _{ostatní} = 2463						
230.mat	0	1	1	2462	0	99.96
Počet komorových extrasystol = 2 Počet QRS _{ostatní} = 2007						
231.mat	0	1	2	2006	0	99.95
Počet komorových extrasystol = 831 Počet QRS _{ostatní} = 2319						
233.mat	499	309	332	2010	60.05	86.68

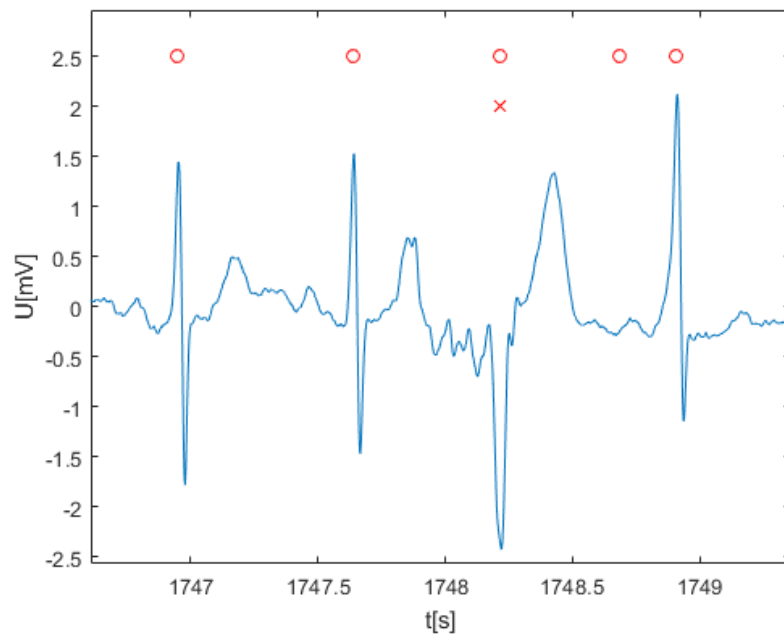
Počet komorových extrasystol = 3						
Počet QRS _{ostatní} = 2759						
234.mat	2	2	1	2757	66.67	99.93

Maximální senzitivita byla dosažena 99.96% a specificita 100%. Střední senzitivita je 60.88 % a specificita je 96.46 %. Minimální senzitivita je 0 % v několika signálech: 104.mat, obsahující 2 KES, stimulační hrot a stimulační hrot fuzovany s normálním cyklem, v 108.mat jsou fyziologické stahy, předčasné kontrakce síní, junkční utěk, v 111.mat jsou 1 KES a blokády levého Tawarova raménka, v 121.mat jsou 1 KES a fyziologické stahy, v 209.mat jsou 1 KES a předčasné kontrakce síní, v 230.mat jsou 1 KES a fyziologické stahy, v 231.mat jsou 1 KES a fyziologické stahy. 99.44 % přesnosti se povedlo dosáhnout v signálu 116. mat, obsahujícím 109 komorových extrasystol, fyziologické stahy a předčasný stah síní, úspěšná detekce byla i v signálu 228. mat.

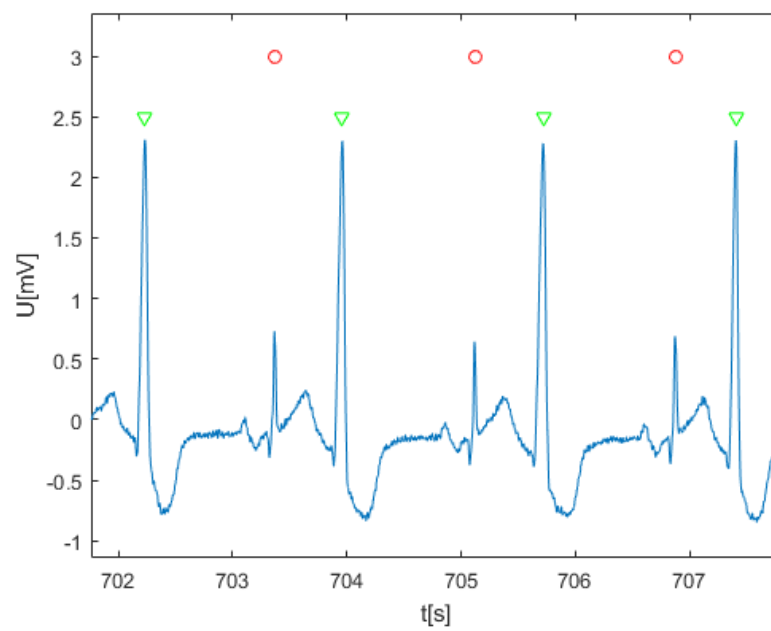
Znázornění výsledků je na Obr. 4.6-4.9



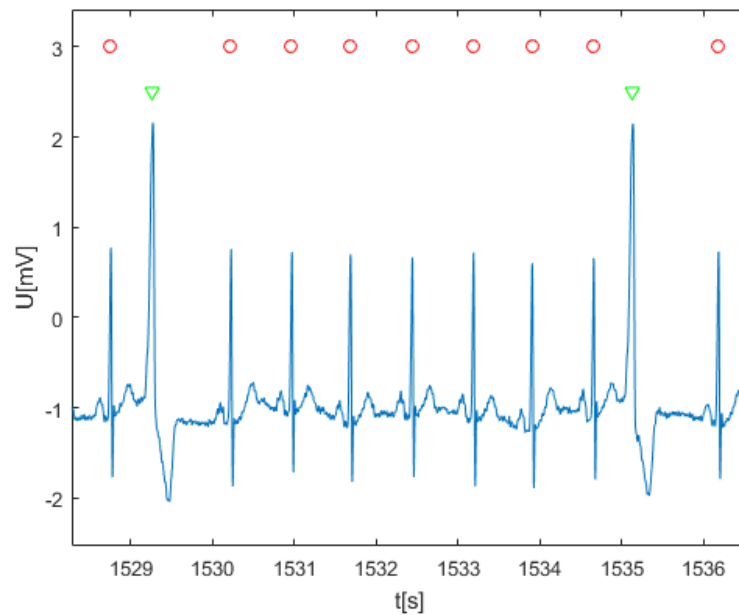
Obr 4.6: Neúspěšná detekce v signálu 209.mat



Obr 4.7: Neúspěšná detekce v signálu 230.mat



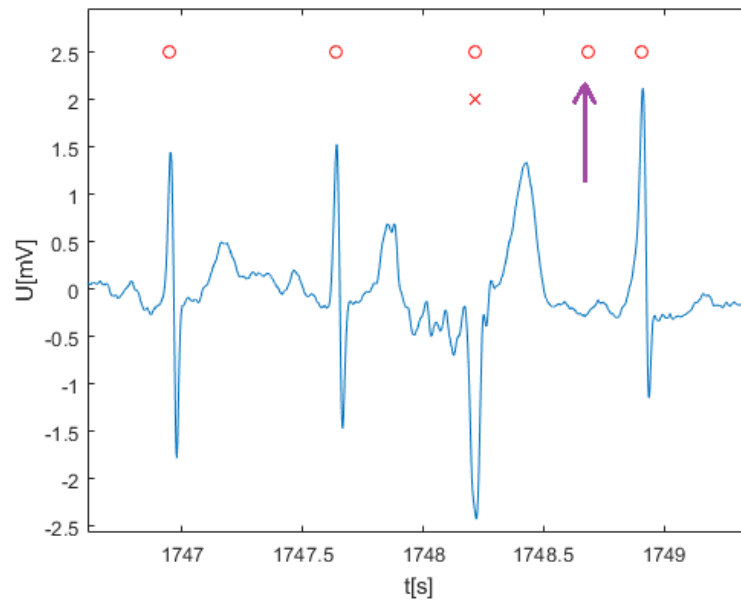
Obr 4.8: Úspěšná detekce v signálu 228.mat



Obr 4.9: Úspěšná detekce v signálu 116.mat

Velmi nízká senzitivita nejčastěji se vyskytovala v signálech, obsahujících velice malý počet KES, 1 až 2. Z medicínského hlediska v tomto případě nemůžu říct, že jde o závažný stav patologie, tím pádem nepřesnost detekce by výrazně neovlivnila výsledek v praxi při indikaci k léčbě. Nicméně, je nutné vysvětlit, proč se to stalo.

Důležitým krokem byla detekce začátku a konce QRS komplexu, která se prováděla na základě známých pozic R píku podle anotace databáze MIT BIH Arrhythmia [19]. Nalezené pozice R píků nebyly vždy přesné a občas se mohli objevit úplně někde mimo QRS komplexu. Na Obr. 4.10 je vidět chybně detekovaný pík. Dalším důvodem bylo obtížné stanovení optimálního časového úseku pro výpočet největší diference a následného nalezení pozice konce QRS komplexu. Na přesnosti detekce třech základních bodů tj. pozice R píku, začátku a konce QRS záleželo, jak moc se budou lišit hodnoty deskriptorů u různých patologií a fyziologických stahů.



Obr 4.10: Chybná detekce R píku v anotaci databáze v signálu 230.mat

Nepřesnosti samozřejmě ovlivnilo to, že některé patologie měly velmi podobné morfologické vlastnosti s KES. Třeba šířka QRS u komorových extrasystol je $>0,12$ sekund a u některých druhů blokády levého a pravého Tawarova raménka je $>0,11$ sekund. Z toho plyne, že KES mohli být detekovány špatně, ale kvůli odlišné tepové frekvenci, která taky byla použita ve dvou metodách, toho se většinou podařilo se vyhnout.

Největší střední senzitivity 94.78 % a specifity 99.63 % bylo dosaženo metodou deskriptoru a klasifikačního pravidla nejbližšího souseda.

ZÁVĚR

Cílem práce byl rozbor patofyziologie komorových extrasystol, jejich projevu v EKG a často používaných metod pro jejich detekci.

Byly vybrány a realizovány metody v programovém prostředí MATLAB založené na deskriptorech, tepové frekvence a tvarovém faktoru. Testování bylo provedeno na 36 třicetiminutových signálech z databáze MIT-BIH Arrhythmia. Každý signál je s velkým počtem QRS komplexů. Na základě výsledků, uvedených v Tab. 4.1-4.3, lze říct, že největší senzitivity 94.78 % a specificity 99.63 % bylo dosaženo metodou deskriptorů a pravidla nejbližšího souseda. Výsledky dosažené jinými autory je 96.27% senzitivita a 99.13% specificita. Metodou tvarového faktorů, tepové frekvence a binárního kódování byla poskytnutá nejnižší specificita 69.72%, ale dost velká senzitivita 90.22%. Autory metody bylo dosaženo 97.37% senzitivity. Naopak zkombinována metoda měla nízkou senzitivitu 60.88 %, ale vysokou specificitu 96.46 %. Touto metodou se podařilo zlepšit pouze specificitu ve srovnání s metodou binárního kódování.

Důležitým krokem byla detekce začátku a konce QRS komplexu (Obr.3) za použitím Philipsovy metody, založené na výpočtu největší difference a využívajícím známé pozice R piků podle anotace databáze. Na základě nalezených bodů byly spočítány parametry a deskriptory, což vyžadovalo vysoké přesnosti. V průběhu analýzy box plotů, obsahujících hodnoty deskriptorů, jeden z nich, reprezentující časový interval od začátku QRS do maximálního negativního piků byl považován za nevhodný a vyřazen (Obr. 3.13.) z celkové matice všech deskriptorů, na kterou následně byl použit klasifikátor. Příklad detekce je znázorněna na Obr. 4.5, obsahujícím komorové extrasystoly a fyziologické stahy, a na Obr. 4.4: , obsahujícím 1 KES a blokády levého raménka. Další ukázky a diskuze výsledků jsou v kapitole 4.

Metoda souboru deskriptorů a pravidla nejbližšího souseda poskytuje vysokou přesnost kvůli tomu, že deskriptory reprezentují jak časové tak i morfologické příznaky, a klasifikace se provádí na základě Euklidovské vzdálenosti menší než 10% rozsahu každého z měřených dat, což je vhodné pro velký počet signálu a málo odlišné hodnoty. Metoda tepové frekvence, tvarového faktorů a binárního kódování neprokázala velmi úspěšné výsledky, kvůli tomu, že prahy byly stanoveny heuristickou metodou a nebyly univerzální pro všechny signály. Výsledky zkombinované metody taky nebyly výjimečné, kvůli nedostačujícímu počtu parametrů, podle kterých probíhala klasifikace nejbližšího souseda. Pro zlepšení detekce by se mohlo použít i dalších třeba časově-frekvenčních vlastností a brát v úvahu jiné projevy patologie třeba chybějící vlna p v případě komorových extrasystol.

LITERATURA

- [1] Czech Medical Association J.E. Purkyně., *Central European journal of public health*. Prague, 1993. ISBN 977-121-0777-006.
- [2] The free dictionary by farlex: Medical dictionary [Conduction system]. 2007, 2012 [cit. 29. 11. 2018]. Dostupné z: http://medicaldictionary.thefreedictionary.com/_/viewer.aspx?path=vet&name=gr84.jpg
- [3] KHAN, Gabriel M. *EKG a jeho hodnocení*. 1. vyd. Praha: Grada, 2005, 348 s. ISBN 802-470-9104.
- [4] BLAHÚT, Peter. *EKG & Arytmológia* [online]. [cit. 2018-11-29]. Dostupné z: <https://www.techmed.sk/ekg-a-arytmologia-kniha/>
- [5] BENNETT, David H. *Srdeční arytmie: praktické poznámky k interpretaci a léčbě*. 8. vydání. Praha: WILEY-BLACKWELL, 2013. ISBN 978-047-0674-932.
- [6] HAMAN, Petr. *EKG - popis EKG křivky, výuka EKG, ukázky křivek, umístění elektrod, srdeční rytmus, akce, frekvence, elektrická osa, kmity, vlny, arytmie na EKG, svody I, II, III, avL, avR, avF, V1, V2, V3, V4, V5, V6* [online]. Plzeň [cit. 2018-11-29]. Dostupné z: <http://ekg.kvalitne.cz/>
- [7] KOZUMPLÍK, J. *Analýza biologických signálů*. Brno, Elektronická skripta FEKT VUT v Brně, 2011.
- [8] TABORSKÝ, Miloš, Josef KAUTZNER a Aleš Linhart. *Kardiologie*. Praha: Mladá fronta, 2017. ISBN 978-802-0444-349.
- [9] HEINC, Petr. *Kdy léčit komorové extrasystoly*. Olomouc, 2007.
- [10] ADNANE, Mourad a Adel BELOUHRANI. Premature ventricular contraction arrhythmia detection using wavelet coefficients. 2013 8th International Workshop on Systems, Signal Processing and their Applications (WoSSPA). IEEE, 2013, 170-173. [cit. 2018-11-29] DOI: 10.1109/WoSSPA.2013.6602356. ISBN 978-1-4673-5540-7. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6602356/>
- [11] PAL, S. a M. MITRA. *Detection of cardiac arrhythmic beats by logical classifier using binary coding*. 2012, 6(6). [cit. 2018-11-29] DOI: 10.1049/iet-smt.2011.0170. ISSN 17518822. Dostupné také z: <https://digital.library.theiet.org/content/journals/10.1049/iet-smt.2011.0170>

- [12] DE OLIVEIRA, L S C, Rodrigo V ANDREÃO a M SARCINELLI-FILHO. Detection of Premature Ventricular Beats in ECG records using Bayesian networks involving the P-Wave and fusion of results. *2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology*. IEEE, 2010, 2010, , 1131-1134. [cit. 2018-11-29] DOI: 10.1109/IEMBS.2010.5627116. ISBN 978-1-4244-4123-5. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/5627116/>
- [13] NAHAR, Shamsun a Md. ShahNoor BIN MUNIR. Automatic detection of premature ventricular contraction beat using morphological transformation and cross-correlation. *2009 3rd International Conference on Signal Processing and Communication Systems*. IEEE, 2009, 2009,1-4. [cit. 2018-11-29] DOI: 10.1109/ICSPCS.2009.5306426. ISBN 978-1-4244-4473-1. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/5306426/>
- [14] CHRISTOV, Ivaylo, Gèrman GÓMEZ-HERRERO, Vessela KRASTEVA, Irena JEKOVA, Atanas GOTCHEV a Karen EGIAZARIAN. *Comparative study of morphological and time-frequency ECG descriptors for heartbeat classification*. 2006, **28**(9), 876-887. [cit. 2018-11-29] DOI: 10.1016/j.medengphy.2005.12.010. ISSN 13504533. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S135045330600004X>
- [15] GHARIEB, R. R., M. MASSOUD, S. NADY a M. MONESS. Fuzzy c-means in features space of Teager-Kaiser Energy of continuous wavelet coefficients for detection of PVC beats in ECG. *2016 8th Cairo International Biomedical Engineering Conference (CIBEC)*. IEEE, 2016, 2016, 72-75. [cit. 2018-11-29] DOI: 10.1109/CIBEC.2016.7836123. ISBN 978-1-5090-2987-7. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7836123/>
- [16] BOUCHIKHI, Sarra, Amina BOUBLENTA a Mohamed Amine CHIKH. Discrete hidden Markov model classifier for premature ventricular contraction detection. *International Journal of Biomedical Engineering and Technology*. 2015, **17**(4). [cit. 2018-12-30]. DOI: 10.1504/IJBET.2015.069403. ISSN 1752-6418. Dostupné také z: <http://www.inderscience.com/link.php?id=69403>
- [17] LIU, Xiuling, Haiman DU, Guanglei WANG, Suiping ZHOU a Hong ZHANG. Automatic diagnosis of premature ventricular contraction based on Lyapunov exponents and LVQ neural network. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. 2015, **122**(1), 47-55. [cit. 2018-12-30]. DOI: 10.1016/j.cmpb.2015.06.010. ISSN 01692607. Dostupné také z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0169260715001777>
- [18] CHROBÁK, Martin a Jiří KOZUMPLÍK. Porovnání nejpoužívanějších algoritmů pro detekci intervalu QT. *Elektrorevue* [online]. 2013 [cit. 2018-12-30]. ISSN 1213-1539.
- [19] MIT-BIH Arrhythmia Database Directory. MIT-BIH Arrhythmia Database Directory [online]. Cambridge, MA, USA, 1997 [cit. 2019-05-23]. Dostupné z: <https://physionet.org/physiobank/database/html/mitdbdir/mitdbdir.htm>