



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 KOMOROVÝCH EXTRASYSTOL POMOCÍ VYSOKOFREKVENČNÍCH SLOŽEK EKG

DETECTION OF VENTRICULAR EXTRASYSTOLES USING HIGH-FREQUENCY COMPONENTS OF ECG

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

SEMESTRAL THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Barbora Budíková

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Radovan Smíšek

BRNO 2018

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor **Biomedicínská technika a bioinformatika**
Ústav biomedicínského inženýrství

Studentka: Barbora Budíková

ID: 186020

Ročník: 3

Akademický rok: 2017/18

NÁZEV TÉMATU:

Detekce komorových extrasystol pomocí vysokofrekvenčních složek EKG

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s elektrofyziologií srdce a s patologií komorová extrasystola. 2) Seznamte se s principem analýzy vysokofrekvenčních složek EKG. 3) Navrhněte algoritmy pro vhodné zpracování vysokofrekvenčních složek EKG pro detekci komorových extrasystol a tyto algoritmy realizujte v programovém prostředí MATLAB. 4) Algoritmy otestujte na dostupných signálech vysokofrekvenčního EKG a dle výsledků testování algoritmy optimalizujte. 5) Statisticky zhodnoťte dosaženou úspěšnost detekce komorových extrasystol. 6) Porovnejte dosaženou úspěšnost s úspěšností, která byla dosažena jinými autory při použití nízkofrekvenčního EKG.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] HAMPTON, J. R. EKG v praxi: překlad 4. vydání. 2. české vyd. Překlad Eliška Potluková. Praha: Grada, 2007, 362 s. ISBN 978-80-247-1448-6.

[2] JURAK, Pavel, Josef HALAMEK, Pavel LEINVEBER, Tereza REICHLOVA, Filip PLESINGER, Petr VESELY, Vlastimil VONDRA, Petr KLIMES, Josef SUMBERA, Karel ZEMAN a Miroslav NOVAK, 2014. Time-frequency interpretation of ultra-high-frequency QRS components. 2014 8th Conference of the European Study Group on Cardiovascular Oscillations (ESGCO) [online]. č. Esgco, s. 75–76.

Termín zadání: 5.2.2018

Termín odevzdání: 25.5.2018

Vedoucí práce: Ing. Radovan Smíšek

Konzultant:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

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

Abstrakt

Patologie komorová extrasystola se běžně detekuje pomocí šířky a dalších parametrů komplexu QRS. Tato práce představuje rozpoznání extrasystol pomocí vysokofrekvenčních složek EKG, které bylo snímáno za zvláštních podmínek, a zhodnocení úspěšnosti této metody. Detekce je realizována algoritmem v programovacím prostředí Matlab a jejím výstupem je mapa zobrazující postup předčasného stahu srdcem a rozhodnutí, zda se jedná o komorovou extrasystolu nebo fyziologický komplex QRS.

Klíčová slova:

EKG, komorové extrasystoly, vysokofrekvenční složky, detekce, mapa šíření impulsu

Abstract

Pathology of the ventricular extrasystole is commonly detected by comparing the width and other parameters of the QRS complex. This work represents recognition of extrasystoles using high-frequency ECG components, captured under special conditions, and rating of succes of this method. The detection is performed by algorithm in the Matlab programming environment and its output is an impulse propagation map and a decision, whether the complex is a ventricular extrasystole or a physiological complex QRS.

Keywords:

ECG, ventricular extrasystoles, high-frequency components, detection, impulse propagation map

BUDÍKOVÁ, B. *Detekce komorových extrasystol pomocí vysokofrekvenčních složek EKG*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2018. 52 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Radovan Smíšek.

Prohlášení

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci na téma Detekce komorových extrasystol pomocí vysokofrekvenčních složek EKG jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího závěrečné 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 tohoto projektu jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědoma následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009Sb.

V Brně dne

.....

Barbora Budíková

Poděkování

Ráda bych poděkovala Ing. Radovanu Smíškovi za vedení, cenné rady, věcné připomínky a trpělivost při konzultacích. Dále děkuji matce za podporu po celou dobu studia.

V Brně dne

.....

Barbora Budíková

Obsah

Seznam obrázků	8
Použité zkratky	10
Úvod	11
1 Elektrická činnost srdce	12
1.1 Popis pomocí EKG.....	13
1.2 Patologické EKG.....	15
1.3 Extrasystoly	16
1.3.1 Síňové a junkční extrasystoly	17
1.3.2 Komorové extrasystoly.....	18
1.3.3 Klasifikace komorových extrasystol	18
2 Vysokofrekvenční EKG	20
2.1 Aplikace v diagnostice ischemií	20
2.2 Posouzení účinnosti aplikace BiV stimulátoru	21
2.3 Frekvenční mapy a flames	22
2.4 Transformace vysokofrekvenčního záznamu EKG na audiozáznam.....	23
2.5 Zobrazení šíření impulsu srdcem pomocí map	24
3 Realizace detekčního algoritmu	26
3.1 Načtení dat, předzpracování	27
3.2 Výběr komplexů QRS, kumulace	28
3.3 Výpočet obálky	29
3.4 Tvorba a interpretace mapy	30
3.5 Detekce	31
3.5.1 Maximální velikost napětí	32
3.5.2 Parametry hodnotící šíři nadprahové části impulsu	32
3.5.3 Hodnocení směrodatných odchylek	33

3.5.4	Sklon šíření impulsu	34
3.5.5	Rozsah hodnot.....	35
4	Statistické zhodnocení	36
4.1	Hodnocení šíře impulsu	37
4.2	Hodnocení směrodatných odchylek začátků a konců impulsů	40
4.3	Hodnocení maximálního napětí impulsu	42
4.4	Sklon šíření impulsu a rozsah hodnot	43
5	Srovnání s jinými metodami	46
5.1	Spojení neuronových sítí a binárního rozhodovacího stromu	46
5.2	Hybridní síť spojující fuzzy logiku a vícevrstvou neuronovou síť	47
5.3	Analýza hlavních komponent, lineární diskriminační analýza a pravděpodobnostní neuronová síť	47
5.4	Klasifikace pomocí Hermitových polynomů a fuzzy neuronové sítě	48
5.5	Jádrová analýza hlavních komponent a strojové učení	48
5.6	Srovnání dříve publikovaných metod s navrženou metodou detekce s využitím vysokofrekvenčních složek.....	49
	Závěr	50
	Literatura	51

Seznam obrázků

Obrázek 1	Převodní systém srdce (převzato a upraveno z [1])	12
Obrázek 2	Rozložení hrudních elektrod V1 až V6 kolem srdce (převzato a upraveno z [2]).....	13
Obrázek 3	Základní křivka EKG s některými důležitými útvary a intervaly (převzato a upraveno z [3]).....	15
Obrázek 4	Typické supraventrikulární (značené „xx“) a komorové (značené „x“) extrasystoly (převzato z[2])	17
Obrázek 5	Lownova klasifikace KES (převzato z [8]).....	19
Obrázek 6	Srovnání výsledků dosažených oběma metodami, PW a peak to peak jsou parametry uvedené výše (převzato a upraveno z [11])	21
Obrázek 7	Ukázka frekvenčních map a flames (převzato a upraveno z [10]).....	23
Obrázek 8	Mapy zobrazující šíření depolarizace srdcem. Pravá část zobrazuje fyziologický záznam a levá část patologie blokády levého Tawarova raménka (převzato a upraveno [14])	25
Obrázek 9	Blokové schéma algoritmu	26
Obrázek 10	Krátký úsek signálu před (nahore) a po (dole) filtraci vysokofrekvenčních složek.....	28
Obrázek 11	Obálka zkumulovaných extrasystol.....	29
Obrázek 12	Mapa šíření komorové extrasystoly srdcem	30
Obrázek 13	Mapa šíření fyziologického úderu srdcem.....	31
Obrázek 14	Znázornění parametrů hodnotících nadprahové části impulsu (šipka ve svodu V1 znázorňuje maximální a ve svodu V6 minimální šířku nadprahové části)	33
Obrázek 15	Mapa šíření komorové extrasystoly jiné morfologie.....	34
Obrázek 16	Znázornění osmého parametru na mapě fyziologického komplexu (vlevo) a na mapě KES (vpravo) (detaily grafů znázorňuje obrázek 13 a obrázek 15)	35
Obrázek 17	Krabicový graf zobrazující rozložení maximálního počtu vzorků nadprahové části impulsu	38
Obrázek 18	Krabicový graf zobrazující rozložení minimálního počtu vzorků nadprahové	

části impulsu	39
Obrázek 19 Krabicový graf zobrazující rozložení průměrného počtu vzorků nadprahové části impulsu	40
Obrázek 20 Krabicový graf zobrazující rozložení maximálních směrodatných odchylek počtu vzorků v nadprahové části impulsu	41
Obrázek 21 Krabicový graf zobrazující rozložení maximálních napětí impulsů	42
Obrázek 22 Krabicový graf zobrazující rozložení parametru sklon šíření impulsu	44
Obrázek 23 Krabicový graf zobrazující rozsahy napětí	45

Použité zkratky

SA	sinoatriální
AV	atrioventrikulární
EKG	elektrokardiogram
KES	komorové extrasystoly
BiV	biventrikulární
FNUSA	Fakultní nemocnice u sv. Anny
STE	speckle tracking echokardiografie
KPCA	Kernel principal component analysis (jádrová analýza hlavních komponent)

Úvod

Komorové extrasystoly představují jednu z patologií narušujících srdeční rytmus a při častém opakování mohou být zdrojem zdravotních problémů. Na křivce EKG jsou dobře rozpoznatelné pro charakteristickou šířku a vertikální rozsah.

Vedle toho analýza vysokofrekvenčních složek EKG je poměrně nová skupina metod, využívající EKG získané za zvláštních podmínek. Od toho standardního se liší vysokou vzorkovací frekvencí. Snímaný signál tedy poskytuje informace v doposud neprozkoumaném frekvenčním pásmu. Ve fázi výzkumu však bylo vysokofrekvenční EKG již úspěšně použito pro několik aplikací.

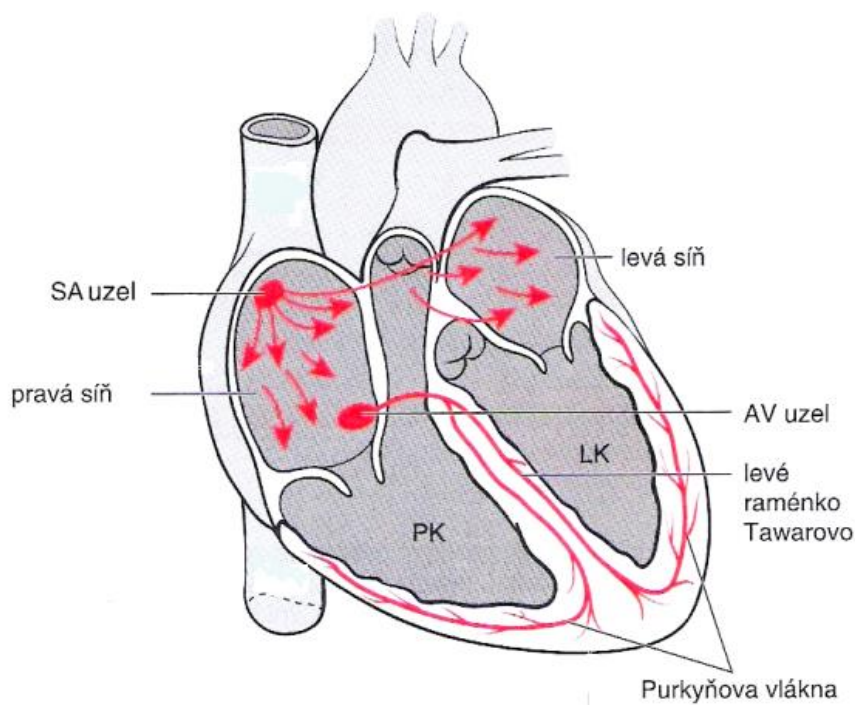
Cílem práce je realizace detekce a analýzy patologie komorová extrasystola ve vysokofrekvenčním signálu EKG. Analýza extrasystolických komplexů dle dostupné literatury doposud nebyla pomocí vysokofrekvenčních složek EKG realizována, může však nabízet nové informace o této patologii.

Bakalářská práce popisuje v první kapitole teoretické poznatky o elektrické činnosti srdce a popisu pomocí EKG. Druhá kapitola práce se věnuje některým již vyzkoušeným aplikacím analýzy vysokofrekvenčních složek EKG. Třetí kapitola obsahuje podrobný popis realizace detekčního algoritmu a čtvrtá kapitola představuje výsledky a hodnotí je. V poslední části jsou potom uvedeny výsledky včetně srovnání s publikovanými metodami pracujícími s nízkofrekvenčním EKG.

1 Elektrická činnost srdce

Cílem této kapitoly je uvedení do problematiky elektrické aktivity srdce, záznamu této aktivity a rozlišení fyziologické a patologické podoby se zvláštním zaměřením na extrasystoly.

Každý srdeční cyklus je doprovázen řadou elektrických změn na různých částech srdce. Elektrické změny na úrovni buňky srdeční svaloviny jsou zajišťovány transportem sodíkových (Na^+) a draselných (K^+) iontů, což způsobí změnu napětí mezi prostředím v buňce a mimo ni. Pokud je změna napětí mezi intracelulárním a extracelulárním prostředím nadprahová, mluvíme o vzniku akčního potenciálu. Soustavu buněk zajišťujících vznik a šíření elektrických impulzů nazýváme převodní systém srdce. Cesty šíření vzruchu tímto systémem zobrazuje obrázek 1.



Obrázek 1 Převodní systém srdce (převzato a upraveno z [1])

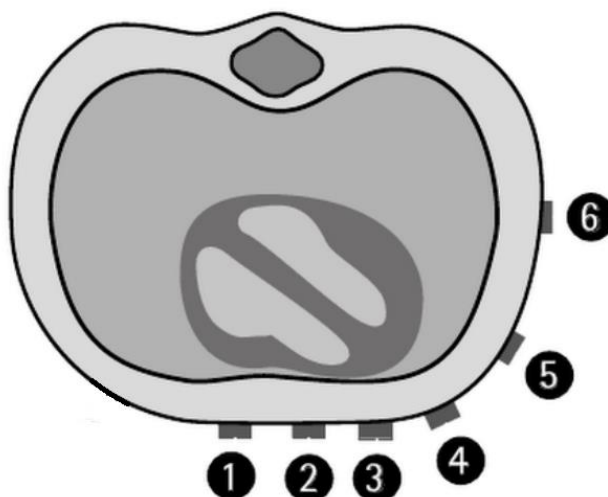
U správně pracujícího srdce impuls vzniká a šíří se od sinoatriálního (SA) uzlu, což je specializované místo ve svalovině pravé síně. Vyznačuje se vysokou mírou automacie, což znamená, že impulzy vytváří bez vnějšího podráždění. Touto vlastností se vyznačují i další části převodního systému, ale v menší míře. Vliv na frekvenci generování impulzů má vegetativní nervstvo, hormonální a chemická regulace.

Z SA uzlu se impuls šíří pravou a potom dále levou síní až do atrioventrikulárního (AV) uzlu, který se nachází ve spodní části pravé síně a impuls zpomaluje. Toto zpomalení je důležité, protože umožňuje, aby se komory naplnily krví. Pokud z nějakého důvodu SA uzel negeneruje automaticky nové impulsy nebo jsou tyto impulzy na cestě k AV uzlu blokovány, úlohu pacemakeru (tedy zdroje počátečních impulzů) přebírá právě AV uzel. Z AV uzlu je signál dále veden do Hisova svazku a Tawarových ramének, které se větví na četná Purkyňova vlákna. Ty potom šíří signál do pravé i levé komory. Směr šíření je od mezikomorové přepážky dále po stěnách komor. [1]

1.1 Popis pomocí EKG

Pro posouzení správného či nesprávného fungování srdce se mimo jiné vyšetřovací metody využívá zejména zobrazení funkce pomocí elektrokardiogramu (EKG). Jde o záznam elektrické aktivity srdce získaný pomocí přístroje s názvem elektrokardiograf.

Záznam se získává pomocí souboru elektrod umístěných na těle pacienta. Elektrod je celkem deset, přičemž čtyři končetinové jsou umístěny na horních i dolních končetinách a šest hrudních obklopuje srdce z přední a boční strany hrudníku. Jejich rozložení kolem srdce zobrazuje obrázek 2. Zejména signály vycházející z hrudních elektrod vypovídají o šíření signálu částmi srdce. Jednotlivé elektrody snímají elektrický signál přicházející ze srdce a jejich porovnáním (vzájemným či proti referenční hodnotě) vznikají elektrické obrazy aktivity srdce zvané svody.



Obrázek 2 Rozložení hrudních elektrod V1 až V6 kolem srdce (převzato a upraveno z [2])

Nejběžněji se snímá dvanáctisvodové EKG, výsledkem je tedy 12 křivek vypovídajících o celkové aktivitě srdce. Hrudní svody vycházející z hrudních elektrod mají díky jejich různému postavení vůči srdci možnost snímat aktivitu jednotlivých částí srdce. Proto ze svodů V1 a V2 lze nejlépe usuzovat o aktivitě pravé komory, ze svodů V3 a V4 o činnosti mezikomorového septa a přední stěny levé komory a svody V5 a V6 nejlépe vypovídají o procesech na přední a laterální stěně levé komory. [3]

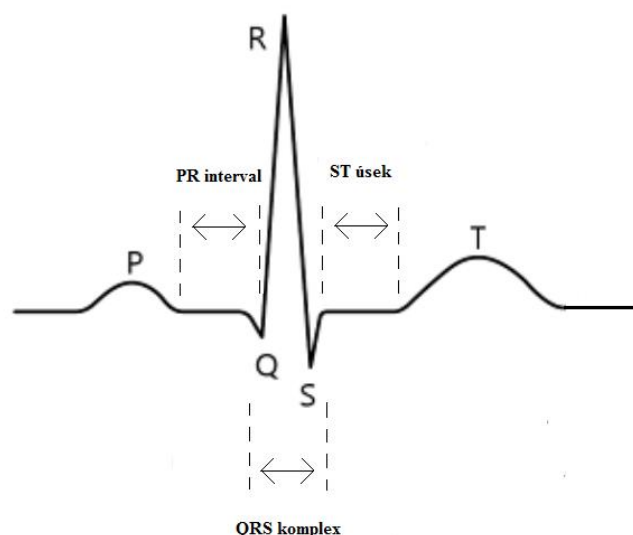
V některých případech lze využít třísvodové EKG. V takovémto uspořádání jsou na sebe svody navzájem po dvou kolmé a systém nazýváme ortogonální.

Základem zaznamenávání EKG je zápis kladné výchylky při šíření depolarizační vlny směrem k určitému svodu a zápis negativní výchylky při šíření opačným směrem. Stejná aktivita tedy je na různých svodech zaznamenána zcela odlišně a je nutná znalost umístění jednotlivých svodů.

K zápisu EKG se používá standardizovaný čtverečkový papír, přičemž velikost jednoho velkého čtverce je 5 mm a odpovídá 200 ms. V jednom velkém čtverci je dále 5x5 malých čtverců pro přesnější odhad. Standardní rychlost posunu papíru je 25 mm/s. Záznam na takovémto papíře usnadňuje odhad jednotlivých časových intervalů. [3]

Obrázek 3 znázorňuje schematicky zakreslený jeden srdeční cyklus zobrazený pomocí EKG. Na křivce lze identifikovat několik základních útvarů [1],[4]:

- *vlna P* odpovídá depolarizaci obou síní,
- *interval PR* nám dává informaci o čase, který je potřeba k průniku impulzu ze síní přes AV uzel a Hisův svazek do komor,
- *komplex QRS* zobrazuje postup depolarizace komorami prostřednictvím Purkyňových vláken,
- *úsek ST* informuje o stavu depolarizace komor,
- *vlna T* odpovídá repolarizaci komor,
- *vlna U* je malá vlna, která v ojedinělých případech následuje vlnu T a jejíž význam není zcela objasněn.



Obrázek 3 Základní křivka EKG s některými důležitými útvary a intervaly (převzato a upraveno z [3])

K repolarizaci síní dochází ve chvíli, kdy už se depolarizují komory, tento elektrický impuls je tedy zahrnut v rámci komplexu QRS. Svalovina komor je oproti těm síňovým výrazně mohutnější, a i elektrické impulzy síňového původu jsou vedle těch komorových nepatrné. Proto repolarizaci síní nezaznamenáváme jako samostatný impuls.

1.2 Patologické EKG

V případě, že křivka EKG neodpovídá té fyziologicky předpokládané, je nutné hledat zdroj patologie. Ten může spočívat ve více příčinách, které mohou být rozděleny do tří základních skupin. Jednotlivé skupiny patologií však nelze zcela oddělit a často se navzájem doprovázejí.

První skupinu tvoří poruchy způsobené chybou v převodním systému. Za předpokladu, že vytváření impulsu v SA uzlu je zachováno, rozlišujeme chyby v převodu podle jednotlivých částí převodního systému. Pokud je elektrický signál opožděn v AV uzlu či Hisově svazku více než je přirozené, mluvíme o AV blokádě prvního, druhého či třetího stupně. Při poruchách vedení Tawarovými raménky potom mluvíme o blokádě pravého či levého Tawarova raménka.

Další skupinou patologií jsou hypertrofie, tedy ztlustění srdeční tkáně. Zároveň s hypertrofiemi je třeba zmínit plicní embolii, která se rovněž projevuje patologickým EKG. V případě plicní embolie může EKG vypadat podobně, jako při hypertrofii pravé komory.

Posledním typem chyb, které způsobují nález patologického EKG, jsou chyby v srdečním rytmu. Spontánních depolarizací je schopno více částí srdce, řízení zajišťuje vždy ta s nejvyšší frekvencí vysílání impulsů. Ve fyziologickém případě je to SA uzel. V tom případě mluvíme o sinusovém rytmu. Frekvence může být normální, tedy přibližně 60–100 cyklů/min. Sinusový rytmus však může být jak vyšší než je norma (tachykardie), tak i nižší (bradykardie). [3], [5]

Při tachykardii s frekvencí vyšší než 250 cyklů/min (v tomto případě jde o frekvenci síní, frekvence komor je jiná) dochází k flutteru síní. Ten je charakteristický pilovitými vlnami F. Jednomu komplexu QRS připadá více vln F a někdy se tyto vlny v komplexu i ztrácí.[1]

Na rozdíl od flutteru, který má stále pravidelný charakter, je fibrilace nepravidelná a nesynchronní aktivita jednotlivých srdečních vláken. Ta se kontrahují nezávisle na sobě a v případě fibrilace komor srdce zcela selhává ve své funkci pumpy.

V případě, že SA uzel není schopen vysílat dostatečně silné impulzy v dostatečné frekvenci, přebírá jeho funkci jiná část srdce. SA uzel je tzv. primárním pacemakerem, sekundárním zdrojem rytmu je AV uzel. Mluvíme potom o rytmu nodálním nebo junkčním. Jeho frekvence je přibližně 40-60 cyklů/min. Další místa, ve kterých může vznikat náhradní rytmus, jsou síňový myokard a svalovina komor. Frekvence, se kterou takové impulzy vznikají je však velice nízká a pohybuje se kolem 20-40 cyklů/min. V případě SA uzlu, AV uzlu a síňového myokardu jde o supraventrikulární rytmy, tedy takové, které vznikají v síních. Různí se vzhledem vlny P a délkou segmentu PQ, ale šíření komorami je ve správném směru a komplex QRS je téměř shodným s fyziologickým. Naproti tomu u komorového rytmu vzniklého ve svalovině komor je komplex QRS široký a abnormální. Zvláštním případem chyby v srdečním rytmu je přítomnost tzv. extrasystol. [3], [5]

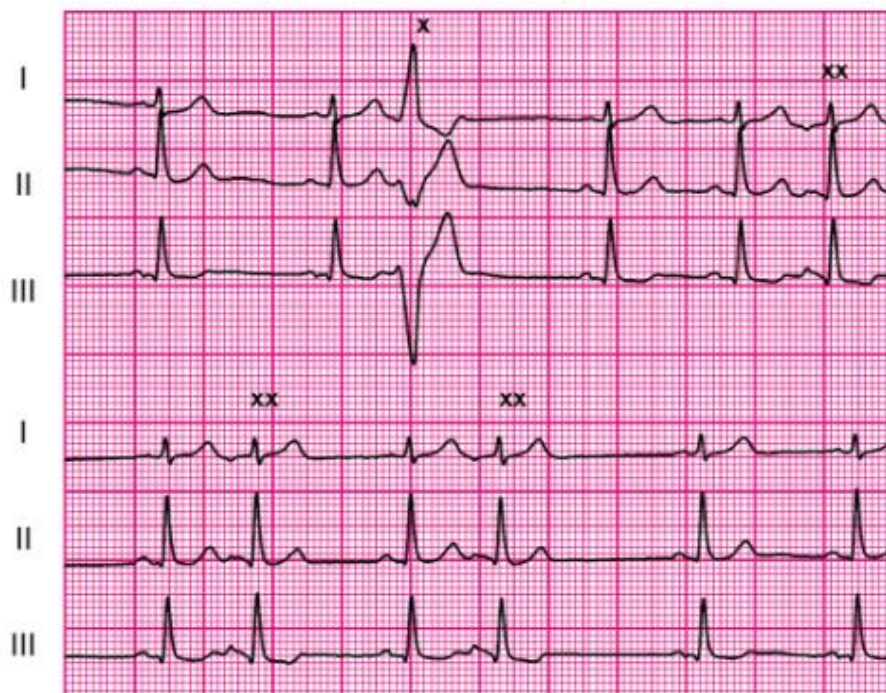
1.3 Extrasystoly

Pod pojmem extrasystola rozumíme předčasný stah srdeční svaloviny v určité části srdce. Někdy jsou nazývány jako ektopické (tedy mající nestandardní lokalizaci). Tento impuls nikdy nevzniká v SA uzlu. Je způsoben spontánní depolarizací v daném místě, která zcela nezapadá do fyziologického rytmu. Jde tedy o chybu v srdečním rytmu. Na rozdíl od náhradních rytmů, které přichází se zpožděním, však extrasystoly přichází předčasně. [3]

Možných příčin vzniku je více a ve většině případů nelze konkrétní příčinu identifikovat. Mezi možné příčiny patří ischemie, hypoxie myokardu, iontový rozvrat či acidóza. Nelze vyloučit účinky některých léků a drog, ale ani kofeinu a nikotinu. [6]

Ne všechny extrasystoly jsou nebezpečné. Všechny však vyžadují pozornost, protože mohou způsobovat další chyby ve vedení vzruchu. [5]

Extrasystoly mohou vznikat v síních i komorách. Ačkoliv jde o jev stejného původu, je třeba tyto dvě skupiny odlišit, protože jsou mezi nimi významné rozdíly. Obrázek 4 zobrazuje oba typy ve své charakteristické podobě popsané dále.



Obrázek 4 Typické supraventrikulární (značené „xx“) a komorové (značené „x“) extrasystoly (převzato z[2])

1.3.1 Síňové a junkční extrasystoly

Extrasystoly mající původ ve svalovině síní (souhrnně supraventrikulární) rozlišujeme dále dle místa vzniku na síňové a junkční.

Síňové extrasystoly charakterizuje abnormální vlna P, avšak standardní komplex QRS. Interval PQ může být buď zachován nebo zkrácen. Vlna P může částečně zasahovat do vlny T předcházejícího cyklu, a může tak být hůře rozpoznatelná. Důsledkem tohoto typu extrasystol může být síňová tachykardie, flutter síní i fibrilace síní. V případě, že impuls depolarizuje buňky SA uzlu, mění se celkový rytmus. Vzdálenost R'-R (vzdálenost od extrasystolického komplexu QRS k dalšímu komplexu) po této extrasystole je tedy přibližně dvojnásobkem standardního R-R intervalu.

Junkční (neboli nodální) extrasystoly vznikají v AV uzlu, a jejich vlna P zcela splývá s komorovým komplexem. Na křivce EKG je tedy většinou nezaznamenáme.

V některých případech lze vlnu P detekovat ihned po komplexu QRS nebo před ním. [1], [6]

1.3.2 Komorové extrasystoly

Komorové extrasystoly (KES) vznikají ve svalovině komor. Vyznačují se zejména širokým abnormálním komplexem QRS. Komplex QRS i následná vlna T mohou být oproti těm fyziologickým převráceny podle osy x (tedy negativní ve svodech, kde by měly být fyziologicky pozitivní a naopak), protože vedení komorami neprobíhá standardními drahami. Vlna P není na křivce EKG zjevná. [5]

Přítomnost KES je spojována se stavy hypoxie, hypokalemie a některými patologiemi. Může jít např. o poškození cípů mitrální chlopně nebo myokarditidu (zánětlivé onemocnění kardiomyocytů). KES se mohou rovněž vyskytovat u jedinců se zcela zdravým srdcem a nemusí značit patologii. V některých případech je původ KES nejasný. [5], [6]

Šíření předčasného vzruchu neodpovídá běžným drahám a může se šířit i retrográdně. AV uzlem však vzruch většinou zpět do síní neprojde. SA uzal tedy generuje impulzy ve standardním rytmu, avšak první depolarizace následující po komorové extrasystole se do svaloviny komor nerozšíří. K tomuto šíření nedojde, protože impulz zastihne AV uzal v jeho refrakterní (tedy nedráždivé) fázi. Důsledkem toho je extrasystola následována pauzou, přičemž interval R'-R odpovídá dvojnásobku standardního R-R intervalu. Tuto pauzu nazýváme kompenzační. [6], [7]

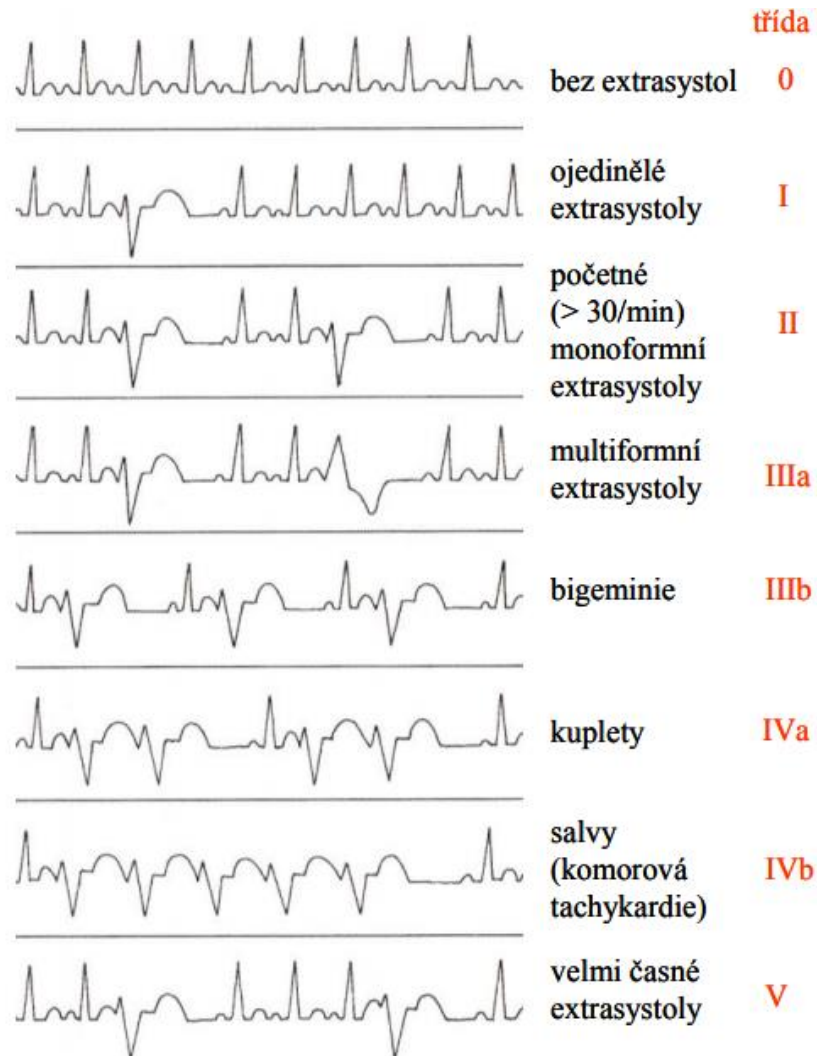
Pokud se v signálu EKG nachází více extrasystol, které mají stejný tvar, je evidentní, že všechny vznikly ve stejném místě. Potom je označujeme jako monotopní (neboli monoforní) extrasystoly. Pokud se od sebe extrasystoly navzájem liší, jsou dvě varianty jejich vzniku. Buď byly generovány ve stejném místě, ale liší se vzájemně způsobem šíření svalovinou nebo mají rozdílnou lokaci vzniku. V druhém případě mluvíme o extrasystolách polytopních (multiforních). [5], [6]

1.3.3 Klasifikace komorových extrasystol

KES nejčastěji klasifikujeme podle Lownova rozdělení do 5 tříd. Platí přitom, že čím vyšší třída, tím závažnější jsou extrasystoly. Tento typ rozdělení není vždy úplně vhodný, není však stanoven lepší a standardizovaný způsob klasifikace.

Lownovu klasifikaci zobrazuje obrázek 5. Je vidět, že extrasystoly se mohou vyskytovat ojedinele a nesouvisejí přitom s rytmem. Původ může přitom být jak monotopní, tak i polytopní. Pokud jsou extrasystoly určitým způsobem svázány s rytmem, označují se pojmy bigeminie (tedy za každým druhým standardním cyklem),

trigeminie (za každým třetím) a dále podobně. Kuplety, triplety a salvy označují extrasystoly repetitivního charakteru. Tento typ může často vyústit do komorové tachykardie. V případě fenoménu R na T se extrasystolický komplex QRS vyskytne už na vlně T minulého cyklu, což může mít za následek fibrilaci komor. [8]



Obrázek 5 Lownova klasifikace KES (převzato z [8])

2 Vysokofrekvenční EKG

Analýza EKG pomocí jeho vysokofrekvenčních složek není doposud klinicky příliš využívaná, ve srovnání s klasickou analýzou však může poskytnout některé přídavné informace.

Při vyšetření pomocí standardního klidového EKG je většinou využíváno 12 svodů a pro analýzu se zkoumá pásmo do 125 Hz. V běžně používaných situacích se používá vzorkovací frekvence do 1000 Hz, často jen 500 Hz nebo 250 Hz. U takto sejmutého signálu je potřeba provést filtraci především síťového brumu (na frekvenci 50 Hz) a driftu (frekvence do 1 Hz). [9]

Naproti tomu vysokofrekvenční EKG se od toho standardního liší především vzorkovací frekvencí, která dosahuje hodnot nad 1 kHz, testováno bylo snímání s vzorkovací frekvencí až 25 kHz. Při analýze vysokofrekvenčních složek se obvykle používá pásmo mezi 250 Hz a 1000 Hz. Aby se eliminovalo síťové rušení, celé měření probíhá v odstíněné Faradayově kleci. Toto stínění však není nutnou podmínkou pro snímání vysokofrekvenčního EKG. [10]

Vyšetření pomocí vysokofrekvenčního EKG je doposud převážně ve fázi výzkumu, kde se zkoumají různé aplikace této metody.

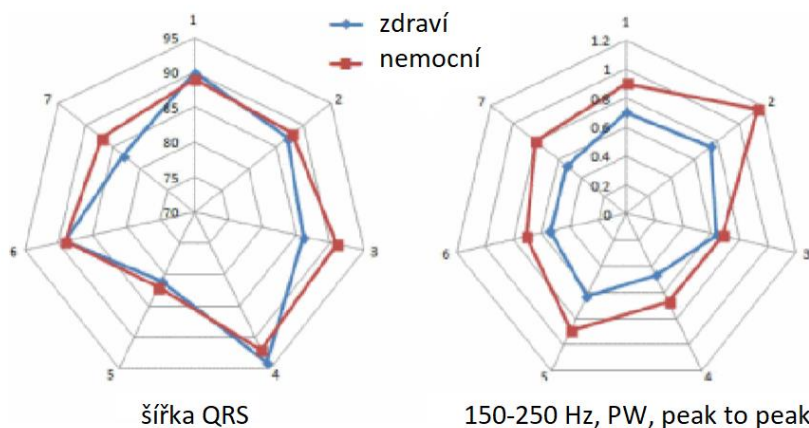
2.1 Aplikace v diagnostice ischemií

Ischémii lze z běžného EKG diagnostikovat na základě inverze vlny T v určitých svodech a předcházejícím nestandardním úseku ST. Jde však spíše o odhady, a ne vždy je výsledek analýzy jednoznačný. Vysokofrekvenční EKG by mohlo být řešením této limitace. [1]

Metoda vychází z analýzy vysokofrekvenčních složek komplexu QRS. Samotné analýze předchází vhodná filtrace a převzorkování. To umožní zaměřit se na vysokofrekvenční složky komplexu QRS. Pomocí Hilbertovy transformace je získána výkonová obálka, která je základem pro zjištění několika parametrů. Po oddělení všech komplexů QRS zatížených artefakty byly komplexy i obálky zprůměrovány.

Pro samotný specializovaný popis se využívá šířka komplexu QRS, šířka výkonové obálky a vzdálenost maxim prvního a posledního píku ze všech průměrovaných obálek.

Metoda byla vyzkoušena na vzorku pacientů s ischemií i bez ní, u kterých nebyly patrné rozdíly na standardním EKG. Výsledky vysokofrekvenční analýzy však tyto dvě skupiny dokázaly poměrně dobře oddělit. Porovnání výsledků dosažených pomocí standardního a vysokofrekvenčního EKG zobrazuje obrázek 6. [11]



Obrázek 6 Srovnání výsledků dosažených oběma metodami, PW a peak to peak jsou parametry uvedené výše (převzato a upraveno z [11])

2.2 Posouzení účinnosti aplikace BiV stimulátoru

Pokud srdce funguje fyziologicky správně, vzruch se šíří synchronně všemi částmi srdce. V případě, že přenos je nesynchronní, užívá se resynchronizační léčba pomocí biventrikulárního (BiV) kardiostimulátoru. Ne všichni pacienti na tuto léčbu však vhodně reagují. Pomocí vysokofrekvenčního EKG lze rozeznat, zda pacient reaguje dle očekávání či nikoli.

Běžnými parametry rozhodujícími o aplikaci BiV stimulátoru jsou délka trvání nebo šíře komplexu QRS, který se při špatném vedení komorami značně prodlužuje, a ejekční frakce levé komory, která se snižuje. Požadovaný efekt je však pouze u přibližně 70 % případů. Proto by bylo velmi užitečné předpovědět, zda bude u daného pacienta léčba úspěšná nebo nikoli. Standardní EKG tuto předpověď neumožňuje.

Při testování této metody se data předzpracovávala podobným způsobem, jako je uveden výše. Předzpracování zde zahrnuje eliminaci nepravidelných komplexů QRS (způsobených např. komorovými extrasystolami) pomocí korelace, filtrování a převzorkování. Pro dosažení obálky byla opět využita Hilbertova transformace.

Parametr, který byl rozhodující pro určení vhodnosti či nevhodnosti léčby byl parametr DYS, přičemž jde o časový interval mezi dvěma maximy obálek signálů ze svodů V1 a V6. Porovnává se DYS před a po implantaci BiV stimulátoru.

Ve výsledcích testování bylo provedeno srovnání změny šířky komplexu QRS před a po implantaci a změny DYS parametru před a po. Zatímco šířka QRS zůstává v obou případech téměř nezměněna, parametr DYS poměrně dobře rozdělil pacienty na skupinu, kde je léčba vhodná a skupinu, která na léčbu vhodně nereaguje. [12]

2.3 Frekvenční mapy a flames

Jiný pohled na analýzu vysokofrekvenčních složek EKG dává analýza pomocí frekvenčních map [10].

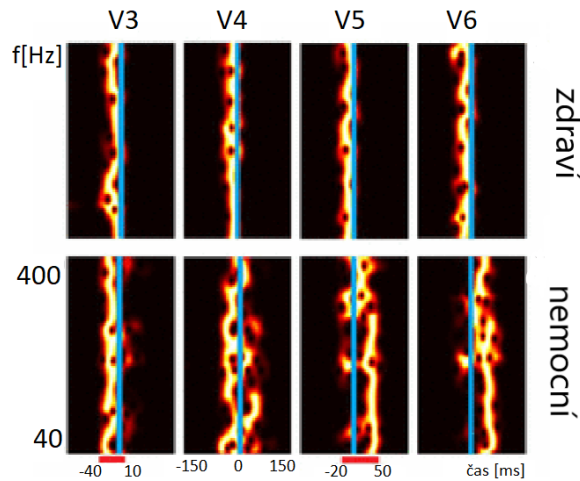
Základem je stejně jako doposud průměrování, korelace a Hilbertova transformace. Výsledkem však jsou mapy, na jejichž vodorovné ose je rozsah -150 ms až 150 ms a na svislé ose je frekvenční pásmo v rozsahu od 0 do 1000 Hz. Předmětem zkoumání je tedy signál v časovém úseku 300 ms kolem komplexu QRS.

Každý řádek mapy odpovídá jednomu frekvenčnímu pásmu o 64 Hz, přičemž skok mezi pásmy byl stanoven na 4 Hz. To znamená 0-64 Hz první pásmo, 4-68 Hz druhé a dále podobně. Každý řádek je přitom odrazem výkonové obálky v tomto frekvenčním pásmu.

Protože výkonové změny s rostoucí frekvencí klesají, jeví se jako vhodná úprava normalizace na logaritmické měřítko. Tak je možné konfrontovat stejnou měrou oscilace ve vysokých i nízkých frekvencích.

Výsledkem jsou již zmíněné frekvenční mapy, na nichž jsou různě tvarované tzv. flames (plameny) pojmenované dle vzhledu ohně. Právě podle šířky, tvaru a pravidelnosti těchto obrazců lze určit některé patologie. Obrázek 7 představuje ukázkou těchto map.

Tato metoda byla zkoumána na pacientech zdravých a pacientech se selhávajícím srdcem a byly zaznamenány určité rozdíly v mapách mezi skupinami. Pomocí metody je tedy možné získat užitečné informace o nesynchronním vedení srdcem. [10]



Obrázek 7 Ukázka frekvenčních map a flames (převzato a upraveno z [10])

2.4 Transformace vysokofrekvenčního záznamu EKG na audiozáznam

Další studie [13] se zabývá asynchronním vedením depolarizace komorami a představuje převod vysokofrekvenčního záznamu depolarizace na audiozáznam, který umožňuje snadno vyhodnotit, zda je vedení synchronní nebo asynchronní.

Pro zobrazení asynchronního vedení se v klinické praxi využívají metody jako je Dopplerovská echokardiografie nebo magnetická rezonance, žádná z užívaných metod však nedosahuje dostatečné senzitivity či specificity, což bylo základem pro vznik následujícího algoritmu.

Pro výzkum byla využita data o stejných parametrech, jako v dříve zmíněných článcích. Zaměřuje se na signály ze svodů V1 až V6, které vedení depolarizace srdcem zachycují nejlépe. Ve frekvenčním pásmu od 500 Hz do 1000 Hz byla vypočítána obálka pomocí Hilbertovy transformace, a to pro každý ze zkoumaných svodů zvlášť.

Již z těchto obálek lze určit asynchronní vedení. Jako nejvhodnější k analýze se jeví kombinace grafických výstupů a parametrů (například polohy maxim obálek). Srovnání zdravých a patologických záznamů a přidání hodnoty oproti nízkofrekvenčnímu EKG nabízí popisovaná práce [13].

Dalším krokem práce je převod na audiozáznam. Nejedná se o zvuky vznikající interakcí krve a cév, ale o převod elektrické aktivity. Audiozáznam vysokofrekvenčního EKG obsahuje přídatné informace oproti tomu, kdyby se přehrávalo nízkofrekvenční EKG.

Pro převod bylo nutné obálky nejdříve prodloužit, protože běžná délka depolarizace (mezi 50 ms a 70 ms) by byla nezachytitelná. Sumace obálek svodů V1-3 a V4-6 byla použita jako modulační frekvence k nosné frekvenci mezi 300 Hz a 8000 Hz, čímž vznikly dva audiozáznamy, které by ve fyziologickém záznamu měly být synchronní.

Metoda má určité limity a nedostatky, ukazuje však zajímavý pohled na zkoumání asynchronního vedení vzruchu srdcem. [13]

2.5 Zobrazení šíření impulsu srdcem pomocí map

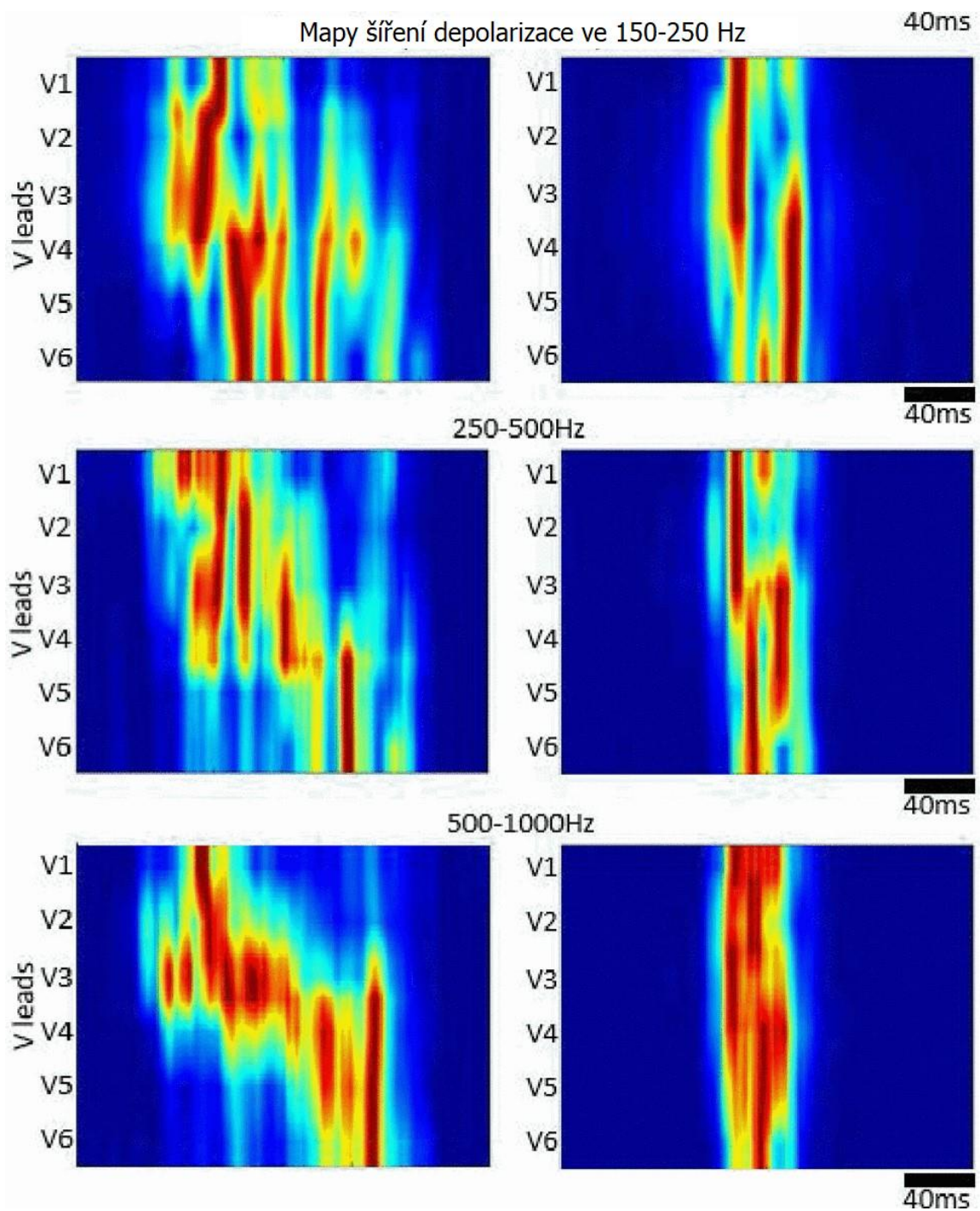
Další možný pohled [14] na analýzu asynchronního vedení popisuje metoda zabývající se vztahem mezi elektrickým a mechanickým asynchronním vedením depolarizace srdcem. Využívá totiž zobrazení pomocí map. Nejedná se přitom o frekvenční mapy, jako tomu bylo v kapitole 2.3, ale spíše o zobrazení šíření depolarizace srdcem v čase.

Základem práce jsou záznamy vysokofrekvenčního EKG o stejných parametrech, jako doposud. V těchto signálech byla provedena detekce vln R a jejich morfologie pomocí korelačních algoritmů. Součástí algoritmu je opět výpočet obálky pomocí Hilbertovy transformace, byla však využita různá frekvenční pásma, konkrétně 150-250 Hz, 250-500 Hz a 500-1000 Hz.

Po dalších úpravách, zahrnujících průměrovací filtr a dolní propust, bylo 6 obálek jednotlivých hrudních svodů převedeno do jedné matice, představující šíření impulsu svody v čase. Z této matice lze potom převodem na barevnou škálu vytvořit výslednou mapu. Příklad takové mapy zobrazuje obrázek 8. Pro určení asynchronního vedení práce dále vypočítá parametr DYS.

Jako ukazatel mechanické aktivity jsou využita data naměřená pomocí speckle tracking echokardiografie (STE). Parametr DYS byl vypočítán i z výsledků této metody a oba výsledné parametry byly dále porovnávány.

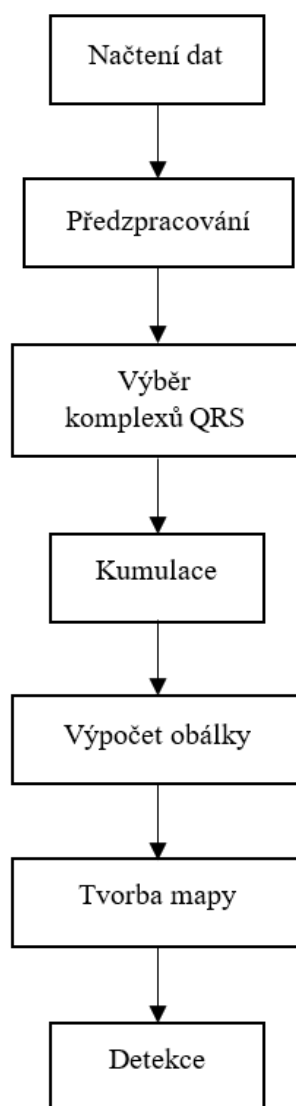
V závěru metoda hodnotí jednak výsledky ve třech různých frekvenčních pásmech a jejich korelaci s výsledky STE. [14]



Obrázek 8 Mapy zobrazující šíření depolarizace srdcem. Pravá část zobrazuje fyziologický záznam a levá část patologii blokady levého Tawarova raménka (převzato a upraveno [14])

3 Realizace detekčního algoritmu

Hlavním cílem této práce je detekce komorových extrasystol pomocí vysokofrekvenčního EKG. Metoda pro detekci byla převzata z článku [14], který byl popsáno v kap. 2.5. Navržený algoritmus byl realizován v programovacím prostředí Matlab. Pro spuštění celého programu stačí spustit spouštěcí skript, který obsahuje souslednost všech potřebných funkcí. Obrázek 9 znázorňuje jeho blokové schéma. Většina programu (tedy vyjma úvodního načtení dat a závěrečného vytvoření mapy a samotné detekce) je součástí *for* cyklu, který zajišťuje, že se algoritmus zpracování zopakuje pro všechny hrudní svody. Na konci každé iterace cyklu se výsledná obálka ukládá do nového řádku matice, která je po dokončení cyklu převedena do mapy.



Obrázek 9 Blokové schéma algoritmu

3.1 Načtení dat, předzpracování

Pro práci byla využita data naměřená v Mezinárodním centru klinického výzkumu ve FNUSA. Jelikož jde o vysokofrekvenční záznam, byla použita vzorkovací frekvence 5000 Hz.

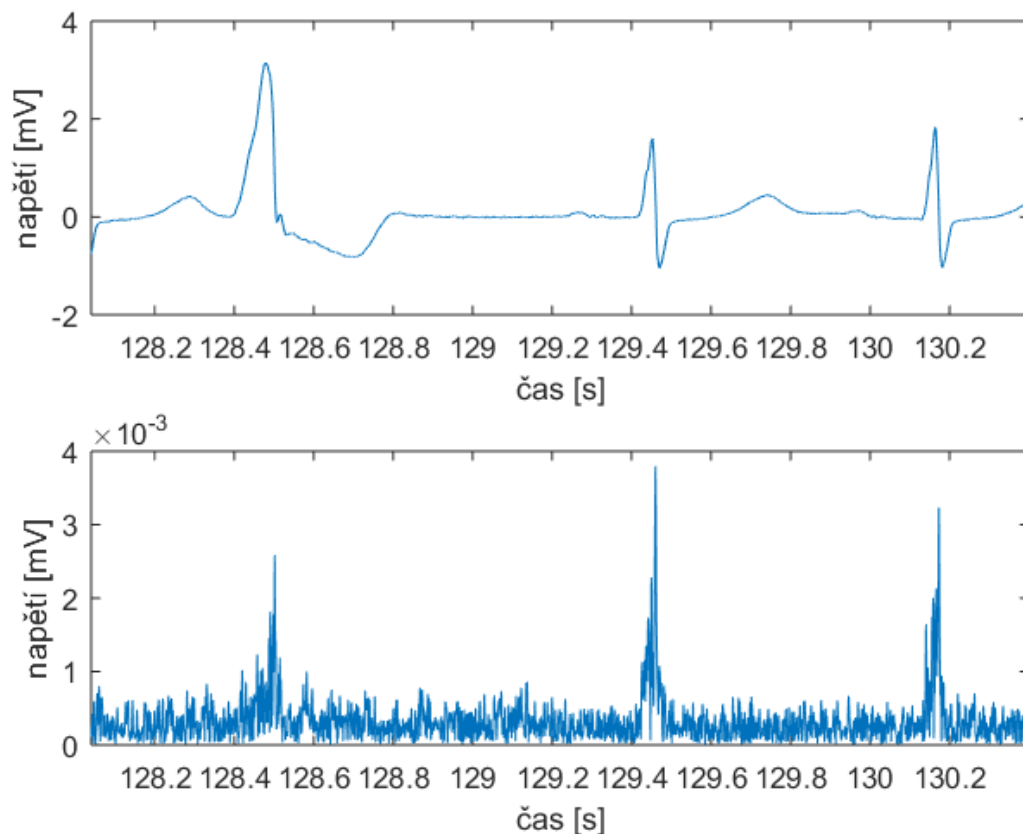
Jedná se o záznam od několika pacientů, přičemž data jednoho pacienta obsahují 23 svodů vysokofrekvenčního EKG (12 standardních a 11 specializovaných), ze kterých je však pro práci použito pouze 6 hrudních. Jde o soubor formátu **.mat*.

Další částí dat je textový soubor, který obsahuje již detekované polohy komplexů QRS a také jejich morfologii, tedy zda se jedná o standardní komplex QRS nebo jde o předčasný stah nebo je komplex zatížen jinou patologií. Díky tomuto doplňkovému souboru není nutné v rámci programu provádět detekci komplexů QRS. Doplňkový soubor nebyl k signálům dodán v jednotném formátu, algoritmus tedy obsahuje více variant načtení dat, včetně dvou pomocných funkcí *importfile* a *loadxml*.

Protože se jedná o detekci z vysokofrekvenčních složek, prvním krokem zpracování dat je filtrace, jejímž výstupem je signál s frekvenčním pásmem 500-1000 Hz. Filtrace byla provedena metodou nulování spektrálních čar. Převod do spektrální oblasti byl uskutečněn pomocí diskrétní Fourierovy transformace. Ta je definována vztahem (1), kde f_n je samotný diskrétní signál o délce n , F_k je transformovaný signál o délce k , T je perioda vzorkování a Ω značí ekvidistantní rozdělení kmitočtové osy. [15]

$$DFT\{f_n\} = \left\{ F_k = \sum_{n=0}^{N-1} f_n * e^{-jk\Omega nT} \right\} \quad (1)$$

Spektrum je nulováním spektrálních čar upraveno tak, aby výsledkem zpětné Fourierovy transformace byl signál s frekvenčním rozsahem v daném pásmu. Po provedení nulování je spektrum převedeno zpět do časové oblasti pomocí zpětné Fourierovy transformace. Obrázek 10 představuje srovnání několika srdečních cyklů z originálního signálu a vysokofrekvenčních složek totožného úseku. Z obrázku lze vyčíst několik informací. Je zjevné, že vysokofrekvenční složky dosahují maximálních napětí o tři řády nižší než nízkofrekvenční složky. První zobrazený komplex QRS je komorová extrasystola a další dva komplexy QRS jsou fyziologické. Je evidentní, že vysokofrekvenční složky komorových extrasystol dosahují nižších napětí, než je tomu u fyziologických komplexů QRS.



Obrázek 10 Krátký úsek signálu před (nahore) a po (dole) filtraci vysokofrekvenčních složek

3.2 Výběr komplexů QRS, kumulace

Komplexy QRS jsou rozděleny do tří skupin podle jejich morfologie. Jde o fyziologické komplexy QRS, komorové extrasystoly a komplexy QRS zatížené jinou patologií. Algoritmus pracuje vždy pouze s komplexy jedné morfologie, přičemž primárním cílem je srovnat výsledky při výběru komorových extrasystol a fyziologických komplexů QRS, aby mohly být tyto dvě skupiny od sebe odděleny.

Dalším krokem je kumulace všech vybraných komplexů do jednoho signálu délky 1501 vzorků, což odpovídá celkem 300 ms. Výběr tohoto úseku o 300 ms je realizován tak, aby detekovaná vlna R byla uprostřed signálu, tzn. ± 150 ms okolo polohy vlny R. Délka je zvolena tak, aby úsek obsahoval celý komplex QRS, ale zároveň už neobsahoval okrajové části předchozího a dalšího komplexu QRS.

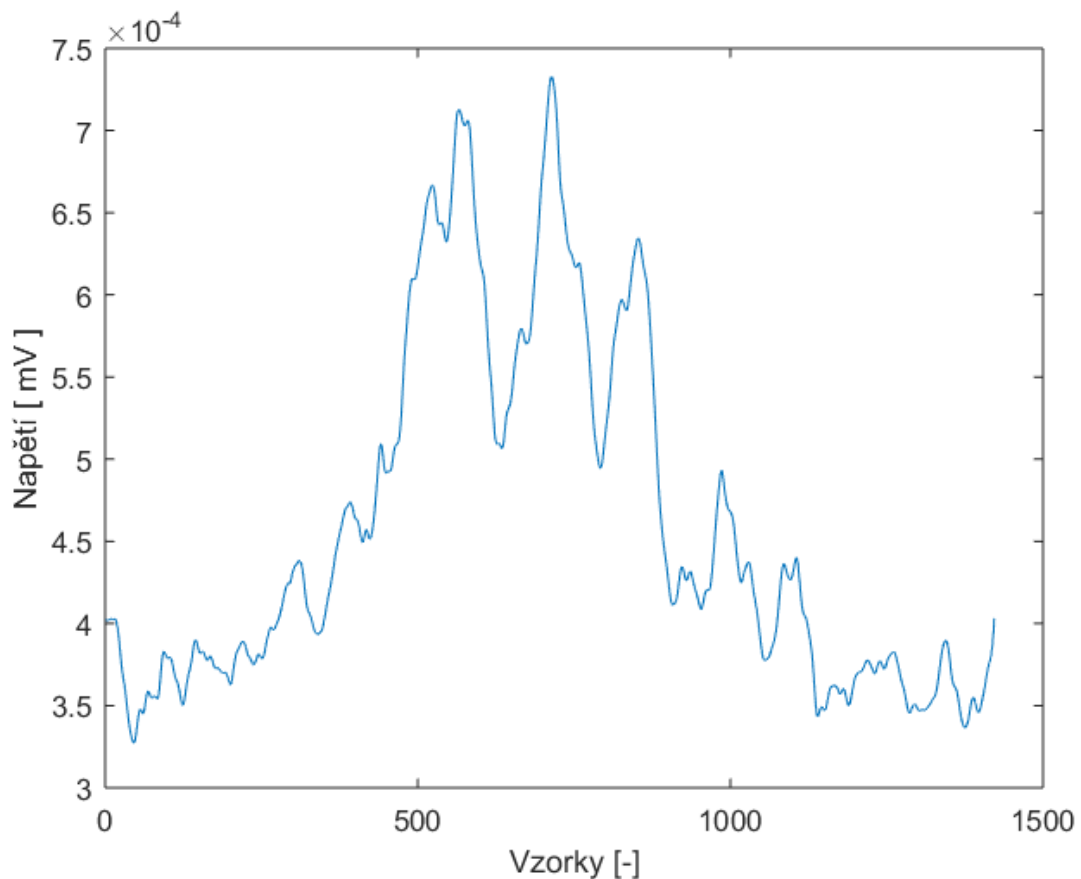
Pro vyhlazení výsledného signálu je po kumulaci použit průměrovací filtr s oknem délky 30 vzorků.

3.3 Výpočet obálky

Výpočet obálky zkumulovaného signálu je obsažen v další funkci programu a je realizován pomocí Hilbertovy transformace. Ta je definovaná vztahem (2), kde $f(t)$ je transformovaný signál a symbol „*“ značí konvoluci. [15]

$$H\{f(t)\} = \frac{1}{\pi} f(t) * \frac{1}{t} = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} f(\tau) \frac{1}{t - \tau} dt \quad (2)$$

Protože Hilbertova transformace zavádí na začátku i konci obálky zkreslení, je obálka ještě na začátku i konci zkrácena o 40 vzorků. Toto zkreslení by výrazně ovlivnilo vzhled výsledné mapy. Do dalších výpočtů tedy vstupuje signál o délce 1421 vzorků. Obrázek 11 zobrazuje výslednou obálku.



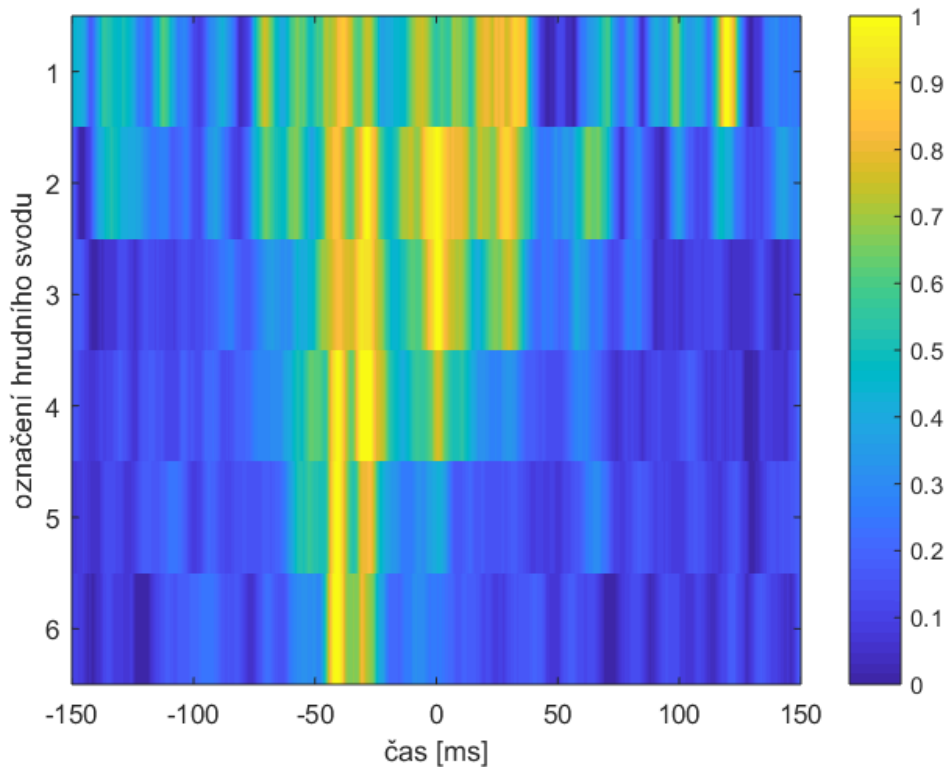
Obrázek 11 Obálka zkumulovaných extrasystol

3.4 Tvorba a interpretace mapy

Jedním z výsledků algoritmu je mapa zobrazující šíření impulsu srdcem. Na ose y jsou seřazeny hrudní svody, zatímco na ose x je zobrazen časový průběh v intervalu od -150 ms do +150 ms okolo detekovaného komplexu QRS (ve skutečnosti je rozsah osy x o něco kratší, kvůli zkrácení obálky o 80 vzorků).

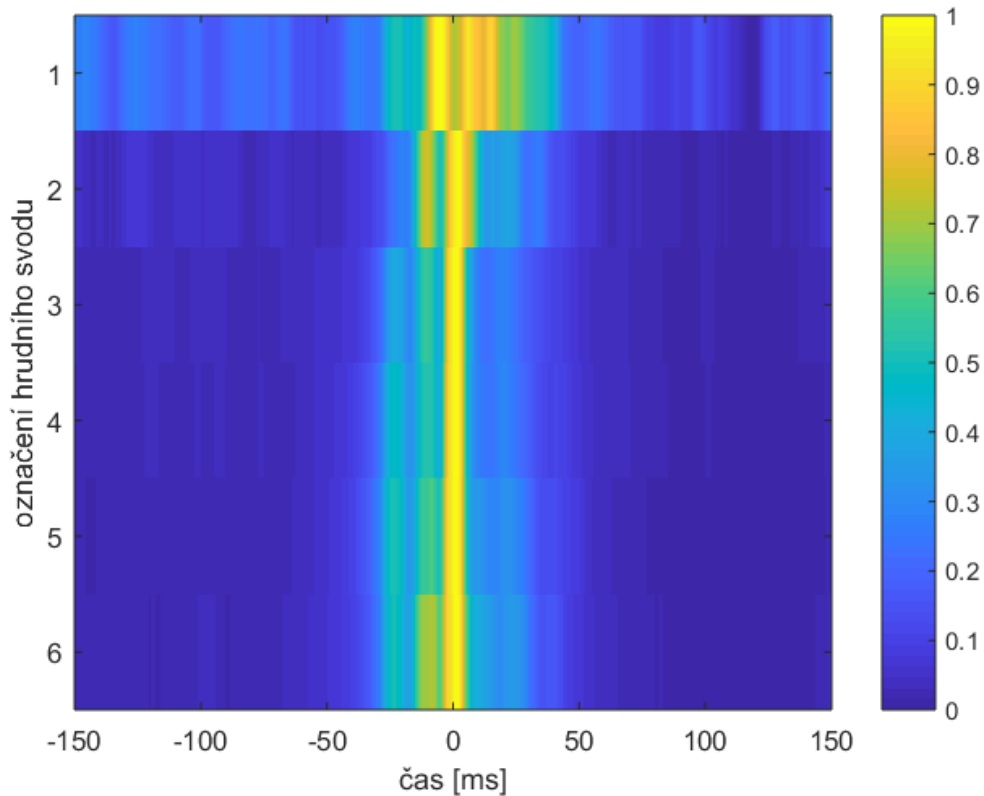
Převod obálek na jednotlivé řádky je realizován poslední funkcí. V první řadě je provedena nutná úprava obálek. Každá obálka zvlášť je normalizována na rozsah od 0 do 1, aby maxima všech svodů dosahovala stejné hodnoty a mapa byla lépe interpretovatelná. Barevná škála tedy odpovídá normovaným hodnotám napětí.

Mapu šíření komorové extrasystoly srdcem zobrazuje obrázek 12. První svody, ve kterých mapa dosahuje maxima (světle žlutá barva), jsou svody V4, V5 a V6. Ty vypovídají o aktivitě levé komory a mezikomorového septa. Tato aktivita se promítá i v prvních třech svodech, nejedná se ale o maximum. Protože svalovina levé komory a mezikomorového septa je silná, může se jejich aktivita promítat i na jiných svodech než na těch, kde je primárně očekávána. Depolarizace (maximum obálky) se dále postupně šíří do pravé komory, která je aktivována s výrazným zpožděním (svod V1) Podle obálky tedy můžeme odvodit, ve které části srdce extrasystola vznikla.



Obrázek 12 Mapa šíření komorové extrasystoly srdcem

Obrázek 13 zobrazuje mapu šíření fyziologického komplexu srdcem. Na rozdíl od mapy šíření extrasystoly jsou maxima synchronně téměř v jedné linii, která je navíc velmi úzká.



Obrázek 13 Mapa šíření fyziologického úderu srdcem

3.5 Detekce

Kromě grafického zobrazení rozdílů mezi fyziologickými komplexy a komorovými extrasystolami (pomocí mapy šíření impulsu srdcem) je rozlišení morfologií provedeno i samotnou detekcí. Detekci realizuje poslední funkce algoritmu. Ta počítá parametry mapy, na základě kterých je odvozeno výsledné skóre, podle kterého je rozhodnuto o přítomnosti či nepřítomnosti komorové extrasystoly.

Na základě podobností a odlišností mezi mapami komorových extrasystol a fyziologických komplexů je stanoveno 9 parametrů. U těchto 9 parametrů je stanoven práh, který rozhoduje, zda parametr vypovídá o fyziologickém komplexu nebo extrasystole. To znamená, že pokud je parametr podprahový, výslednému skóre mapy se přičítá nula. Pokud je parametr nadprahový, výsledné skóre je navýšeno o 1 nebo 2. O tom, jestli se přičte 1 nebo 2, rozhoduje vypovídací hodnota parametru, tedy s jakou úspěšností parametr odděluje obě skupiny morfologií. Přiřazování vah detailně popisuje kapitola 4.

Výsledné skóre může dosáhnout hodnot od 0 do 10. Pokud se skóre nachází v intervalu od 0 do 4, jde o fyziologický komplex. Pokud je skóre vyšší než 4, je detekována komorová extrasystola.

Parametry byly nejdříve testovány na 6 signálech obsahujících jak komorové extrasystoly, tak i fyziologické komplexy. Na základě výsledků těchto šesti signálů jsou stanoveny prahy u jednotlivých parametrů tak, aby obě skupiny oddělovaly co nejlépe.

Optimalizace algoritmu proběhla pomocí dalších signálů. Celkem tak byl algoritmus detekce testován na 43 signálech, přičemž 19 signálů obsahuje pouze fyziologické komplexy QRS, 4 záznamy obsahují fyziologické komplexy QRS i komorové extrasystoly a 20 signálů obsahuje komorové extrasystoly a komplexy QRS zatížené jinou patologií.

V následujících podkapitolách jsou popsány jednotlivé parametry použité k detekci.

3.5.1 Maximální velikost napětí

Prvním hodnoceným parametrem je maximální velikost napětí šířeného impulsu. Tento parametr není posuzován přímo z mapy šíření, protože v ní jsou hodnoty napětí normalizované. K výpočtu se tedy využívá matice sloužící k tvorbě mapy před normalizací.

Rozdíl v maximech napětí mezi komorovými extrasystolami a fyziologickými komplexy je zjevný už po filtraci vysokofrekvenčních složek (viz obrázek 10). Jde však o parametr, kterému byla přiřazena váha 1.

3.5.2 Parametry hodnotící šíři nadprahové části impulsu

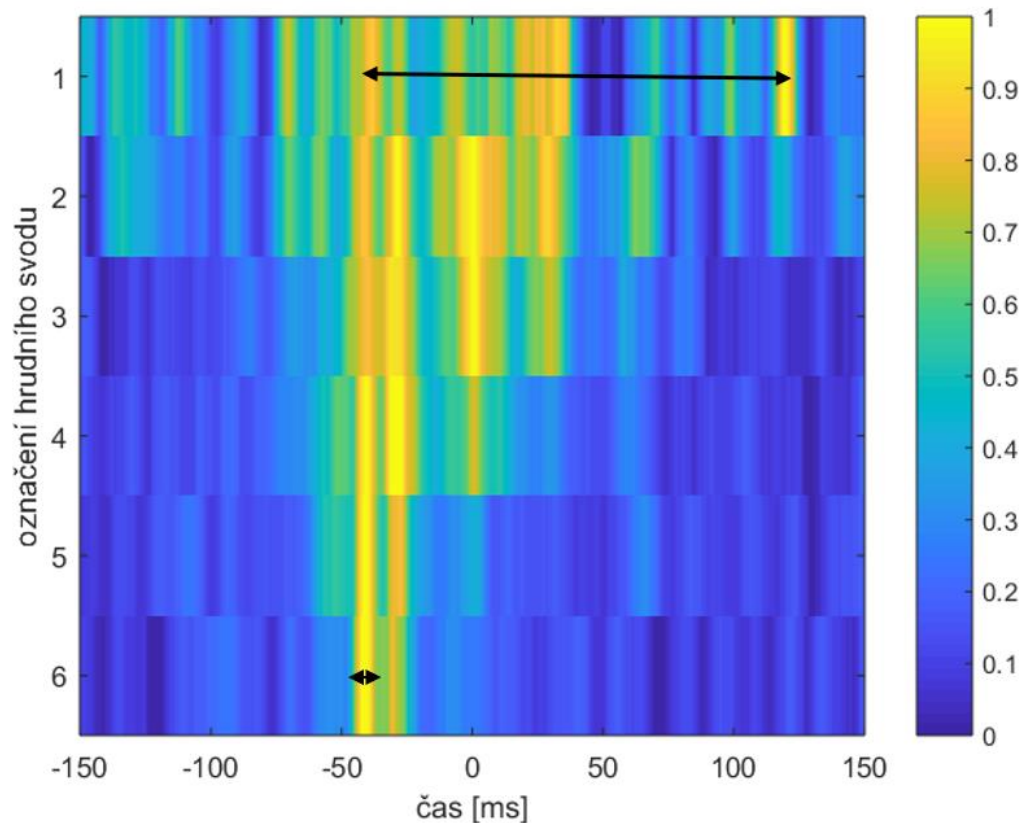
Důležitými parametry jsou maximální a minimální šířka nadprahové části impulsu, protože šíře tohoto pásma je u komorových extrasystol výrazně větší než u fyziologických komplexů QRS.

Nadprahovou částí impulsu je zde myšlena ta část impulsu, kde normalizovaná hodnota napětí dosahuje více než 0,85. Pomocí několika pomocných proměnných je pro každý svod vypočítán počet vzorků, který je mezi prvním a posledním vzorkem dosahujícím nadprahové hodnoty.

Šířka tohoto pásma je vypočtena pro každý svod a pro druhý a třetí parametr je vybrána maximální a minimální hodnota. Názornou ukázkou těchto parametrů představuje obrázek 14.

Maximální šířka je parametr, který je pro komorové extrasystoly typický, a proto mu byla přiřazena váha 2. Minimální šířka je parametrem doplňkovým a je mu přiřazena váha 1.

Ze širší nadprahových pásem byl vypočítán i čtvrtý parametr, což je průměrná šíře nadprahové části impulsu. Průměr byl počítán z výsledků všech svodů. I tento parametr má velice dobrou vypovídací hodnotu (viz kapitola 4), je mu tedy přiřazena váha 2.



Obrázek 14 Znáznornění parametrů hodnotících nadprahové části impulsu (šipka ve svodu V1 znázorňuje maximální a ve svodu V6 minimální šířku nadprahové části)

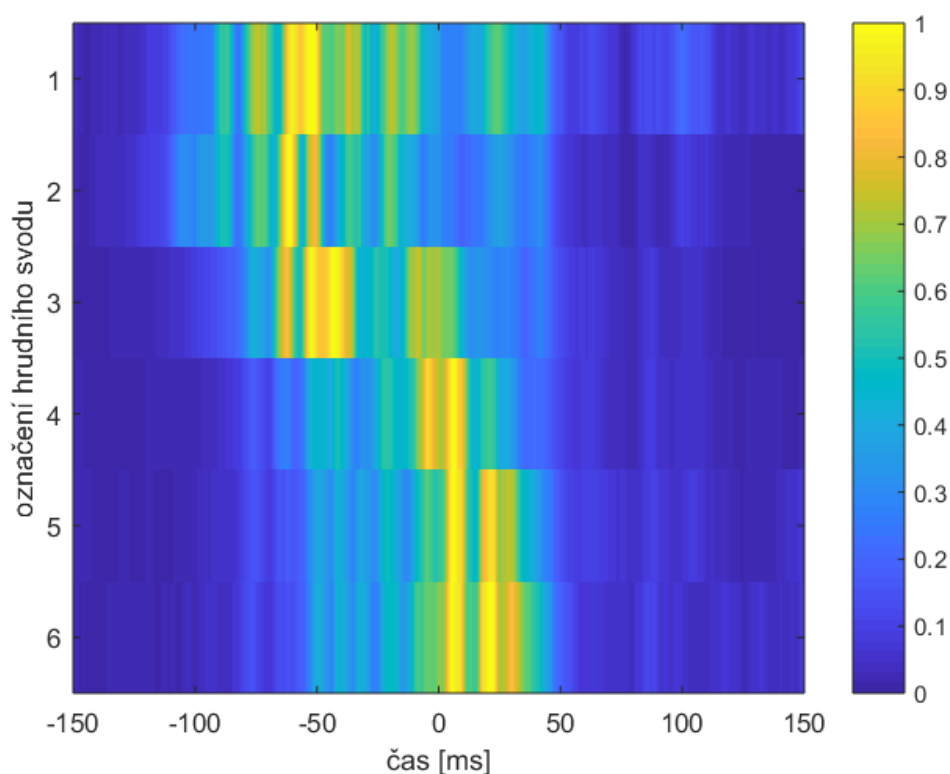
3.5.3 Hodnocení směrodatných odchylek

Dalšími hodnocenými parametry jsou směrodatné odchylky začátků a konců impulsů. Jako začátky a konce impulsů jsou použity první a poslední nadprahové hodnoty zmíněné v předchozích částech. Prahová hodnota je opět 0,85.

Pátým a šestým parametrem jsou tedy směrodatné odchylky začátků a konců ve všech svodech. Jde však pouze o pomocné parametry, které slouží k výpočtu sedmého parametru a není jim tedy přiřazena váha.

V závislosti na poloze vzniku extrasystoly mají mapy různý vzhled. Mapa, kterou zachycuje obrázek 12, má téměř nulovou směrodatnou odchylku začátků impulsů, ale velmi výraznou směrodatnou odchylku konců impulsů. Vedle toho mapa, kterou zobrazuje obrázek 15, má hodnoty těchto dvou parametrů odlišné. Proto se ve výsledném skóre projeví pouze parametr sedmý, což je maximum z předchozích dvou (sedmý parametr je tedy vždy shodný s jedním z parametrů 5 a 6). Jedná se o další důležitý parametr, který má váhu 2.

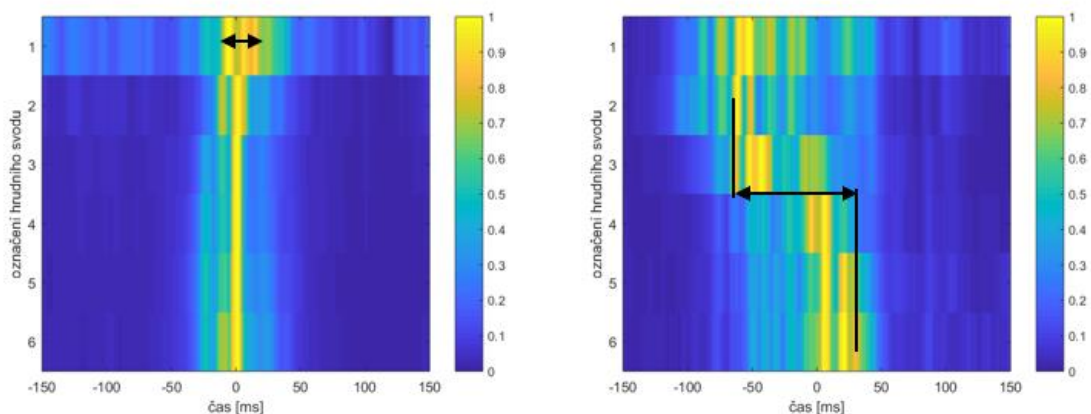
Hodnocení směrodatných odchylek začátků a konců impulsů by mohlo být cennou součástí detekce polohy, kde extrasystoly vznikají.



Obrázek 15 Mapa šíření komorové extrasystoly jiné morfologie

3.5.4 Sklon šíření impulsu

Doplňkovým parametrem je sklon šíření impulsu. Jde o rozdíl posledního a prvního maxima skrz všechny svody. Je tak brán v potaz celý rozsah nadprahových částí mapy (prahovou hodnotou je stále 0,85). Zobrazení parametru u extrasystolické mapy a mapy fyziologického komplexu QRS ukazuje obrázek 16. Jedná se o parametr doplňkový s váhou 1.



Obrázek 16 Znázornění osmého parametru na mapě fyziologického komplexu (vlevo) a na mapě KES (vpravo) (detaily grafů znázorňuje obrázek 13 a obrázek 15)

3.5.5 Rozsah hodnot

Rozsahem hodnot je míněn rozdíl mezi nejvyšší hodnotou napětí a nejnižší hodnotou napětí. Tento poslední parametr je tedy vypočten z matice před normalizací, přičemž je vybráno úplné maximum z celé matice a úplné minimum z celé matice. Jde o poslední parametr s váhou 1, který uzavírá výpočet výsledného skóre.

4 Statistické zhodnocení

Algoritmus byl testován na celkovém počtu 43 záznamů. Celkové výsledky detekce shrnuje tabulka 1.

Tabulka 1 Výsledky testování algoritmu

		Reálné morfologie	
		KES	Fyziologický komplex
Výsledky algoritmu	KES	20	3
	Fyziologický komplex	4	20

Ke zhodnocení úspěšnosti detekce lze použít výpočet celkové úspěšnosti, senzitivity a specificity. Celková úspěšnost je dána vztahem (3), kde A vyjadřuje celkovou úspěšnost, TP značí správně detekované komorové extrasystoly, TN správně detekované fyziologické komplexy QRS, FP falešně detekované KES a FN nedetekované KES.

$$A = \frac{TP + TN}{TP + TN + FP + FN} \quad (3)$$

Výpočet senzitivity (zde značeno SE) je dán vztahem (4), ve kterém mají proměnné stejný význam jako ve vztahu (3), a vyjadřuje pravděpodobnost, že metoda odhalí komplexy skutečně zatížené patologií.

$$SE = \frac{TP}{TP + FN} \quad (4)$$

Specificita testu (zde značeno SP) se vypočítá dle vztahu (5) a popisuje schopnost metody odlišit komplexy QRS, které nejsou komorovými extrasystolami.

$$SP = \frac{TN}{FP + TN} \quad (5)$$

Výsledná celková úspěšnost detekce A je tedy 85,11 %, senzitivita 83,33 % a specificita 86,96 %. Podrobnější statistické hodnocení je problematické kvůli nízkému počtu dosažitelných dat. Lze však hodnotit úspěšnost, s jakou jednotlivé parametry oddělují komorové extrasystoly od fyziologických komplexů QRS a na základě toho jim přiřadit váhy. [16]

4.1 Hodnocení šíře impulsu

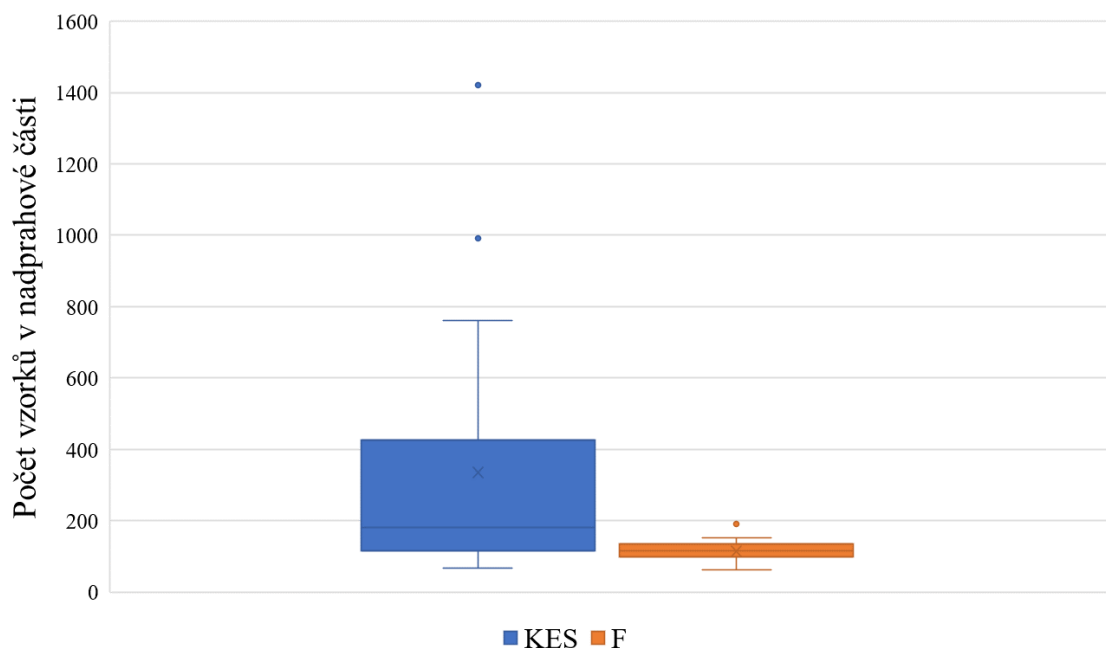
Jedním z parametrů, kterým je přikládána vyšší váha, je maximální šíře nadprahové části impulsu (viz kapitola 3.5.2).

Hodnoty tohoto parametru, kterých dosáhly jednotlivé signály, zobrazuje tabulka 2. Průměrnou hodnotou pro komorové extrasystoly je 335,3 a směrodatná odchylka je 336,1. Vysoká směrodatná odchylka je dána dvěma velmi odlehlými hodnotami. Průměrná hodnota pro fyziologické komplexy je 114,2, směrodatná odchylka 30,3.

Tabulka 2 Hodnoty maximálních šíří impulsu pro jednotlivé záznamy (jednotkou je počet vzorků)

KES	352	284	448	149	762	148	139	93
Fyziologické	67	118	77	100	135	62	148	121
KES	154	184	109	364	66	93	722	533
Fyziologické	115	121	99	140	152	108	117	110
KES	991	1421	142	87	86	176	303	241
Fyziologické	72	132	114	190	116	134	78	

Vhodným způsobem hodnocení může být např. grafické vyjádření krabicovým grafem. To představuje obrázek 17. Tečky v něm představují extrémní (odlehlé) hodnoty, křížky průměrnou hodnotu, čáry v „krabicích“ (podbarvených plochách) vyjadřují medián. Hranice „krabice“ tvoří horní a dolní kvartil, hranice paprsků vycházejících z „krabic“ jsou dány také kvartily, ale posunutými o 1,5 jejich rozdílu na obě strany. Ve všech dalších grafech jsou významy jednotlivých obrázců stejné.



Obrázek 17 Krabicový graf zobrazující rozložení maximálního počtu vzorků nadprahové části impulsu

Z grafu, který zobrazuje obrázek 17, vyplývá, že maximální šíře impulsu komorových extrasystol mají výrazně větší rozptyl než šíře fyziologických komplexů. U obou morfologií je poměrně málo odlehlých hodnot.

Problematické je, že ačkoliv velká část intervalu, ve kterém se vyskytují šíře extrasystolických komplexů není shodná s intervalem pro širší fyziologických komplexů, obráceně to neplatí. Téměř celý interval širší fyziologických komplexů je rovněž součástí intervalu, kde se vyskytují šíře typické pro KES. Tento problém je se vyskytuje i u dalších parametrů.

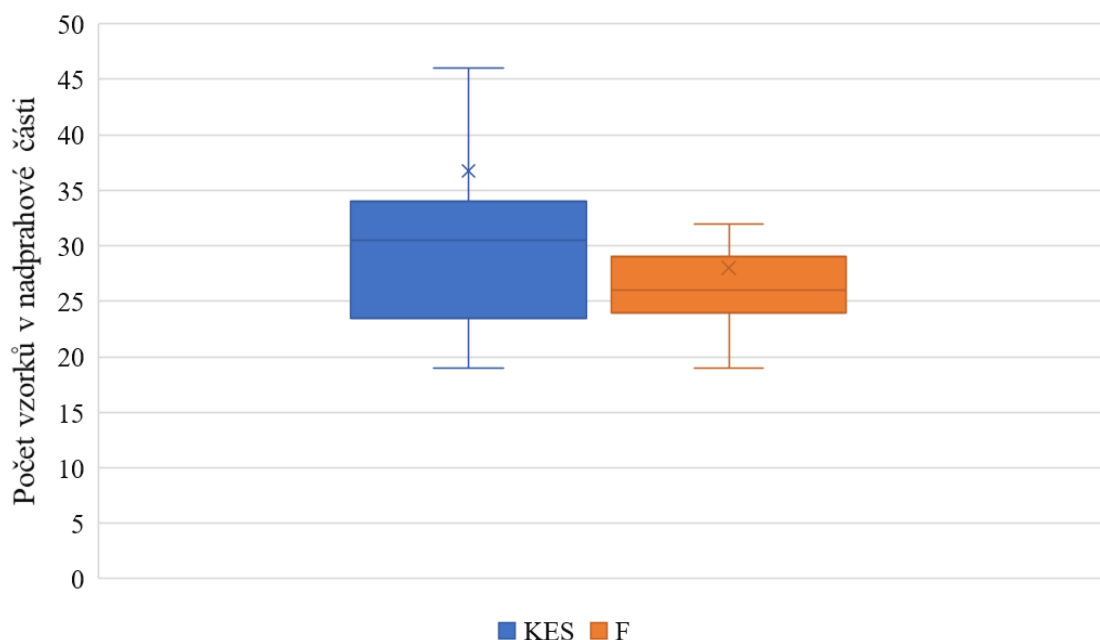
Tento parametr tak nabízí velmi dobré označení komorových extrasystol, může však způsobovat vyšší výskyt falešně pozitivních výsledků.

Konkrétní hodnoty minimální šíře nadprahové části impulsu (viz kapitola 3.5.2) uvádí tabulka 3, průměrná hodnota pro komorové extrasystoly je 36,8 a směrodatná odchylka 36,2, pro fyziologické komplexy je průměr 28,0 a směrodatná odchylka 10,2.

Zobrazení pomocí grafu představuje obrázek 18. Pro názornost v grafu nejsou zobrazeny extrémní hodnoty. Graf zobrazuje, že oba intervaly se z velké části překrývají a parametr je tedy ohodnocen nižší váhou 1. Je to pravděpodobně dáno tím, že komorová extrasystola nedosahuje výrazně velké šíře ve všech řádcích mapy. Naopak většina map se vyznačuje úzkou linií alespoň v jednom řádku (viz Obrázek 12 a Obrázek 15). Užitečnost tohoto parametru by se mohla prokázat při oddělování komorových extrasystol od jiných patologií, což ale není předmětem této práce.

Tabulka 3 Hodnoty minimálních šíří impulsu pro jednotlivé záznamy (jednotkou je počet vzorků)

KES	20	27	22	25	22	31	39	27
Fyziologické	29	20	26	29	27	30	31	32
KES	34	7	27	33	34	31	19	46
Fyziologické	21	30	28	25	25	72	25	24
KES	32	30	201	23	30	33	53	36
Fyziologické	29	25	19	24	27	23	23	



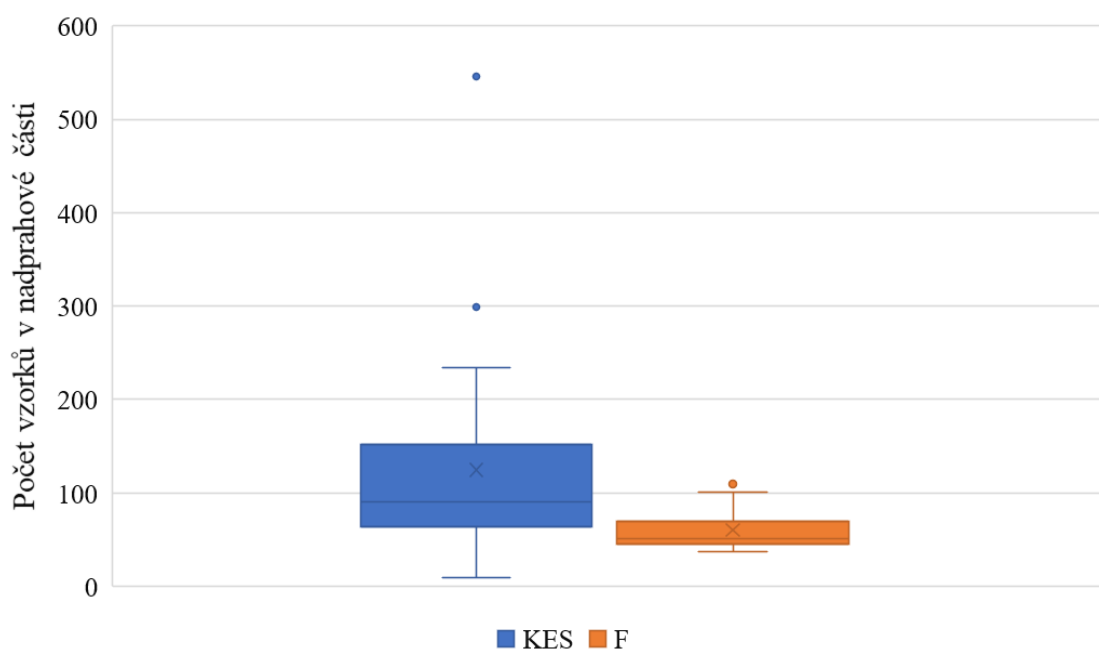
Obrázek 18 Krabicový graf zobrazující rozložení minimálního počtu vzorků nadprahové části impulsu

Průměrná šíře impulsu (kapitola 3.5.2) je rovněž hodnocena vyšší váhou, obrázek 19 znázorňuje graf rozložení tohoto parametru. Ačkoliv celý interval fyziologických komplexů náleží do intervalu komorových extrasystol, oblasti mezi horním a dolním kvantilem se téměř nepřekrývají což je důvod vyšší váhy 2.

Všechny hodnoty průměrné šíře impulsu znázorňuje tabulka 4. Průměrná hodnota pro komorové extrasystoly je 124,5 a směrodatná odchylka 111,3. Vysoká směrodatná odchylka je dána odlehlými hodnotami. Průměrná hodnota fyziologických komplexů je 60,4, směrodatná odchylka je 21,2.

Tabulka 4 Hodnoty průměrných šíří impulsu pro jednotlivé záznamy (jednotkou je počet vzorků)

KES	129,2	80,5	203,5	72	234	87,2	99,5	40,7
Fyziologické	45,2	48,3	43,5	42	61,2	45,2	58,7	83,3
KES	112	62,7	93,3	59,3	108,8	47,7	66,5	159,5
Fyziologické	56,8	59,3	50,3	48,2	109,5	98,7	42,2	69,3
KES	169	9	545,7	298,3	71	61,2	71,7	104,8
Fyziologické	38,3	65,2	51,2	101,3	48,7	85	37,2	



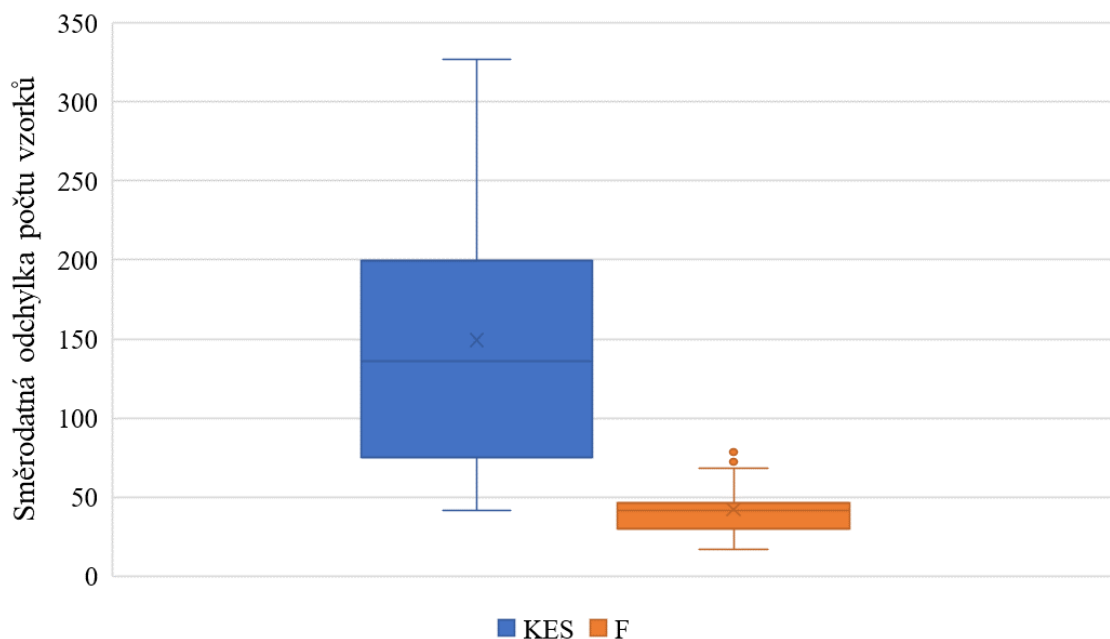
Obrázek 19 Krabicový graf zobrazující rozložení průměrného počtu vzorků nadprahové části impulsu

4.2 Hodnocení směrodatných odchylek začátků a konců impulsů

Dalším parametrem s vyšší vahou jsou směrodatné odchylky začátků a konců impulsů (respektive jejich nadprahových částí, více viz kapitola 3.5.3). Dosažené hodnoty zobrazuje tabulka 5 a zobrazení pomocí krabicového grafu představuje obrázek 20.

Tabulka 5 Hodnoty hodnocených směrodatných odchylek u všech záznamů

KES	164,80	74,62	180,26	69,95	291,31	150,68	66,34	41,67
Fyz.	16,98	23,36	26,12	42,73	36,28	28,05	43,40	41,70
KES	87,80	194,22	96,99	215,56	121,14	75,08	180,86	275,57
Fyz.	36,69	35,35	41,83	43,00	46,35	30,75	24,44	30,11
KES	198,71	103,72	267,80	326,90	199,54	59,04	96,74	44,98
Fyz.	41,30	78,46	66,79	72,49	36,15	59,46	67,97	



Obrázek 20 Krabicový graf zobrazující rozložení maximálních směrodatných odchylek počtu vzorků v nadprahové části impulsu

Ze zobrazeného grafu (obrázek 20) je evidentní, že intervaly se téměř nepřekrývají (oblasti mezi horním a dolním kvantilem se nepřekrývají vůbec) a parametr je tak jedním z nejvhodnějších k rozlišení morfologií.

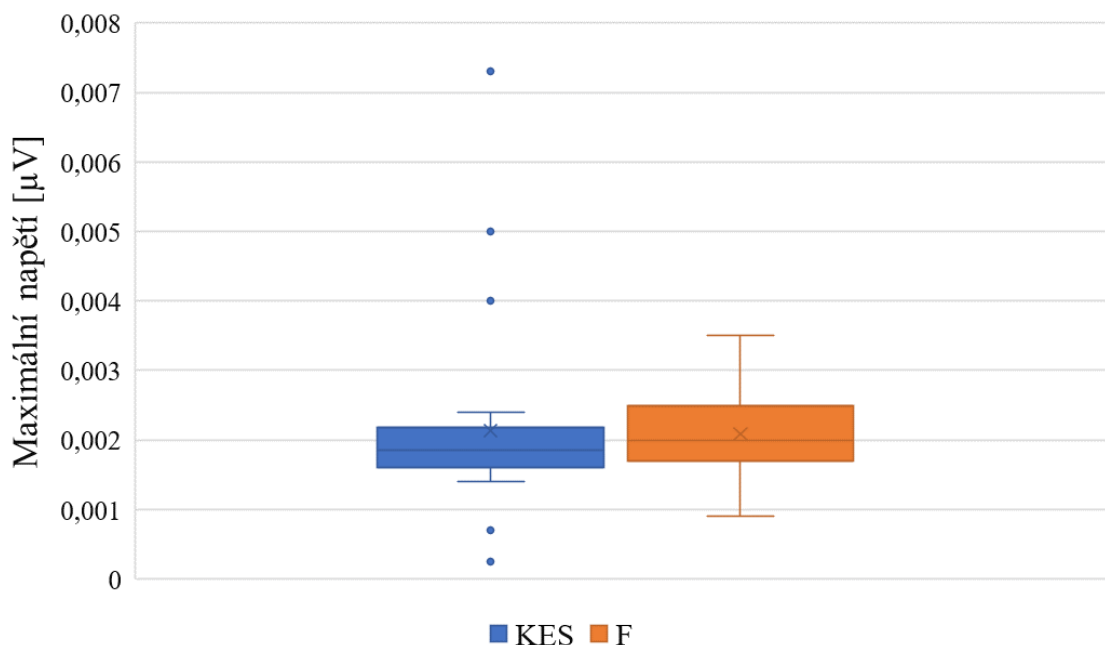
Průměrnou hodnotou směrodatných odchylek komorových extrasystol je 149,3 se směrodatnou odchylkou 84. Pro fyziologické komplexy jsou tyto hodnoty 42,1 a 16,5.

4.3 Hodnocení maximálního napětí impulsu

Méně hodnoceným parametrem je maximální napětí, kterého impuls dosahuje (kapitola 3.5.1). Maximální hodnoty shrnuje tabulka 6 a zobrazuje je obrázek 21. Průměrnou hodnotou pro komorové extrasystoly je 0,0021 μV , směrodatná odchylka 0,0015. Pro fyziologické komplexy je průměr 0,0021 μV a směrodatná odchylka 0,0006. Průměrné hodnoty jsou téměř totožné, vysoká směrodatná odchylka komorových extrasystol je dána odlehlými hodnotami.

Tabulka 6 Hodnoty maximální napětí u všech záznamů (jednotkou jsou μV)

KES	0,0016	0,0016	0,0019	0,0019	0,0007	0,0007	0,00025	0,0021
Fyz.	0,0035	0,0031	0,0019	0,0028	0,0025	0,0009	0,00021	0,0014
KES	0,0019	0,0016	0,0018	0,0014	0,0018	0,002	0,0021	0,0073
Fyz.	0,0022	0,0015	0,0018	0,0013	0,0023	0,0015	0,0017	0,0017
KES	0,0024	0,0022	0,0016	0,0022	0,0014	0,0041	0,0052	0,0023
Fyz.	0,002	0,003	0,0029	0,002	0,0023	0,0019	0,0018	



Obrázek 21 Krabicový graf zobrazující rozložení maximálních napětí impulsů

Z grafu (obrázek 21) je zjevné, že na rozdíl od předchozích parametrů je u maximálního napětí větší variabilita u fyziologických komplexů. Komorové extrasystoly mají hodně odlehlých hodnot, ale většina intervalu spadá do intervalu fyziologických komplexů, což je důvodem nižšího váhového ohodnocení.

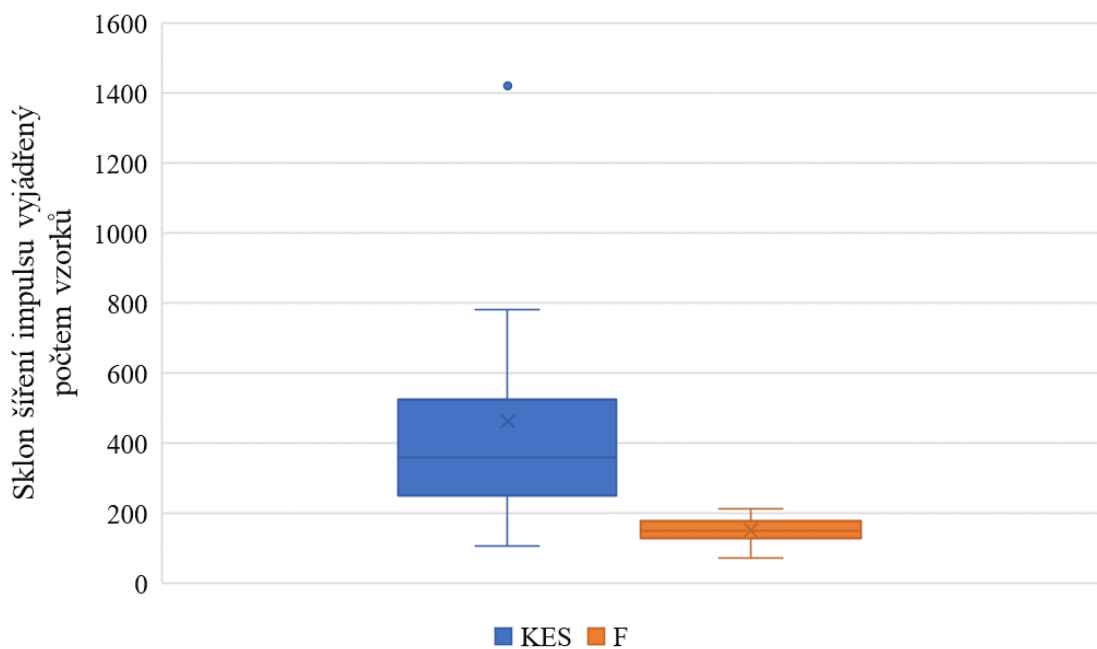
4.4 Sklon šíření impulsu a rozsah hodnot

Posledními méně hodnocenými parametry jsou sklon šíření impulsu (kapitola 3.5.4) a rozsah hodnot (kapitola 3.5.5). Hodnoty, kterých dosáhl sklon šíření impulsu popisuje tabulka 7. Průměrem pro komorové extrasystoly je 464, směrodatná odchylka 340,7, opět kvůli dvěma velmi odlehlým hodnotám. Pro fyziologické komplexy je průměr 152,1 se směrodatnou odchylkou 33,9.

Tabulka 7 Hodnoty parametru sklon šíření impulsu (jednotkou je počet vzorků)

KES	357	284	506	215	782	343	247	108
Fyziologické	72	121	118	136	137	111	160	162
KES	303	532	264	512	364	183	413	722
Fyziologické	150	156	209	140	158	156	117	150
KES	620	409	1421	1421	469	183	279	200
Fyziologické	152	179	188	202	128	213	183	

Rozložení na grafu (obrázek 22) ukazuje opět vyšší variabilitu parametru pro komorové extrasystoly. Intervaly jsou velmi dobře oddělené, což by mohlo vést k vyššímu váhovému ohodnocení. Menší váha je parametru přiřazena, protože jde o parametr doplňkový, který navazuje na maximální šířku nadprahového pásma.



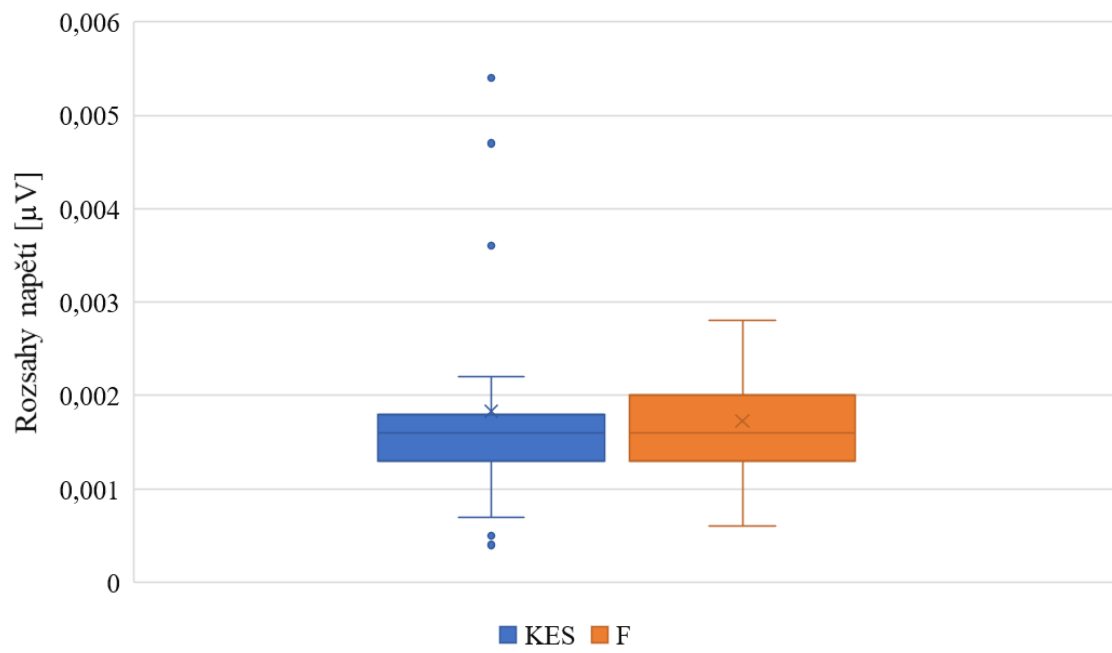
Obrázek 22 Krabicový graf zobrazující rozložení parametru sklon šíření impulsu

Rozsahy napětí uvádí tabulka 8. Průměrnou hodnotou rozsahu komorových extrasystol je 0,0018 μV , směrodatná odchylka 0,0012. Průměr fyziologických hodnot je 0,0017 μV se směrodatnou odchylkou 0,0006.

Tabulka 8 Rozsahy napětí (jednotkou jsou μV)

KES	0,0013	0,0013	0,0015	0,0017	0,0005	0,0004	0,0022	0,0018
Fyz.	0,0026	0,0023	0,0016	0,0026	0,002	0,0006	0,0018	0,0012
KES	0,0016	0,0013	0,0015	0,0012	0,0016	0,0017	0,0016	0,0054
Fyz.	0,0019	0,0013	0,0014	0,0009	0,002	0,0012	0,001	0,0014
KES	0,002	0,0018	0,0007	0,0018	0,001	0,0036	0,0047	0,0018
Fyz.	0,0016	0,0028	0,0026	0,0017	0,002	0,0016	0,0013	

Obrázek 23 zobrazuje graf znázorňující rozsahy napětí, přičemž variabilita je vyšší u fyziologických komplexů. Komorové extrasystoly mají několik odlehlých hodnot. Intervaly se značně překrývají, proto je váha parametru 1.



Obrázek 23 Krabicový graf zobrazující rozsahy napětí

5 Srovnání s jinými metodami

Komorové extrasystoly jsou patologií, která je běžně detekovatelná i ze standardního, nízkofrekvenčního EKG. K detekci se využívají různé metody s různou úspěšností. Většina prací využívá sledu několika metod klasifikace pro co nejlepší výsledky. Práce věnující se detekci komorových extrasystol se nezabývají pouze detekcí této jedné patologie, ale klasifikují EKG do několika skupin patologií, z nichž jednu tvoří právě komorové extrasystoly.

Tato kapitola nejdříve stručně popisuje několik prací, které detekují komorové extrasystoly s různou úspěšností, a dále hodnotí úspěšnost detekce komorových extrasystol pomocí vysokofrekvenčních složek ve vztahu k těmto představeným metodám detekce pomocí nízkofrekvenčních složek.

5.1 Spojení neuronových sítí a binárního rozhodovacího stromu

Jednou z použitých metod je spojení tří klasifikátorů a binárního rozhodovacího stromu. Metoda se snaží využít výhod každého klasifikátoru pro dosažení co nejvyšší přesnosti detekce.

Každý signál tedy projde celkem třemi klasifikátory. Konkrétně jde o vícevrstvou perceptronovou síť, síť využívající fuzzy logiku (modifikovaná Takagi-Sugeno-Kang síť) a síť využívající strojového učení s učitelem. Výsledky všech klasifikátorů jsou poté porovnávány a integrovány do jediného výsledku pomocí binárního rozhodovacího stromu.

Klasifikátor rozděluje komplexy QRS do celkem 6 skupin, jednou z nich jsou komorové extrasystoly. Výsledky detekce komorových extrasystol tímto algoritmem zobrazuje tabulka 9. Z tabulky vyplývá, že celková úspěšnost detekce touto metodou je 98,89 %, specificita 98,89 % a senzitivita 99,86 %. [17]

Tabulka 9 Výsledky detekce komorových extrasystol pomocí neuronových sítí a binárního rozhodovacího stromu [17]

		Reálné morfologie	
		KES	Jiný typ
Výsledky algoritmu [17]	KES	446	3
	Jiný typ	5	2614

5.2 Hybridní síť spojující fuzzy logiku a vícevrstvou neuronovou síť

Další metoda se skládá z kaskády fuzzy samoorganizující se vrstvy a vícevrstvé perceptronové sítě, která funguje jako finální klasifikátor.

Aby algoritmus klasifikace nebyl rušen rozmanitostí morfologií napříč jednou patologií, využívá jiných charakteristik komplexu QRS než jiné metody. Místo využití běžných parametrů, jako je šíře komplexu QRS nebo jeho výška, metoda hodnotí statistické parametry kumulace druhého, třetího a čtvrtého řádu.

Algoritmus klasifikuje srdeční údery do sedmi skupin, včetně těch fyziologických. Výhodou klasifikátoru je, že pracuje se signály v reálném čase. Data od 15 pacientů jsou rozdělena na část pro učení, což zahrnuje 700 komorových extrasystol, a část pro testování, která obsahuje 800 komorových extrasystol. Výsledná úspěšnost detekce komorových extrasystol pro testovaná data je 96,57 %. Práce popisující metodu nedává dostatek informací k určení specificity a senzitivity. [18]

5.3 Analýza hlavních komponent, lineární diskriminační analýza a pravděpodobnostní neuronová síť

Rozdělení klasifikace do tří fází prezentuje další metoda. Jde o první fázi extrakce důležitých rysů srdečního úderu, v další fázi potom jde o redukci počtu těchto rysů a závěrečná fáze provádí samotnou klasifikaci.

První fáze zahrnuje omezení délky uvažovaného signálu na určitý počet vzorků (200) před a po detekované vlně R a jejich následnou normalizaci. Druhá fáze se skládá z redukce posuzovaných znaků pomocí analýzy hlavních komponent a lineární diskriminační analýzy. V poslední fázi je využito pravděpodobnostní neuronové sítě k závěrečné klasifikaci do 7 skupin dle patologií (osmou skupinu přitom tvoří fyziologické údery).

Práce porovnává výsledky při použití pouze analýzy hlavních komponent v kombinaci s neuronovou sítí, lineární diskriminační analýzy a neuronové sítě a kombinace všech tří metod. Nejvyšší úspěšnost je dosažena kombinací všech tří metod.

Nejvyšší dosažená úspěšnost detekce komorových extrasystol je 99,18 %, senzitivita 98,37 % a specificita 99,46 %. [19]

5.4 Klasifikace pomocí Hermitových polynomů a fuzzy neuronové sítě

Tato metoda je specifická tím, že klasifikaci provádí on-line, což je velký benefit. Klasifikátor se však potýká s problémem variability morfologií i v rámci jednoho typu patologie. Tento problém se metoda snaží eliminovat rozdělením algoritmu do dvou částí.

Cílem první části zpracování je reprezentace komplexů QRS pomocí Hermitových polynomů. Koeficienty těchto polynomů jsou potom v druhé části klasifikovány pomocí fuzzy neuronové sítě.

Metoda se nezabývá úspěšností v rámci jednotlivých skupin patologií a uvádí pouze celkovou úspěšnost 96 % s tím, že chybovost u jednotlivých skupin se pohybuje mezi 1 % a 11 %. [20]

5.5 Jádrová analýza hlavních komponent a strojové učení

Metoda, která spojuje jádrovou analýzu hlavních komponent a strojové učení, je ke srovnání s detekcí pomocí vysokofrekvenčních složek EKG vhodná zejména proto, že klasifikuje srdeční úder pouze do tří skupin – fyziologické úder, blokáda levého Tawarova raménka a komorové extrasystoly.

Modifikovanou verzi analýzy hlavních komponent představuje jádrová analýza hlavních komponent (KPCA), která zohledňuje i nelinearity systému. Práce zjišťuje, zda je tato varianta redukce efektivní a porovnává výsledky při použití KPCA a bez použití KPCA.

Pro samotnou klasifikaci je využito strojového učení a dvou přístupů, tedy One-Against-All a One-Against-One. První přístup znamená, že je vytvořeno tolik sítí, kolik je klasifikovaných tříd a každá určuje, zda do ní úder lze klasifikovat (1) nebo nelze klasifikovat (-1). Druhý přístup počítá s menším počtem sítí, přičemž každá na konci rozhoduje, do které ze dvou tříd, uvažovaných danou sítí, je úder zařazen.

Nejvyšší dosaženou přesností detekce komorových extrasystol je 97,34 % a to za použití KPCA a přístupu One-Against-All. [21]

5.6 Srovnání dříve publikovaných metod s navrženou metodou detekce s využitím vysokofrekvenčních složek

Všechny popsané metody shrnuje tabulka 10, kde číselné označení metody vyjadřuje, ve které z předchozích podkapitol je metoda popsána.

Tabulka 10 Srovnání popsaných metod a navrženého algoritmu

	Metoda 1	Metoda 2	Metoda 3	Metoda 4	Metoda 5	Navržený algoritmus
A	98,89 %	96,57 %	99,18 %	96 %	97,34 %	85,11 %
SE	99,86 %	-	98,37 %	-	-	83,33 %
SP	98,89 %	-	99,46 %	-	-	86,96 %

Všechny popsané metody dosahují vyšší úspěšnosti detekce než detekce pomocí vysokofrekvenčních složek. Je ale třeba uvážit několik faktorů. V první řadě všechny popsané práce vychází z větších databází záznamů EKG. Dále metody ve všech případech spojují několik různých klasifikátorů, čímž výsledky značně zlepšují. Metody jsou obvykle založeny na algoritmech strojového učení. Tyto algoritmy nejsou v této práci použity, což sice vede k nižší úspěšnosti, ale výsledky jsou výrazně lépe interpretovatelné. Díky navrženému algoritmu je zřejmý přesný postup detekce, který je navíc medicínsky odůvodnitelný, což pro algoritmy strojového učení většinou neplatí.

Benefitem využití vysokofrekvenčního EKG jsou přídavné informace. Ty mohou pomoci s posouzením, z kterého místa srdeční svaloviny extrasystoly vychází.

Hlavním cílem práce je detekce komorových extrasystol, detekce pomocí vysokofrekvenčních složek by mohla být velmi užitečná u junkčních extrasystol. Jejich nízkofrekvenční složky mají totiž stejnou morfologii jako fyziologické komplexy QRS, zatímco vysokofrekvenční složky se mohou lišit.

Závěr

Cílem práce bylo nastudování vlastností patologie komorové extrasystoly, rešerše metod zpracování vysokofrekvenčního EKG a vytvoření algoritmu ke zpracování vysokofrekvenčního EKG a detekci komorových extrasystol. Dalším cílem bylo zhodnocení navrhnutého algoritmu a srovnání s jinými metodami detekce komorových extrasystol.

Úvodní část předkládá teoretický úvod do problematiky práce. První kapitola se zabývá elektrofysiologií srdce a stručným přehledem patologií se zaměřením na komorové extrasystoly, druhá kapitola popisuje již realizované aplikace výzkumu vysokofrekvenčního EKG, ze kterých práce částečně vychází.

V druhé části je podrobně popsán a zhodnocen realizovaný algoritmus. Výstupem tohoto algoritmu je mapa, která zobrazuje postup předčasného stahu srdcem, a rozhodnutí, zda se jedná o komorovou extrasystolu nebo fyziologický komplex QRS. Mapa přehledně znázorňuje rozdíl mezi extrasystolickým a fyziologickým komplexem QRS. Detekce je realizována v programovacím prostředí Matlab a na dostupných 43 záznamech dosahuje úspěšnosti 85,11 %.

Využití pouze vysokofrekvenčních složek přináší ve srovnání s jinými metodami detekce komorových extrasystol horší procentuální výsledky. Z výsledků je nicméně zřejmé, že existuje rozdíl ve vysokofrekvenčních složkách mezi komorovou extrasystolou a fyziologickým komplexem QRS. Toto zjištění je jedním z přínosů práce. Lepších výsledků by se dalo dosáhnout využitím algoritmů strojového učení, čímž by se ovšem ztratila dobrá medicínská interpretovatelnost výsledků.

Práce by mohla být námětem a základem k dalšímu zkoumání, které je nad rámec této práce. Mohlo by jít např. o výzkum vysokofrekvenčních složek junkčních extrasystol, které jsou standardním EKG detekovatelné výrazně hůře než komorové extrasystoly. Dalším možným rozšířením je přesná analýza místa vzniku komorové extrasystoly pomocí map šíření impulsu srdcem.

Literatura

- [1] KHAN, M. *EKG a jeho hodnocení*. 1. české vyd. Praha: Grada Publishing, 2005, 348 s. ISBN 80-247-0910-4.
- [2] HABERL, Ralph. *EKG do kapsy*. Praha: Grada Publishing, 2012, 288 s. ISBN 978-80-247-4192-5.
- [3] HAMPTON, John R. *EKG stručně, jasně, přehledně*. Vyd. 2. rozšířené. Praha: Grada Publishing, 2005, 152 s. ISBN 80-247-0960_0.
- [4] O'KEEFE, James, Stephen HAMMILL, Mark FREED a Steven POGWIZD. *The Complete Guide to ECG's*. 3. vyd. Londýn: Jones and Bartlett Publishers, 2008, 556 s. ISBN 978-07637-6405-0.
- [5] DUBIN, Dale. *Rapid interpretation of EKG's*. 6. vyd. Fort Myers: COVER Publishing Company, 2000, 368 s. ISBN 0-912912-06-5.
- [6] NEČAS, Emanuel, Karel ŠULC a Martin VOKURKA. *Patologická fyziologie orgánových systémů*. 2. vyd. Praha: Karolinum, 2009, 379 s. ISBN 978-80-246-1711-4.
- [7] HAMPTON, J. R. *EKG v praxi: překlad 4. vydání*. 2. české vyd. Praha: Grada, 2007, 362 s. ISBN 978-80-247-1448-6.
- [8] FARSKÝ, Štefan. *EKG do kapsy*. Martin: Osveta, spol, 1996, 107 s. ISBN 80-88824-17-6.
- [9] KOZUMPLÍK, J. *Analýza biologických signálů*. Brno, Elektronická skripta FEKT VUT v Brně, 2012, 62 s.
- [10] JURAK, Pavel, Josef HALAMEK, Pavel LEINVEBER, Tereza REICHLOVA, Filip PLESINGER, Petr VESELY, Vlastimil VONDRA, Petr KLIMES, Josef SUMBERA, Karel ZEMAN a Miroslav NOVAK. *Time-frequency interpretation of ultra-high-frequency QRS components*. 2014 8th Conference of the European Study Group on Cardiovascular Oscillations (ESGCO) [online]. č. Esgco, s. 75–76.
- [11] JURAK, Pavel, Josef HALAMEK, Pavel LEINVEBER, Vlastimil VONDRA, Ladislav SOUKUP, Petr VESELY, Josef SUMBERA, Karel ZEMAN, Libuse MARTINAKOVA, Tereza JURAKOVA a Miroslav NOVAK. *Ultra-high-frequency ECG Measurement*. Computing in Cardiology Conference (CinC) [online], 2013. El. ISBN: 978-1-4799-0886-8. El. ISSN: 2325-887.
- [12] REICHLOVA, Tereza, Pavel JURAK, Josef HALAMEK, Filip PLESINGER, Jolana LIPOLDOVA, Miroslav NOVAK a Pavel LEINVEBER. *Cardiac*

- resynchronization efficiency estimation by new ultra-high-frequency ECG dyssynchrony descriptor*. Computing in Cardiology Conference (CinC) [online], 2015. El. ISBN: 978-1-5090-0684-7. El. ISSN: 2325-887.
- [13] JURAK Pavel, Josef HALAMEK, Filip PLESINGER, Tereza REICHLOVA, Vlastimil VONDRA, Ivo VISCOR, Pavel LEINVEBER. *Can we hear ventricle dyssynchrony? Yes, we can*. Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2015 37th Annual International Conference of the IEEE. El.ISBN: 978-1-4244-9271-8. El.ISSN: 1558-4615.
- [14] LEINVEBER Pavel, Josef HALAMEK, Pavel JURAK, Jaroslav MELUZIN, Filip PLESINGER, Jolana LIPOLDOVA, Miroslav NOVAK. *The Relationship between Mechanical and Electrical Dyssynchrony*. Computing in Cardiology Conference (CinC) [online], 2016. El.ISBN: 978-1-5090-0895-7. El.ISSN: 2325-887.
- [15] JAN, Jiří. *Číslíková filtrace, analýza a restaurace signálů*. 2. uprav. vydání, brož. Brno: VUTIUM, 2002. ISBN 80-214-2911-9.
- [16] PROCHÁZKA, Bohumír. *Stručná biostatistika pro lékaře*. Praha: Karolinum, 2015. ISBN 978-80-246-2783-0.
- [17] LINH Hoai Tran, Van Nam PHAN, Hoang Nam VUONG. *Multiple neural network integration using a binary decision tree to improve the ECG signal recognition accuracy*. Int. J. Appl. Math. Comput. Sci., 2014. El.ISSN: 2083-8492.
- [18] OSOWSKI Stanislaw, Tran Hoai LINH. *ECG beat recognition using fuzzy hybrid neural network*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2001, El ISSN: 1558-2531.
- [19] WANG Jeen-Shing, Wei-Chung CHIANG, Ya-Ting C. YANG, Yu-Liang HSU. *An effective ECG arrhythmia classification algorithm*. Bio-Inspired Computing and Applications (ICIC), 2011. El. ISBN: 978-3-642-24553-4.
- [20] LINH Tran Hoai, Stanislaw Osowski, Maciej STODOLSKI. *On-line heart beat recognition using Hermite polynomials and neuro-fuzzy network*. IEEE transactions on instrumentation and measurement, 2003. El.ISSN: 1557-9662.
- [21] KALLAS Maya, Clovis FRANCIS, Lara KANAAN, Dalia MERHEB, Paul HONEINE, Hassan AMOUD. *Multi-class SVM classification combined with Kernel PCA feature extraction of ECG signals*. 19th International Conference on Telecommunications (ICT), 2012. El.ISBN: 978-1-4673-0747-5.