

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE



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

**ANALÝZA DYNAMICKÝCH ZMĚN TEPOVÉ FREKVENCE U
FIBRILACE SÍNÍ**

ANALYSIS OF ATRIAL FIBRILLATION HEART RATE DYNAMICS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Tereza Tesařová

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Jakub Hejč

BRNO 2018

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Studentka: Tereza Tesařová

ID: 173575

Ročník: 3

Akademický rok: 2017/18

NÁZEV TÉMATU:

Analýza dynamických změn tepové frekvence u fibrilace síní

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s metodami detekce fibrilace síní (FiS) v EKG signálu a vytvořte literární rešerši na toto téma. Detailně se zaměřte na metody využívající variabilitu RR intervalu. 2) Navrhněte vhodné příznaky pro hodnocení dynamických změn RR intervalu s ohledem na detekci FiS v různě dlouhých EKG signálech. 3) Na reálných datech vyhodnoťte pomocí statistické analýzy diskriminační schopnost navržených příznaků. Výsledky porovnejte s diskriminační schopností běžně užívaných parametrů pro klasifikaci FiS. 4) Analyzujte vliv předzpracování na diskriminační schopnost jednotlivých příznaků. Zaměřte se především na přesnost detekce QRS komplexu, délku analyzovaného segmentu EKG signálu a předzpracování sekvence RR intervalů. Za tímto účelem využijte různé typy detektorů QRS dostupné na UBMI. 5) Proveďte statistické vyhodnocení a diskuzi dosažených výsledků.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] MAINARDI, L., CERUTTI, S. and SORNMO, L. Understanding Atrial Fibrillation: The Signal Processing Contribution. First Edition, Morgan and Claypool Publishers, 2008, 242 p., Journal of Artificial Organs, 2012, ISBN: 159829296X.

[2] LIAN, J., WANG, L., MUESSIG, G. A Simple Method to Detect Atrial Fibrillation Using RR Intervals. The American Journal of Cardiology, 2011, vol. 107:10, pp 1494-1497.

Termín zadání: 5.2.2018

Termín odevzdání: 25.5.2018

Vedoucí práce: Ing. Jakub Hejč

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

Bakalářská práce je orientována do problematiky zachycení abnormalit tepové frekvence a stanovení sledované variability v různě dlouhých EKG signálech, přímou analýzou k zvýšení úspěšnosti detekce fibrilace síní momentálně dostupných metod. Tematickému jádru práce předbíhá seznámení se se samotnou kapitolou dotýkající se elektrofyzologie srdce a vzniku vzruchu s jeho následným vedením uvnitř myokardu, včetně základní klasifikace srdečních arytmií a diagnostikovaného vychýlení od normálního rytmu. Rozebrání dynamické struktury fibrilace síní napomáhá k lepšímu pochopení v následujícím aplikování detekčních algoritmů v programovém prostředí MATLAB a dává podklad pro správnou diskusi při konečném souborném statistickém vyhodnocení souhrnu diskriminativních ukazatelů.

KLÍČOVÁ SLOVA

Arytmie, tachyarytmie, detekce fibrilace síní, elektrokardiogram, analýza EKG, R-R interval, variabilita srdečního rytmu, předzpracování signálu, ROC křivka, spolehlivost detekce.

ABSTRACT

This bachelor thesis focuses on clinical tracking of heart rate abnormalities to specify the level of variability in diverse-lengthy ECG signals, with a direct way to analyze atrial fibrillation and accuracy increasing its detection of actual available methods. The principle of heart electrophysiology and also the impulse genesis is mentioned in a introductory part of work, including elementary classification of cardiac arrhythmias and their deflection from normal sinus rhythm. The physiological analysis of atrial fibrillation dynamic structure helps with the application of detection algorithms in a MATLAB program and sets an underlying basis for an appropriate discussion in a final statistical ROC analysis.

KEYWORDS

Arrhythmia, tachyarrhythmia, atrial fibrillation detection, electrocardiogram, ECG analysis, R-R interval, heart rate variability, signal preprocessing, ROC curve, detection reliability.

TESAŘOVÁ, T. *Analýza dynamických změn tepové frekvence u fibrilace síní*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2018. 86 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Jakub Hejč.

PROHLÁŠENÍ

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

V Brně dne

.....

(podpis autora)

PODĚKOVÁNÍ

Poděkování patří mému vedoucímu bakalářské práce Ing. Jakubu Hejčovi za odbornou pomoc, pevné vedení, účelně vedené diskuse a především za vstřícnost, ochotu, věnovaný čas během konzultací při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

OBSAH

Úvod	1
1 Elektrofyziologie srdce	2
1.1 Srdeční anatomie převodního systému	2
1.2 Elektrofyziologie srdeční buňky a membránové proudy.....	4
1.3 Záznam srdeční elektrické aktivity	7
2 Poruchy srdečního rytmu	9
2.1 Základní klasifikace arytmií	9
2.2 Klinické mapování arytmií v EKG signálu	11
2.3 Fibrilace síní a její identifikace	13
3 Metody automatické detekce FiS	16
3.1 Metody pro výpočet variability.....	16
3.1.1 SDNN, RMSSD	16
3.1.2 CV	17
3.2 Grafické nelineární metody	18
3.2.1 Histogram.....	18
3.2.2 Poincarého mapa	19
3.2.3 RdR mapa	20
3.3 Charakteristiky rozložení kolem středu.....	22
3.3.1 Koeficient šikmosti.....	22
3.3.2 Koeficient špičatosti	23
3.4 Analýza FiS ve frekvenční oblasti	23
3.4.1 Vlnková transformace	23
4 Variabilita RR intervalu u FiS	26
4.1 Analyzovaná data	26
4.2 Dynamická kritéria testovaných dat.....	29
4.3 Diskriminační schopnost příznaků	35
4.4 Vyhodnocení diskriminační schopnosti příznaků	36
4.5 Optimalizace rozsahem prahování a testovanými rozděleními	42
4.6 Vliv předzpracování dat na analýzu	51

5	Zvýšení úspěšnosti detekce FiS	53
5.1	Realizované předzpracování a segmentace signálu	53
5.2	Upravené sekvence dat	62
5.3	Výtěžnost bodů minim a maxim R-R intervalů	64
5.4	Úspěšnost detektorů QRS ÚBMI při detekci.....	67
5.5	Přesnost analýzy a spolehlivost detekce.....	72
5.6	Vyhodnocení dosažených výsledků	72
6	Závěr	75
	Použitá literatura	77
	Seznam vybraných zkratk a pojmů	80
	Přílohy	82

ÚVOD

Kardiovaskulární onemocnění patří mezi nejčastější příčiny úmrtí, díky modernizaci metod se dostupnost diagnostických a terapeutických možností těchto onemocnění značně rozšířila, ovšem i tak ke správné diagnóze zůstává v popředí správná a zejména včasná analýza srdeční způsobilosti stanovená na základě snímaného EKG, jejímž zhodnocením lze zavčas rozpoznat přítomné srdeční arytmie, či jiné komplikace, a zabránit tak definitivnímu vystupňovanému kardiovaskulárnímu kolapsu, končící nevratnou zástavou srdeční činnosti.

EKG je neinvazivní vyšetřovací metodou sloužící ke sledování elektrické aktivity srdce, na základě snímání změn intenzity a směru elektrického srdečního pole v čase se zaznamenává průběh signálu EKG v podobě kmitů a vln, které jsou nadále analyzovány k dalšímu zhodnocení.

Hlavní zaměření semestrální práce spočívá v analýze dynamických parametrů u fibrilace síní, před samotnou problematikou se nejdříve dotýká funkčního modelu a anatomie srdečního převodního systému, včetně elektrofyzilogických pochodů a jejich vlivů na působení membránových proudů srdeční buňky, až ke vzniku klíčového elektrokardiogramu, což je nezbytnou součástí pro porozumění dalších kapitol.

V navazující části následuje základní schéma k rozčlenění arytmií a přiblížení principu mapování srdečních anomálií, čímž se postupně dostáváme k cílové náplni probírané studie – dynamice síňové fibrilace z reálných holterovských záznamů EKG.

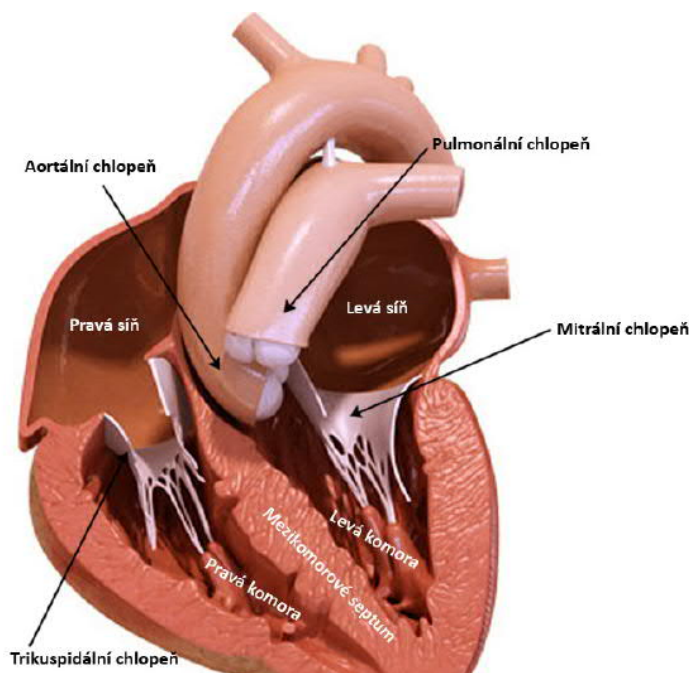
Na základě prostudování běžných metod užívaných při detekci fibrilace síní lze z předdefinovaných parametrů vytvořit spolu s předzpracováním signálu vhodné prostředí pro analýzu EKG signálu a zacílit na zdokonalení přesnosti její detekce, která bude dále vylepšena dle dostupných detektorů QRS a zhodnocena s pomocí účelově vybraných statistických řešení.

Neléčená fibrilace síní může v nejhorším vést k úplnému srdečnímu selhání, synkopě a cévní mozkové příhodě při předchozím vzniku trombů a krevní embolizaci, včasnou detekcí lze zamezit rizikovému stádiu a předejít nekontrolovanému stavu arytmie ke snížení života ohrožujících zdravotních událostí.

1 ELEKTROFYZIOLOGIE SRDCE

1.1 Srdeční anatomie převodního systému

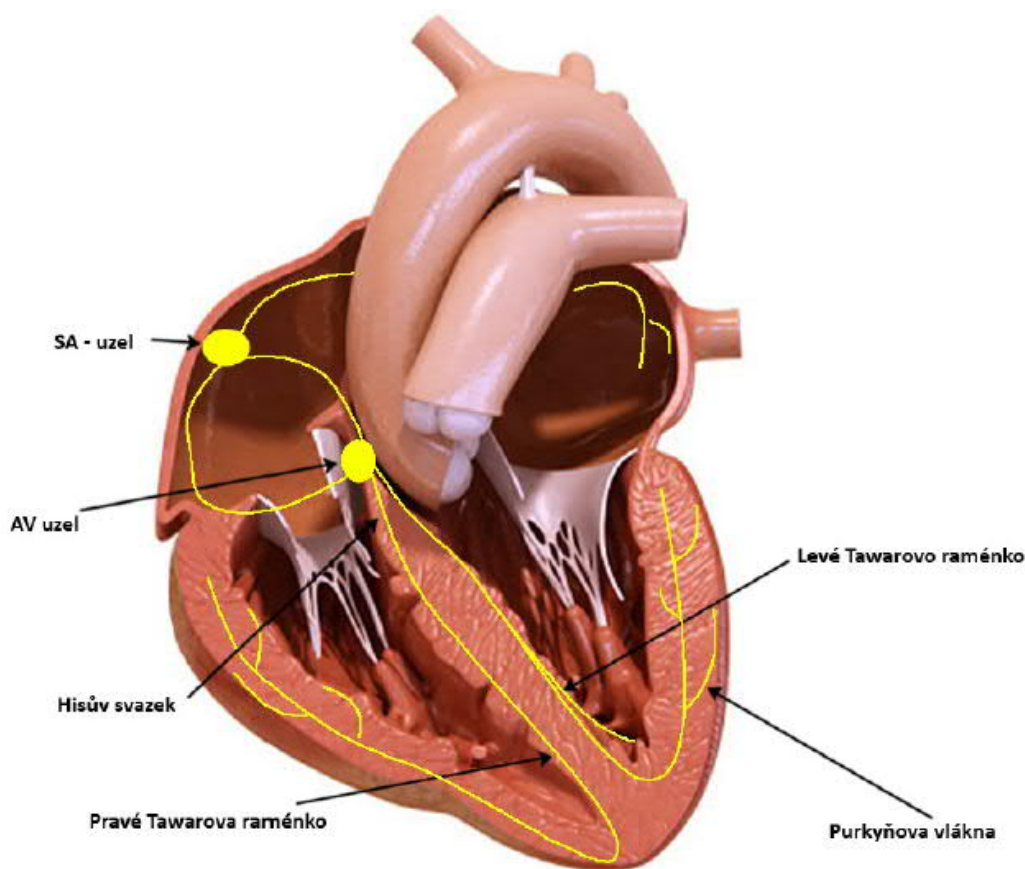
Srdce tvoří svalový dutý orgán, který koná pravidelné rytmické stahy k pohánění krve v krevním řečišti a slouží k následnému zásobování krve pro celý organismus, k jeho optimální činnosti je zapotřebí zajištění kontrakcí jednotlivých srdečních oddílů se správně načasovanou synchronizací.



Obrázek 1.1 Řez srdečním svalovým orgánem (převzato z [13]).

Z velkého krevního oběhu přitéká odkysličená krev do pravé síně, na její zadní stěně se nachází koronární sinus - ústí kmene koronárních žil, kudy se zavádějí kardiostimulační elektrody na levou komoru, která velký krevní oběh pohání. Směrem k srdečnímu hrotu pak pravá síň přechází přes trikuspidální (trojcípou) chlopeň do pravé komory a levá síň přes mitrální (dvojcípou) chlopeň do levé komory. Chlopně tu figurují jako zábrana zpětnému toku krve, otevírají se a zavírají podle působení tlakového gradientu. Pravá a levá komora jsou od sebe odděleny mezikomorovou přepážkou (viz názorněji Obrázek 1.1). [2] [13]

Schopností srdce generovat vzruchy se definuje automacie neboli chronotropie, k tvorbě a šíření vzruchů slouží právě srdeční převodní systém. Sestává ze sinoatriálního (SA) uzlu, spoju ze sinoatriálního uzlu k síňokomorovému uzlu, síňokomorového (AV) uzlu, síňokomorového (Hisova) svazku, pravého a levého Tawarova raménka a Purkyňových vláken (blíže Obrázek 1.2). Pokud je intenzita vzruchu nadprahová vyvolá se depolarizace (podráždění) a šíří se dál po celém srdci na základě gradientu lokálních elektrických proudů mezi depolarizovanými a polarizovanými (nepodrážděnými) oblastmi. Jednotlivé vzruchy zde představují elektrické signály nutné k následné depolarizaci srdečních buněk pracovního myokardu. [2] [13]



Obrázek 1.2 Převodní srdeční systém (převzato z [13]).

Sinoatriální uzel

Sinoatriální uzel (SA) se nachází v pravé síni v místě, kde do ní ústí horní dutá žíla. Vznikají tu impulsy vedoucí ke stahu (vypuzení krve do komor), které se šíří nejdříve síněmi, poté preferenční drahami do strukturně složitějšího uzlu atrioventrikulárního, jehož buňky sestávají ze tří vrstev.

Atrioventrikulární uzel

Atrioventrikulární uzel (AV) je jediným vodivým spojením mezi síněmi a komorami, zpomaluje rychlost šíření vzruchu tak, aby se komory stihly naplnit krví, dříve než je probíhající vzruch přinutí stáhnout, zároveň atrioventrikulární uzel zabraňuje přenosu rychlého vzruchu v případě výskytu síňového flutteru nebo fibrilace. Mimo jiné klíčovou oblastí jsou tzv. síňové dráhy, které tvoří prostředí pro vznik tachykardií vázaných na AV uzel, o nichž bude více zmíněno v kapitole 2.

Hisův svazek

Hisův svazek je umístěn za AV uzlem v mezikomorovém septu. Větví se na pravé a levé Tawarovo raménko.

Tawarova raménka

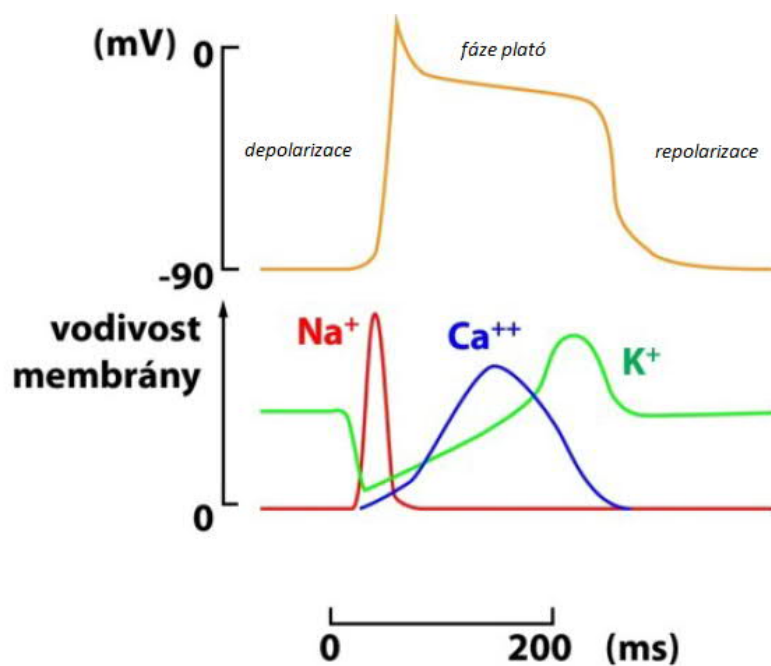
Pravé Tawarova raménko převádí vzruch na pravou komoru, levé Tawarovo raménko na mezikomorovou přepážku a levou komoru. Postupně se rozbíhají na Purkyňova vlákna, které vzruch přenesou na celý myokard komor, odkud se podráždění sune směrem k vnějším vrstvám a od srdečního hrotu k bázi srdeční – k místu, kde vstupují a vystupují cévy ze srdce.

Purkyňova vlákna

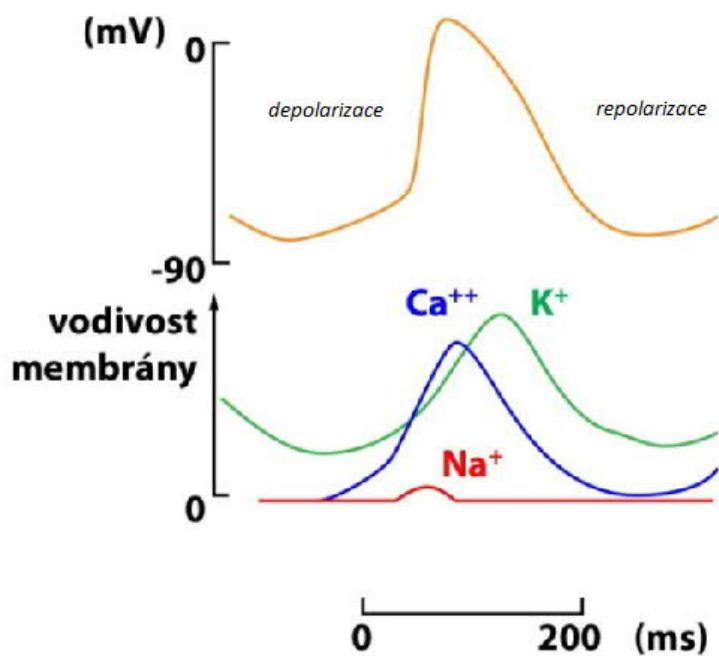
Purkyňova vlákna zasahují přibližně do vnitřní třetiny myokardu obou komor. Mají svůj podíl zejména na synchronizaci převodního systému, v levé komoře dochází k aktivaci téměř celé komory ve velmi krátkém časovém intervalu. [2] [13]

1.2 Elektrofyziologie srdeční buňky a membránové proudy

Srdeční buňky dělíme na buňky převodního systému, které přivádějí vzruch k buňkám pracovního myokardu a na buňky pracovního myokardu umožňující kontrakci. Jejich akční potenciál tvoří základ elektrické aktivity srdce (Obrázek 1.3, 1.4) a vyjadřuje rychlou změnu napětí na membráně. U buněk pracovního myokardu je díky existenci rychlých napěťových sodíkových kanálů vzestup akčního potenciálu při depolarizaci mnohem prudší. [2] [13]



Obrázek 1.3 Průběh akčního potenciálu na membráně pracovního myokardu (převzato a upraveno z [13]).



Obrázek 1.4 Průběh akčního potenciálu na membráně převodního myokardu (převzato a upraveno z [13]).

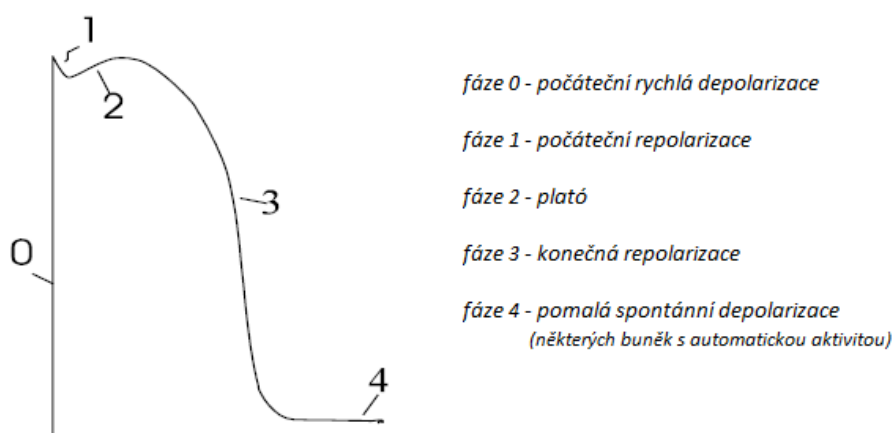
Membránové proudy tvoří důležitou roli při vzniku elektrických dějů na úrovni membrán srdečních buněk. Zavádí se termín iontových membránových proudů, neboť nosičem elektrického náboje jsou právě ionty a pro jednotlivé ionty má buněčná membrána rozdílnou propustnost – pro hlavní intracelulární iont K^+ je membrána snadno propustná, naopak pro hlavní extracelulární iont Na^+ velmi málo. Propustnost iontových kanálů (permeabilitu) ovlivňuje především koncentrace intracelulárního kationtu Ca^{2+} . [2]

Vznik elektrického signálu podmiňuje klidový membránový potenciál, vzniká jako napětí na buněčné membráně mezi relativně záporným intracelulárním a kladným extracelulárním prostředím. Čím nižší je klidové napětí, tím menší je dráždivost a pomalejší vedení. Čím je klidové napětí vyšší, tím také podráždění vede k rychlejší depolarizaci a rychlejšímu vedení. Dráždivost závisí na akčním napětí a rychlosti reaktivace iontových kanálů. Při rychlejší srdeční frekvenci se kanály rychleji aktivují a inaktivují, zkracuje se akční napětí i refrakterní perioda – doba, při které srdeční sval neodpovídá na podráždění.

Přenos elektrického signálu z buňky na buňku zajišťují lokální proudy. Fáze depolarizace se uskutečňuje tokem iontů Na^+ do buňky otevřením sodíkových kanálů s překmitem potenciálu do kladných hodnot, zároveň se zvyšuje propustnost draslíkových kanálů, čímž se draselné ionty dostávají z buňky ven. Dochází k zastavení překmitu potenciálu a nastává repolarizace s poklesem opět do záporných hodnot ke klidovému membránovému potenciálu. Positivní (draslíkové) proudové složky tak membránu repolarizují, negativní (především sodíkové) naopak membránu depolarizují.

Po proběhnutí fáze depolarizace otevřením Na^+ kanálů (fáze 0) a rychlé repolarizace zavřením Na^+ kanálů (fáze 1) nastává u buněk pracovního myokardu fáze plató otevřením napěťových Ca^{2+} kanálů, kdy se vápníkové ionty dostávají pomalu do buňky. Ke konečné repolarizaci dojde až po uzavření vápníkových kanálů (fáze 3 a 4). Během fáze 1 a 2 nastává absolutní refrakterní perioda, kdy jsou srdeční buňky absolutně nedráždivé, nelze je podnítit žádným nadprahovým impulsem, zabraňuje se tak vzniku kroužení vzruchu tzv. reentry. S fází 3 se dráždivost obnovuje v relativní refrakterní fázi, kdy je možné akční potenciál vyvolat působením nadprahového stimulu. Jednotlivé fáze akčního potenciálu jsou znázorněny na Obrázku 1.5.

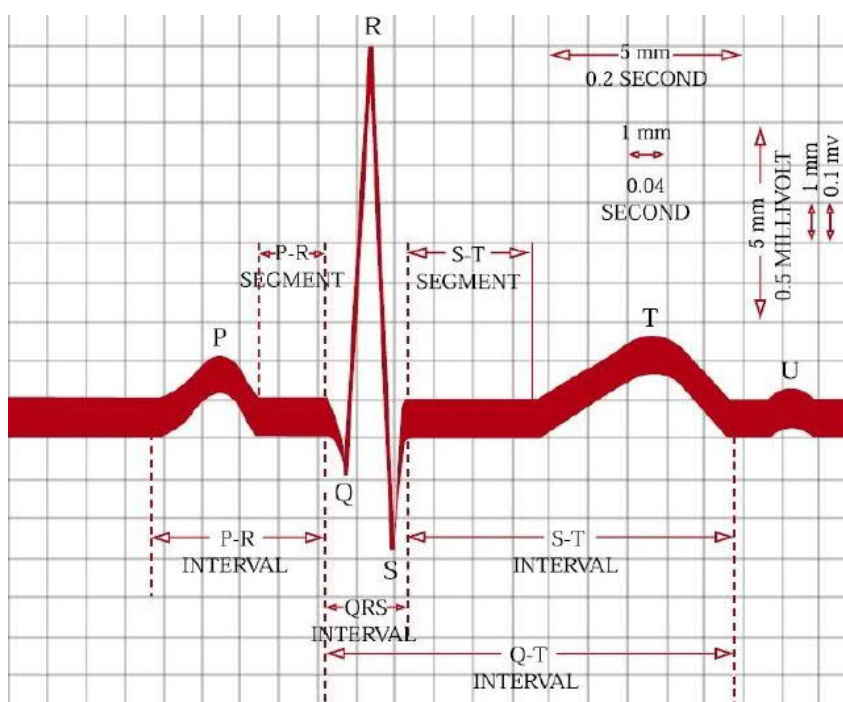
[2] [6] [13] [14]



Obrázek 1.5 Fáze průběhu akčního napětí (převzato z [14]).

1.3 Záznam srdeční elektrické aktivity

Povrchový elektrokardiogram vzniká jako suma elektrických dějů odehrávajících se na membránách jednotlivých srdečních buněk. EKG záznam (Obrázek 1.6, 1.7) nám z hlediska kardiologie podává informaci především o srdečním rytmu a jeho průběhu. Změny v jednotlivých kmitech EKG signálu reflektují možné patologické jevy, které je třeba zavčas léčit.



Obrázek 1.6 Popis fyziologické křivky EKG (převzato z [13]).

PQ interval

Srdeční cyklus začíná pozitivní vlnou P, trvající asi 80 ms, znázorňuje probíhající depolarizaci síní. Následující PQ interval trvá rovněž asi 80 ms, dochází k převodu impulsu ze síní na komory.

Komorový komplex

Komorový komplex sestává z kmitů QRS (asi 100 ms), představující depolarizaci komor, a pozitivní vlny T (asi 160 ms), která je naopak obrazem repolarizace komor. Negativní kmit Q značí počátek depolarizace komor v oblasti septa, nejvýraznější pozitivní kmit R vypovídá o dalším postupu vzruchu přes stěnu srdečních komor, negativní kmit S zobrazuje depolarizaci bazální části levé komory. Po dobu asi 120 ms se ve fázi plató membránového potenciálu objevuje v úseku ST izoelektrická linie, srdeční elektrická aktivita je v této chvíli nulová. Za zmínku stojí tzv. vulnerabilní interval myokardu komor před koncem vlny T – pokud by v této fázi působil nadprahový impuls, došlo by ke vzniku jejich fibrilace.

Vlna U

Za komorovým komplexem obvykle následuje pozitivní vlna U nejasného významu, vyskytuje se převážně u sportovců. [2] [13]

Popis	EKG	Průběh srdcem
vlna P		Aktivace sinusového uzlu a následná depolarizace síní
PQ interval		Šíření vzruchu síněmi a aktivace AV uzlu, přechod do Hissova svazku
začátek QRS		Šíření vzruchu Hissovým svazkem
kmit R		Aktivace Tawarových ramének a šíření vzruchu po nich na komory
konec QRS		Podráždění Purkyňových vláken
úsek ST		Platů akčního potenciálu, tj. celý myokard je podrážděn a nezaznamenává se žádný potenciálový rozdíl
vlna T		Repolarizace myokardu komor

Obrázek 1.7 Normální průběh EKG záznamu (převzato z [13]).

Normální sinusový rytmus je charakterizován srdeční frekvencí 60-100/min o intervalu PQ kolem 0,12-0,21 s a komplexu QRS trvajícím do 0,1 s, přičemž každému QRS komplexu musí předcházet vlna P s intervalem do 0,12 s. [4] [3]

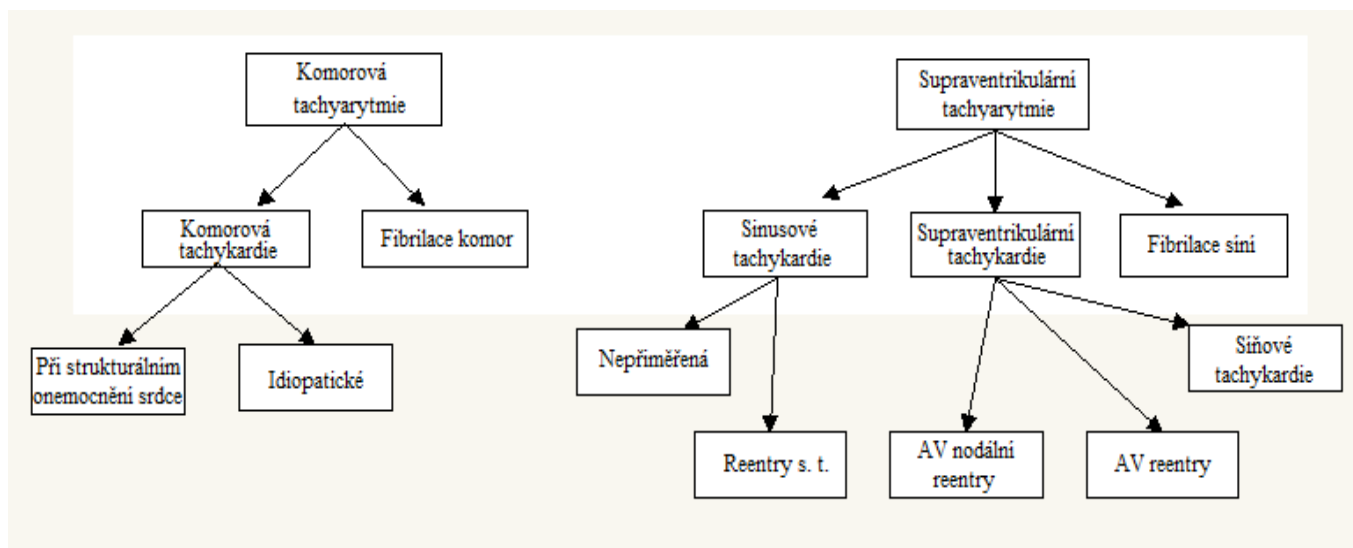
2 PORUCHY SRDEČNÍHO RYTMU

2.1 Základní klasifikace arytmí

Arytmie, neboli poruchy rytmu srdeční činnosti, lze rozčlenit do dvou základních kategorií. Tachyarytmie charakterizují zrychlenou srdeční činnost s frekvencí vyšší jak 100 tepů za minutu a naopak bradyarytmie zpomalený rytmus pod 50 tepů za minutu, zahrnuje taktéž srdeční zástavu trvající déle než 3 sekundy.

U elektrofyziologického vyšetření se léčba arytmíí orientuje především na diagnostiku tachyarytmíí, u bradyarytmie se s ní setkáváme velmi omezeně, podle jejich vyvolání, mapování a nálezu se aplikuje následná léčba, nejčastěji katérovou ablací. Bradyarytmie se v závislosti na závažnosti poruchy kompenzují nejčastěji dočasnou zevní kardiostimulací nebo trvalou implantací vhodného kardiostimulátoru k úpravě či úplné obnově srdečního rytmu.

Tachyarytmie dále větvíme na supraventrikulární a komorové. Supraventrikulární se objevují na úrovni síní nebo atrioventrikulární junkce nad Hisovým svazkem. Naopak komorové tachyarytmie mohou vznikat pod úrovní Hisova svazku nebo ve svalovině srdečních komor. Komorové tachyarytmie nevyžadují ke svému udržení aktivitu síní, nicméně některé arytmie ze supraventrikulárních potřebují i současnou činnost komor. Podrobnější rozdělení tachyarytmíí do jednotlivých tříd je znázorněno níže schématickým nákresem (viz Obrázek 2.1). [1] [3] [6]



Obrázek 2.1 Schéma klasifikace tachyarytmíí.

Mechanismus vzniku tachyarytmíí má svůj původ v patofyziologických pochodech, mezi nejdiskutovanější patří reentry okruh, abnormální automacie a spouštěná aktivita. [1] [3]

Reentry

Kruhové šíření vzruchu vzniká v místech srdeční tkáně nehomogenní refrakterity a vodivosti, která je refrakteritou určena, zároveň musí být propojeny tak, aby šířený vzruch mohl vytvořit kruh, poté se aktivuje vstoupením aktivační vlny předčasného stahu do potenciálního reentry okruhu.

Aktivační vlna normálně vzniká v sinusovém uzlu, odkud se šíří dále na celý myokard a zaniká po uskutečněné depolarizaci, kdy nastává refrakterní fáze, nicméně pokud dojde k převodu elektrického impulsu i do oblastí, kde se aktivační vlna již vyskytla, je možné v případě neabsolutní refrakterity vyvolání krouživého vzruchu. Ke vzniku tachykardie je třeba jednosměrné blokády – vzruch se nemůže šířit jedním směrem, ale opačným. V případě mnohočetné reentry se aktivační vlna rozštěpí na vlny dceřiné, které se nadále udržují rotací.

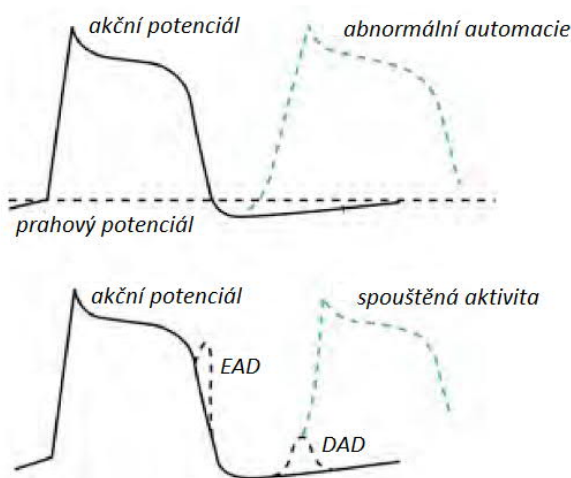
Ke zhodnocení kroužícího vzruchu se definuje interval mezi začátkem depolarizační vlny a ukončením refrakterní periody tkáně, tzv. excitable gap – při velkém intervalu je reentry okruh stabilní, při nulovém nestabilní. [3] [20]

Abnormální automacie

Stav kdy dojde k dřívějšímu prahovému potenciálu a předčasnému vzniku depolarizace ve tkáni, která jinak není schopna spontánní tvorby vzruchů (tedy mimo buňky převodního systému), dochází tak ke změně průběhu akčního potenciálu. [1]

Spouštěná aktivita

Po aktivaci spouštěcím podnětem dojde k automatické rytmicitě myokardu. Spouštěná aktivita vzniká na podkladě kolísání membránového potenciálu. Pokud se tak děje směrem ke kladným hodnotám, mluví se o tzv. časně následné depolarizaci před dokončením repolarizace (EAD – early after-depolarization) nebo o opožděné následné depolarizaci (DAD - delayed after-depolarization) po dokončení repolarizace. Srovnání abnormální automacie a spouštěné aktivity je znázorněno na Obrázku 2.2. [1] [3]



Obrázek 2.2

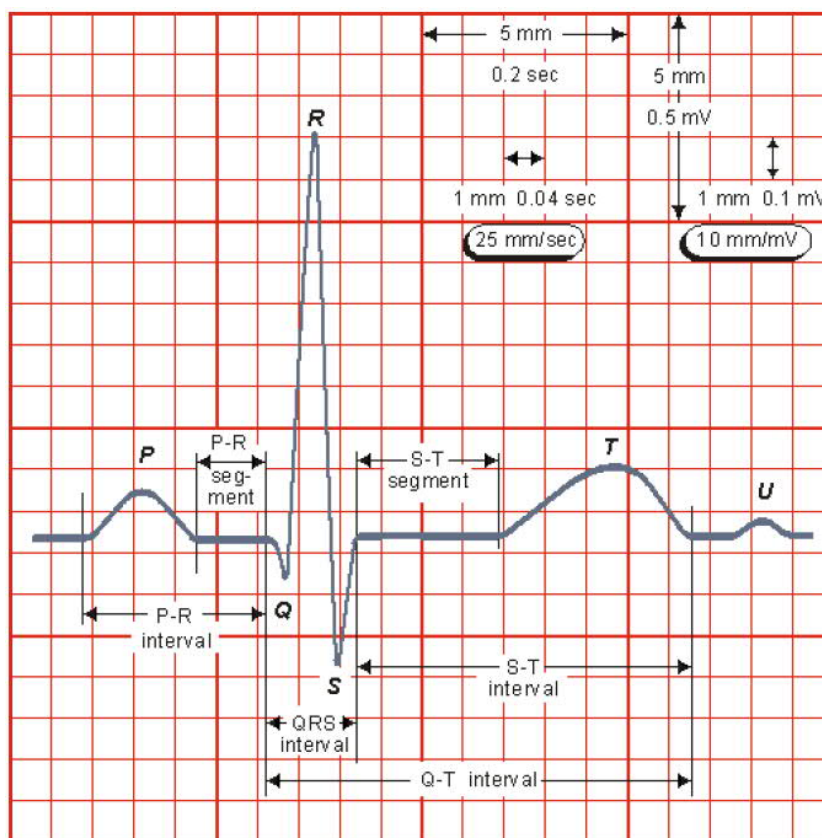
Srovnání průběhu abnormální automacie se spouštěnou aktivitou (upraveno a převzato z [1]).

2.2 Klinické mapování arytmii v EKG signálu

Klinické zhodnocení poruchy rytmu a vedení se staví na základě analýzy záznamu EKG pacienta. Jednotlivé změny vidíme v podobě kmitů, vln, intervalů a určených segmentů, zdravý záznam má pouze dvě vlny – P, T, respektive vlnu U a 3 kmity – Q, R, S (Obrázek 2.3).

Při rozboru se zaměřujeme především na komorové komplexy QRS – jejich tvar a délku, směřování a velikost amplitudy, konfiguraci, šířku, pravidelnost (interval R-R), frekvenci a přítomnost **P vln** před QRS komplexem, jejichž amplituda má být do **0,25 mV** (2,5 mm) s délkou v intervalu **0,07 – 0,10 s** (obvykle 80 ms), vypovídající o sinusovém charakteru rytmu oproti například fibrilaci síní, kde se namísto P vln objevují fibrilační vlnky.

Polarita fyziologické vlny P je dána pozitivně ve svodech II, III, aVF, aVL, naopak negativní vlnu nalezneme ve svodu aVR, bifázická s terminální negativitou pak ve svodu V1.



Obrázek 2.3 Fyziologická křivka EKG (převzato z [12]).

Pravidelnost P vln detekujeme na základě intervalu P-P, který má odpovídat intervalu R-R, její vazbu ke komorovému komplexu určíme pomocí **intervalu P-Q** (v rozmezí **0,12 s – 0,20 s**). **Segment PR** fyziologicky trvá **50-120 ms**, komplexu **QRS** **80-120 ms** s amplitudou obvykle nad **0,5 mV** (5 mm). Přechod QRS komplexu v ST úsek je vnímán jako bod J. [1] [25] [26]

Pozitivní kmit R nacházíme ve svodech V3-V6, **kmit Q** se šířkou **do 30 ms** bývá většinou do ¼ amplitudy kmity R téhož svodu. U segmentu S-T sledujeme vztah k izoelektrické čáře, **vlnu T**, která je pozitivní ve svodech I, II, V3-V6 a negativní ve svodech aVR, trvá **do 200 ms** (o výšce 2-8 mm). Vlna U bývá vysoká do 1/3 vlny T.

Interval QT závisí na srdeční frekvenci, při 60/min trvá u mužů méně než 450 ms a u žen méně než 470 ms, proto se koriguje pomocí Bazettovy rovnice k výpočtu tzv. QTc - korigovaného QT intervalu:

$$QTc = \frac{QT}{\sqrt{RR}} \quad (2.1)$$

Při R-R intervalu (RR) o 1 s je QTc rovný přímo intervalu QT, nicméně pro jeho výpočet je velmi důležité určit přesný konec vlny T ze svodu II nebo V5 dle tečny nejstrmější části protínající izoelektrickou linii signálu, proto se často dopočítávají ručně, aby se zamezilo chybnému zachycení vlny přístrojem.

Informace o délce QTc vypovídají o hodnotě do 431-450 ms u mužů a do 451-470 ms u žen. Pro rychlý výpočet postačí vědět, že se interval QT s rostoucí frekvencí zmenšuje – pro 70/min máme interval stanoven normovaně do 400 ms (horní hranice), zvýšením frekvence o každých 10/min se interval zkrátí vždy o 20 ms a naopak. Avšak příliš krátký QT interval může zapříčinit fibrilaci komor (QTc pod 330 ms). [1] [25] [26]

Frekvenci stanovíme z délky intervalu R-R, 1 min (60 s) dělíme touto naměřenou délkou intervalu R-R v sekundách, dostaneme tak orientační hodnotu údaje, kolikrát se nám R-R interval v dané minutě signálu opakuje – lépe přibližně vyskytuje.

Obráceně pokud srdeční frekvence dosahuje 60 tepů za minutu, R-R intervalu odpovídá délka rovných 1 s (1 tep za 1s). Klidová tepová frekvence se obvykle pohybuje v rozmezí 60 – 100 tepů/min, uspokojivě 60 – 80 tepů/min. Se stoupající srdeční frekvencí se intervaly zkracují.

Můžeme také vyjít z obecného vztahu pro stimulační či srdeční frekvenci f (počet stahů/min) a délku cyklu c , která je pro změnu v ms, v elektrofyzilogii se tak zavádí jednoduchý aritmetický vztah:

$$f = 60\,000 / c, \quad (2.2)$$

který nám vlastně určuje s jakou frekvencí je daný cyklus stimulace stimulován. [1]

Klinicky významná arytmie se obvykle objevuje častěji a opakuje nejpozději do několika týdnů, je nutné odlišit krátké poruchy srdečního rytmu od skutečných arytmí a vyhnout se také falešné detekci.

Jednotlivé svody pomůžou k jejich lepší identifikaci – I. svod zaznamenává dobře síňové arytmie a hemiblokády, II. svod poruchy sinusového uzlu a síňových arytmí, nejlepším svodem pro síňové arytmie však bývá záznam z III. svodu. K zachycení poruch komorového vedení se využívá hlavně svod V6, pro blokády Tawarových ramének, odlišení komorových tachykardií od supraventikulárních svod V1. [24]

Elektrická osa srdeční se stanovuje hlavně u blokád ramének a fasciкул, hypertrofie komor a při diagnostice některých komorových arytmií z končetinových svodů. Vyjadřuje směr vektoru elektrické aktivity srdce ve frontální rovině během depolarizace komor (komplex QRS). [25]

Předem zájmu tak zůstává změření základních intervalů, popis tvaru jednotlivých vln a úseků, zhodnocení vlny P a QRS komplexu a jejich porovnání s normalizovanými hodnotami.

Ačkoliv se možnosti analýzy z technické stránky značně rozšířily, nesmíme opomenout zodpovědnost kardiologa při závěrečné interpretaci automaticky vyhodnoceného záznamu, v konečném výsledku rozhoduje lidský faktor, ne přístroj.

2.3 Fibrilace síní a její identifikace

Fibrilace síní patří mezi nejčastější poruchy srdečního rytmu, její příčinou bývá především ICHS, mitrální vady, arteriální hypertenze, hypertyreóza (zvýšená funkce štítné žlázy) či hypoxie, spojuje se i s výskytem kardiomyopatie a alkoholismu, vedou k degenerativním procesům vyvolávající vznik reentry okruhů (víření potenciálu) v obou síních myokardu a následně k míhání síní v podobě rychlé nekoordinované akce – frekvence se pohybuje okolo 300-400/min, ale může dosáhnout i 650/min. Ovšem za své mohou i další nepatřičné faktory jako obezita, diabetes mellitus, spánková apnoe či dokonce nadměrně provozovaný vytrvalostní trénink a stres.

Způsobuje nevyvolání adekvátního stahu, zmenšení komorového plnění, zkrácení doby diastoly při nepravidelné činnosti komor, porušenou reakci tepové frekvence na zátěž, v nejhorším případě však může vést i k definitivnímu srdečnímu selhání.

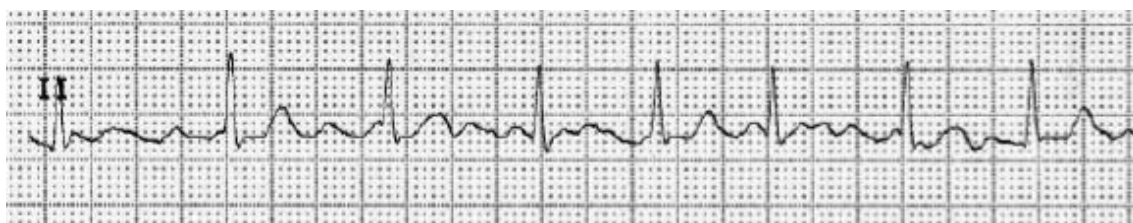
Navenek se může projevovat palpitací, dušností, únavou, pocením, bolestí na hrudníku, nicméně vedle zhoršení srdeční činnosti může způsobit i cévní mozkovou příhodu z důsledku výskytu tromboembolických komplikací (kvůli stagnaci krve v dilatované levé síni a jejím oušku). Proto se léčba fibrilace síní orientuje i na prevenci tromboembolických příhod, jejichž vznik je předpokládán obvykle 48 hodin po výskytu fibrilace, ale i dříve. [5] [15] [18] [20]

K léčbě fibrilace síní je zapotřebí především obnovení a udržení sinusového rytmu elektrickou (výboj o 100-150 J) či farmakologickou kardioverzí a léky optimalizovaná srdeční frekvence. Bez léčby frekvence komor kolísá mezi 130/min a 160/min, někdy i pod 100/min. Kardioverzí dojde k vyrušení arytmiie a nastolení pravidelnějšího sinusového rytmu, stimulační impuls musí být zaveden mezi T vlnou a QRS komplexem, abychom předešli aplikaci do vulnerabilní fáze.

Samotné vlnění síní je způsobeno přítomností 5-7 reentry okruhů (kroužení vzruchu), které nastaví frekvenci síní obvykle nad 350/min – zvýšený počet impulsů vede k nepravidelné komorové frekvenci, neboť AV uzel přenáší pouze náhodně vybrané impulsy z vyvolané arytmiie. Spouštěcí ložiska bývají nejčastěji v místech ústí plicních žil, ale i kdekoli v srdečních oddílech, mnohočetné reentry okruhy díky rotaci vedou k udržení fibrilace, vyvolána však může být i zvýšenou automacií. [9] [11] [17] [19] [20]

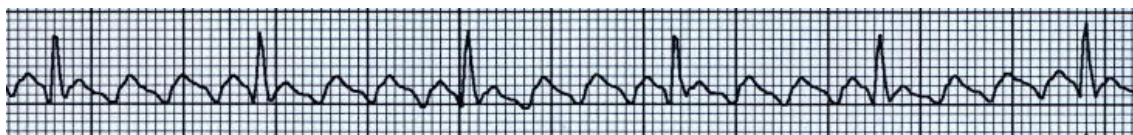
Předmětem vyšetření fibrilace síní je mimo rozebírané anamnézy, fyzikálního a laboratorního vyšetření včetně případného ultrazvuku, taktéž 12ti-svodové EKG, z něhož vyčteme především srdeční rytmus, frekvenci a trvání jednotlivých etap fibrilace síní, převodní intervaly (PR, QRS, QT), lékař zhodnotí i případné ischemické změny, hypertrofie, raménkové blokády, preexcitaci – kde začátek vlny P bývá často izoelektrický, interval P-R je nejednoznačný vzhledem k nepřesnosti začátku kmitu R.

U pacienta s výskytem fibrilace síní je zřejmý nepravidelný puls, na EKG křivce se namísto P vln objevují rychlé fibrilační vlnky f nebo vlny F o frekvenci 300-600/min (odrážejí výskyt krouživých vzruchů) a rozdílného elektrického potenciálu, někdy pouze vlnění izoelektrické linie. Stejně jako vlna P jsou fibrilační vlnky nejlépe zachyceny v končetinových svodech – II (Obrázek 2.4), III, aVF a ve svodu V1 (Obrázek 2.7), nahrazují znázornění síňových stahů při rychlé depolarizace síní.



Obrázek 2.4 Záznam fibrilace síní z končetinového svodu II (převzato z [21]).

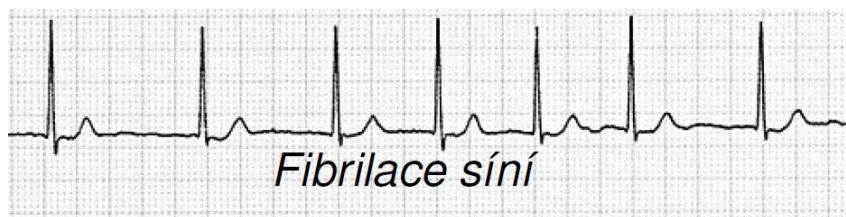
Nepravidelnost výskytu QRS komplexů je dána měnícím se RR intervalem a PR interval nelze určit (Obrázek 2.6), ovšem průběh R-R intervalů může mít i relativně pravidelný charakter, v případě pravidelnějších a větších fibrilačních vlnek - hrubovlnné FiS - může být fibrilace síní zaměněna za síňovou tachykardii či přímo flutter síní (Obrázek 2.5). Někdy střídavě dokonce ve flutter síní přechází – síňový fibriloflutter, nebo koexistuje s jinými supraventrikulárními arytmiemi.



Obrázek 2.5 Záznam EKG při flutteru síní (převzato z [21]).

Záznam QRS komplexu bývá normální konfigurace o délce 0,08 s, interval QT nelze přesně určit – sestupná vlna T je opakovaně narušována vlnou f (Obrázek 2.4), která bývá nejlépe postřehnutelná ve svodu V1.

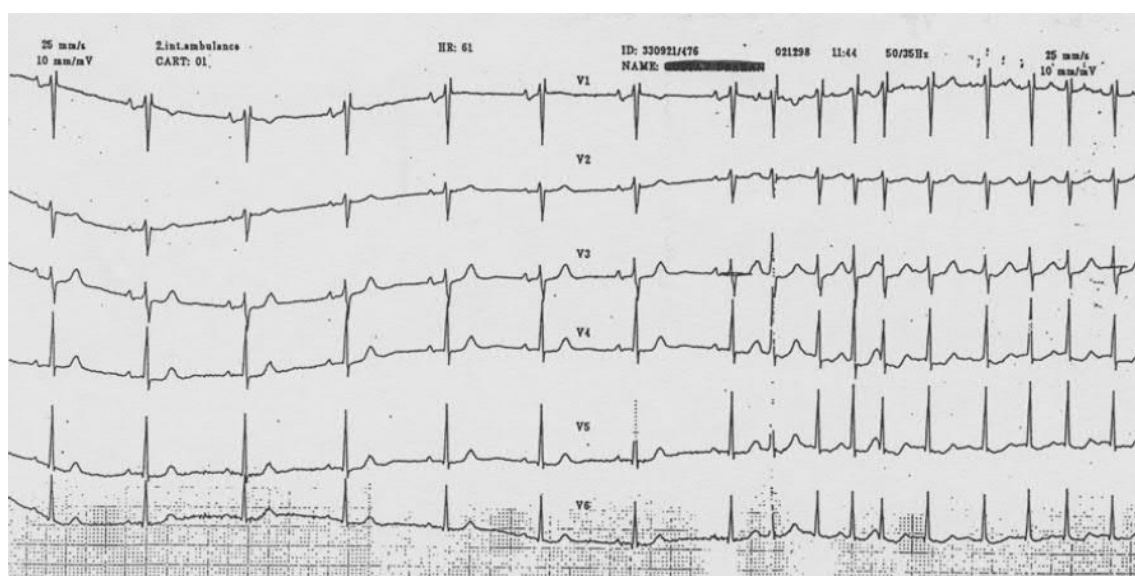
Z hlediska nepravidelnosti u fibrilace síní hovoříme o tzv. nepravidelné nepravidelnosti EKG záznamu, zejména výskyt komorového komplexu nelze předem předpovědět, odráží nepravidelnou aktivitu komor, charakter příštího záznamu je svým způsobem nahodilý, nepředvídatelný. Nepravidelnost pozorujeme tedy jak u síňového rytmu („P-P“), tak i u rytmu komorového (R-R). [10] [11] [22] [25] [26]



Obrázek 2.6 Nepravidelný průběh fibrilace síní (převzato z [21]).

Vizuálně je depolarizace síní zcela nepravidelná, síňové vlnky jsou velmi nízké, mění stále svůj tvar a vzdálenost, tedy frekvenci. Každá pravidelnost může znamenat přítomnost jiné arytmie. V případě rychlé komorové frekvence se může fibrilace síní zaměnit s komorovou tachykardií, zde nám k indikaci pomůže především přítomnost bloku pravého raménka. Vzhledem k pravidelné komorové frekvenci fibrilace síní je nutné detekovat kompletní AV blokádu u bradykardie, a to i v případě pouze dvou identických intervalů R-R.

Fibrilaci síní klasifikujeme na paroxysmální formu (končí obvykle do 48 hodin), perzistentní formu (k jejímu ukončení je potřeba elektrická či farmakologická verze) a permanentní formu – chronickou (přes jakoukoliv snahu přetrvávající arytmie). U všech pacientů je nezbytné posouzení doby trvání fibrilace síní, se vzrůstajícím výskytem opakované fibrilace se prohlubují změny elektrické i strukturální povahy myokardu a s tím klesá pravděpodobnost návratu k pravidelnějšímu sinusovému rytmu. [16] [17] [18] [22]



Obrázek 2.7 Ukázka průběhu fibrilace síní při snímání EKG z hrudních svodů (převzato z [32]).

3 METODY AUTOMATICKÉ DETEKCE FIS

Metody automatické detekce fibrilace síní nejčastěji vycházejí přímo z dynamiky tepového průběhu EKG, od většiny supraventrikulárních arytmí se fibrilace síní vyznačuje charakteristicky nepravidelným rytmem RR intervalů, které jsou obvykle různě dlouhé a předem těžko předvídatelné, proto se detekce zakládá především na variabilitě RR intervalu, hlavním předpokladu při identifikaci fibrilace síní v EKG záznamu.

Chybějící vlna P může být často zaměňována například s výskytem myopotenciálů různého původu, které zapříčiňují rozvlněnost izolinie, měla by být až druhotným sledovaným parametrem, v případě její přítomnosti může i zkušenější bez pečlivého průzkumu v jednotlivých svodech přehlédnout. Ke zpřesnění detekce je vhodné některé metody záměrně spojit, či účelně upravit a po předchozím otestování na reálných datech aplikovat ke zkušenostní realizaci.

Problém zároveň nastává i při přímé analýze HRV, která je principiálně postavená na detekci komplexů QRS, jimž předchází vlna P (tj. intervaly sinusového rytmu – intervaly NN), která v případě fibrilace síní není detekovatelná.

Obecně jsou u popisovaných metod v signálu nejdříve detekovány R-R intervaly na základě výskytu R vln, který je dále rozčleněn na segmenty podléhající zhodnocení dle stanovených podmínek jednotlivých metod, po překročení určitého prahu je daný úsek označen za atrio-fibrilační či nikoliv. Volba předdefinovaných prahů obvykle vychází spíše ze zkušenosti při práci s EKG signály vizuálně rozpoznávaných arytmí.

3.1 Metody pro výpočet variability

3.1.1 SDNN, RMSSD

Běžně užívané parametry pro určení HRV v časové oblasti dávají základ i pro určení výskytu různých dysrytmí, u fibrilace síní vybrané parametry jako *SDNN* (směrodatná odchylka intervalů RR, odmocnina z rozptylu), *RMSSD* (odmocnina průměru kvadrátů diferencí sousedních intervalů RR) budou vykazovat daleko vyšší hodnoty oproti normálu – nebo-li čím je jejich hodnota menší, tím jsou si RR intervaly navzájem méně nesourodé a naopak, ačkoliv hodnota *SDNN* může být poněkud zavádějící v závislosti na délce analyzovaného signálu a době výskytu fibrilace síní během záznamu.

RMSSD se z matematického hlediska jeví spolehlivějším příznakem k detekci fibrilace síní, neboť bere v úvahu vždy každé dva sousedící intervaly, které porovnává, což je u fibrilace síní důležitým faktorem, v úvahu se však musí vzít, jestli se nejedná i o záznam pravidelnější formy fibrilace síní, kde by číselné vyjádření odlišnosti mezi intervaly bylo téměř totožné jako při rytmu sinusovém, s výjimkou výskytu vlny P. Interval R-R se u fibrilace síní odvíjí na základě náhodného převodu impulsů na komory, jejich analýza by tak mohla být i snadno zaměnitelná a kontroverzní.

Definice obou vztahů jsou uvedeny dle vzorců v ms níže (převzato a upraveno z [12]), RR_i značí i -tý RR interval a μ_{RR} střední hodnotu z M intervalů RR (nebo délký segmentu):

$$SDNN = \sqrt{\frac{1}{M-1} \sum_{i=1}^M (RR_i - \mu_{RR})^2} \quad (3.1)$$

$$\mu_{RR} = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M RR_i \quad (3.2)$$

$$RMSSD = \sqrt{\frac{1}{M-1} \sum_{i=2}^M (RR_i - RR_{i-1})^2} \quad (3.3)$$

3.1.2 CV

Z výpočtu směrodatné odchylky RR intervalů (*SDNN*) můžeme určit i variační koeficient *CV* ke stanovení relativní variability, který je dán vztahem poměru této směrodatné odchylky k střední hodnotě μ_{RR} z *M* intervalů RR, vycházíme tedy ze vztahů: [29]

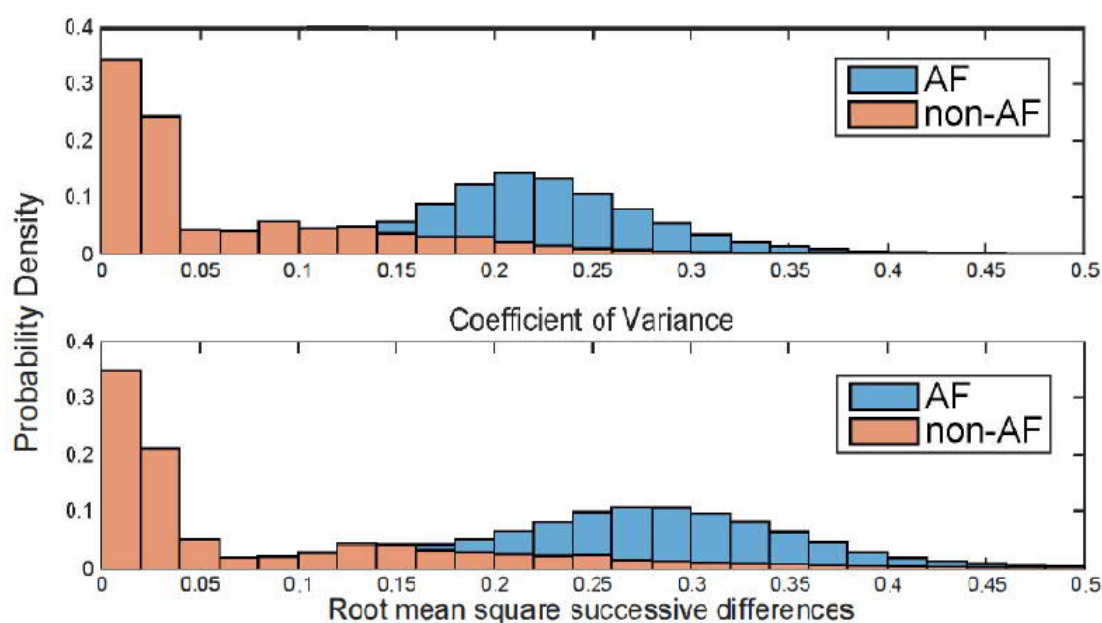
$$SDNN = \sqrt{\frac{1}{M-1} \sum_{i=1}^M (RR_i - \mu_{RR})^2} \quad (3.1)$$

$$\mu_{RR} = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M RR_i \quad (3.2)$$

$$CV = \frac{SDNN}{\mu_{RR}} \quad (3.4)$$

Podle zpracované studie článku [33] jsou průměrnými prahy u segmentů délky okna 30 tepů (tj. 30 R vln, tzn. 29 R-R intervalů), ale i 60, 90 a 120 tepů, optimálně zvoleny $P_{RMSSD1} = 0.19$, $P_{RMSSD2} = 0.20$ a $P_{CV} = 0.16$, obecně se jeví lepším - přesnějším posuzovatelem data z delšího segmentu, ovšem musíme počítat s větší výpočetní náročností programu.

Prahy byly stanoveny otestováním dat z MIT-BIH AF databáze (AFDB) – jeden datový soubor obsahoval přes milion tepových záběrů, databáze obsahuje 10-hodinové nahrávky povětšinou paroxysmální formy fibrilace síní o vzorkovací frekvenci 250 Hz. Příklad histogramu pravděpodobnostního rozložení detekce fibrilace síní (AF) u zvoleného segmentu při použití jednoho z algoritmů znázorňuje Obrázek 3.1. [33]



Obrázek 3.1 Histogram k zhodnocení vhodných prahových hodnot pro detekci fibrilace síní v určitém segmentu při výpočtu CV (graf nahoře) a $RMSSD$ (graf dole) rytmu (převzato z [33]).

3.2 Grafické nelineární metody

3.2.1 Histogram

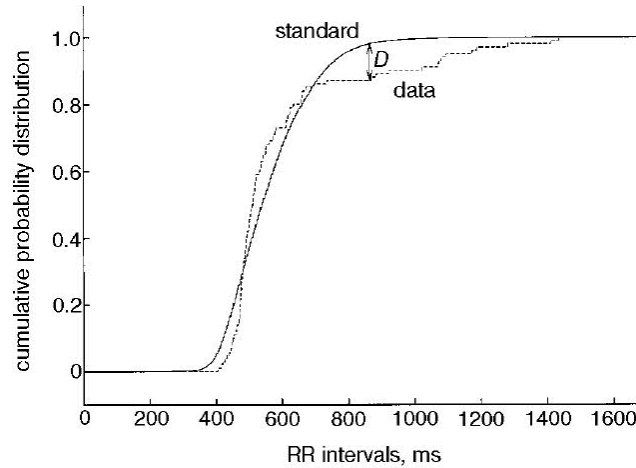
Na základě rozděleného signálu na jednotlivé segmenty lze každý segment reprezentovat četností v histogramu RR intervalů nebo ΔRR intervalů (diference dvou po sobě jdoucích intervalů). Podobnosti mezi histogramy testovaných dat se standardními se vyhodnocují na základě Kolmogorovova-Smirnovova testu. [29]

Pomocí Kolmogorovova-Smirnovova testu lze zhodnotit podobnost získaného histogramu R-R intervalů se standardizovaným, který byl vyhodnocen přímo ze záznamu fibrilace síní, dle rozdílových hodnot mezi srovnávanými histogramy se stanoví p -hodnota podle níže uvedených vztahů, kde N_1 udává počet hodnot ve standardizovaném rozdělení a N_2 počet hodnot u vyhodnocovaného:

$$p = Q(\lambda) = 2 \sum_{j=1}^{\infty} (-1)^{j-1} e^{-2j^2 \lambda^2} \quad (3.5)$$

$$\lambda = \frac{N_1 N_2}{(N_1 + N_2)} \quad (3.6)$$

V případě velkých rozdílových hodnot je p -hodnota malá, při překročení stanovené prahové hodnoty považujeme úsek za fibrilační. Ukázka distribučně-pravděpodobnostního rozložení porovnávaných histogramů u Kolmogorovova-Smirnovova testu je znázorněna na Obrázku 3.2. Hodnota D představuje největší vzdálenost mezi oběma distribucemi, tedy vzájemně vyjádřenou odlišnost.



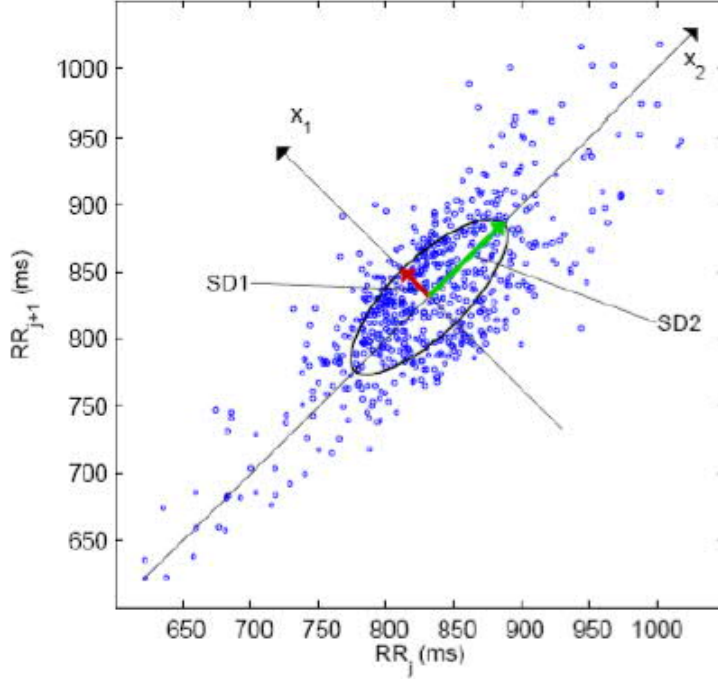
Obrázek 3.2 Kolmogorov-Smirnovův test k porovnání distribucí dvou histogramů (převzato z [29]).

K porovnání variačního koeficientu RR intervalů můžeme aplikovat tzv. CV test, abychom jej porovnali s hodnotou variačního koeficientu, která byla získána ze standardizovaného histogramu odpovídajících intervalů, na základě předem zadaného rozsahu variačního koeficientu R_{CV} lze určit případnou fibrilaci síní. [29]

3.2.2 Poincarého mapa

Poincarého mapa se řadí mezi nelineární metody zobrazující fluktuace hodnot RR_{i+1} proti RR_i , někde uvedené jako RR_{j+1} proti RR_j , tedy porovnání určitého RR intervalu (osa x) s následujícím (osa y).

Obvykle se hodnotí pomocí směrodatných odchylek SD1 a SD2 ve směrech kolmých os x_1 a x_2 , osa x_2 odpovídá hodnotám $RR_{i+1} = RR_i$. Hodnota SD1 popisuje krátkodobou variabilitu, hodnota SD2 dlouhodobou – viz Obrázek 3.3. [12] [27]



Obrázek 3.3 Poincarého mapa fluktuace hodnot intervalů RR (převzato z [12]).

Důležitým podnětem k vyhodnocení je rozptýlení jednotlivých bodů z naměřených dat kolem diagonály, disperze se vypočítá na základě následujícího vztahu (3.7), kde I vyjadřuje hodnoty aktuální délky RR intervalu a n celkový počet RR intervalů, při překročení určité hodnoty je detekována fibrilace síní (obvykle zjištěna na základě experimentů dostupných dat): [27]

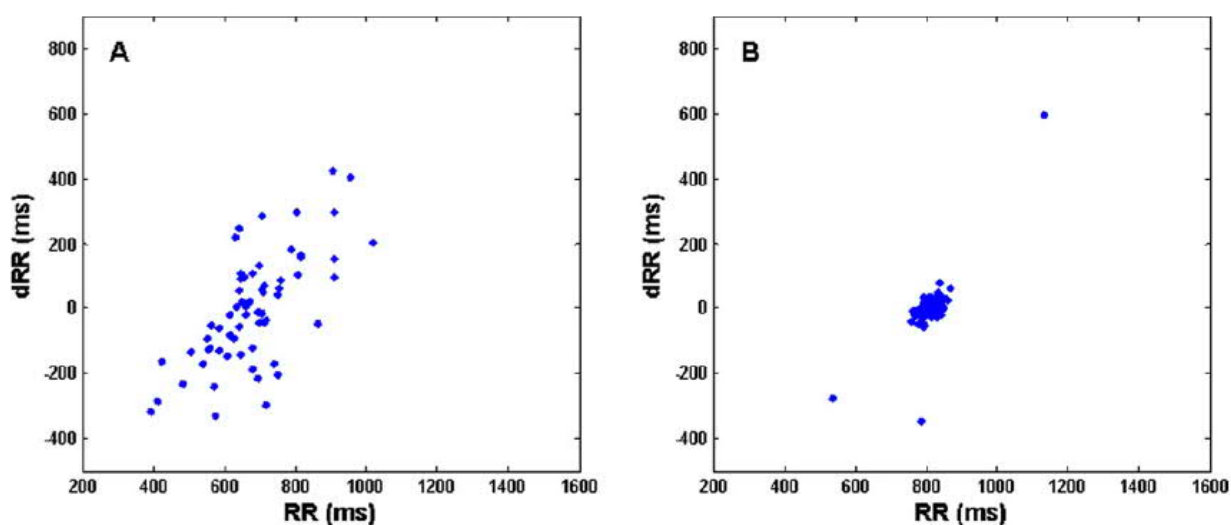
$$disperze = \sqrt{\frac{\frac{1}{2(n-1)} \sum_{j=1}^{n-1} (I_j - I_{j+1})^2 - \left(\frac{1}{(n-1)\sqrt{2}} \sum_{j=1}^{n-1} |I_j - I_{j+1}| \right)^2}{\frac{1}{2(n-1)} (-I_1 - I_n + 2 \sum_{j=1}^{n-1} I_j)}} \quad (3.7)$$

3.2.3 RdR mapa

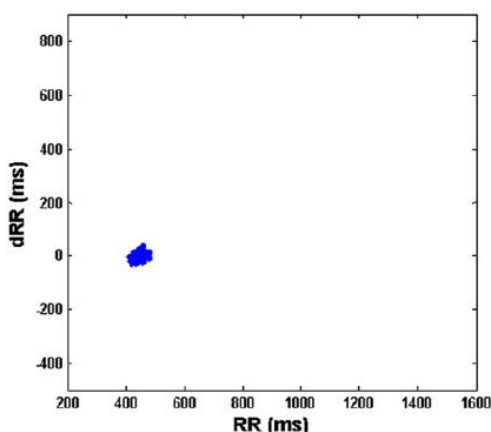
RdR mapa zobrazuje grafickou závislost jednotlivých RR intervalů (osa x) vzhledem k jejich dRR hodnotě (osa y) – rozdílu doby trvání vyhodnocovaného RR intervalu s předchozím, tj $dRR = RR_i - RR_{i-1}$.

Výsledkem je bodový graf, jehož nahuštění bodů se odvíjí od pravidelnosti/nepravidelnosti mezi vyhodnocovanými intervaly – pokud převažují značné změny a body zabírají rozházeně velkou část plochy mapy, potvrzují atriální fibrilaci, jejíž průběh je značně nepravidelný, kdežto u pravidelného sinusového rytmu budou body nahuštěny blízko sebe – v určitém místě grafu, stejně i tak u typického síňového flutteru, pro srovnání viz Obrázek 3.4 a Obrázek 3.5.

Zahuštěnost bodů – zaplněnost celkové plochy se určuje s pomocí mřížky 25 ms rozlišení k vyhledání tzv. NEC (nonempty cell) buněk, kterou je buňka alespoň s jedním bodem, při překročení prahové hodnoty počtem NEC buněk určitého segmentu považujeme úsek za fibrilaci síní. [7]



Obrázek 3.4 Srovnání RdR mapy u fibrilace síní (A) a sinusového rytmu (B) (převzato z [7]).



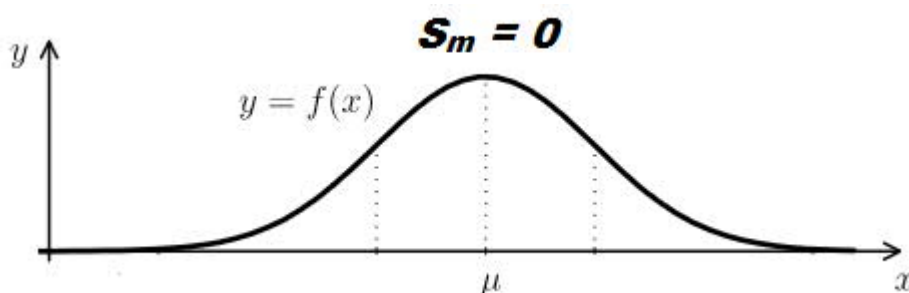
Obrázek 3.5 RdR mapa při flutteru síní (převzato z [7]).

3.3 Charakteristiky rozložení kolem středu

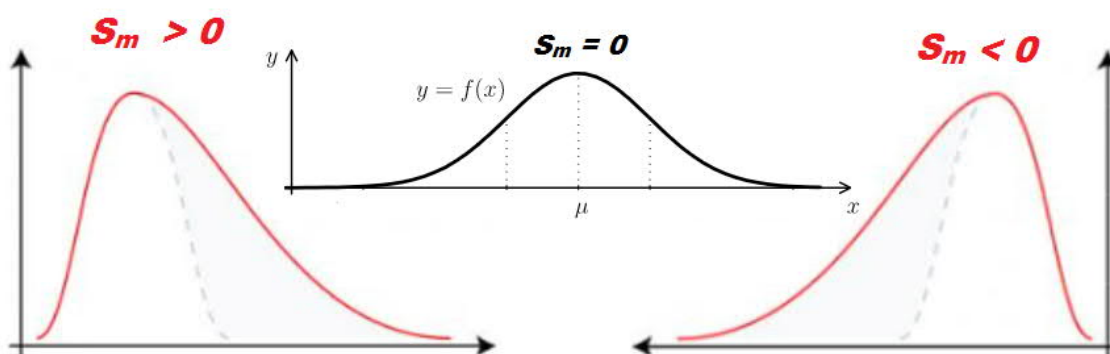
3.3.1 Koeficient šikmosti

Koeficient šikmosti S_m použijeme pro zhodnocení souměrnosti rozložení určitého počtu M RR intervalů kolem střední hodnoty μ_{RR} (viz Obrázek 3.6) – zda-li není soubor testovaných hodnot zešikmen směrem k jedné ze stran od zvoleného středu (Obrázek 3.7) na základě vztahu (3.8), kde RR_i značí i -tý RR interval a $SDNN$ dříve uvedenou směrodatnou odchylku:

$$S_m = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M \frac{(RR_i - \mu_{RR})^3}{SDNN^3} \quad (3.8)$$



Obrázek 3.6 (Normální) Gaussovské rozložení (upraveno a převzato z [36]).

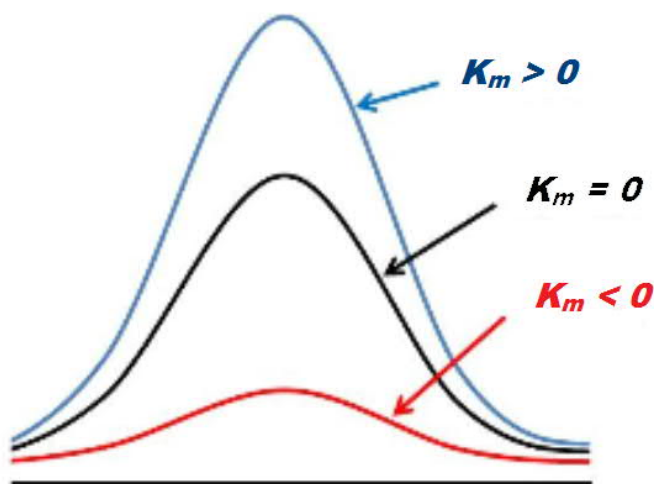


Obrázek 3.7 Rozložení při zešikmení zprava ($S_m > 0$) a zleva ($S_m < 0$) (upraveno a převzato z [35] [36]).

3.3.2 Koeficient špičatosti

Koeficient špičatosti K_m (strmosti) zhodnotí míru koncentrace kolem zvoleného středu (Obrázek 3.8) – rozložení je tím víc špičatější, čím více jsou hodnoty poblíž porovnávanému středu ($K_m > 0$), naopak u koeficientu s nízkou špičatostí jsou hodnoty značně odlehle ($K_m < 0$), výpočetní vztah odpovídá předešlému koeficientu šikmosti, pouze difference a směrodatná odchylka jsou umocněny sudým exponentem 4 namísto lichého mocnitele 3: [23]

$$K_m = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M \frac{(RR_i - \mu_{RR})^4}{SDNN^4} \quad (3.9)$$



Obrázek 3.8 Poincarého mapa fluktuace hodnot intervalů RR (upraveno a převzato z [35]).

3.4 Analýza FiS ve frekvenční oblasti

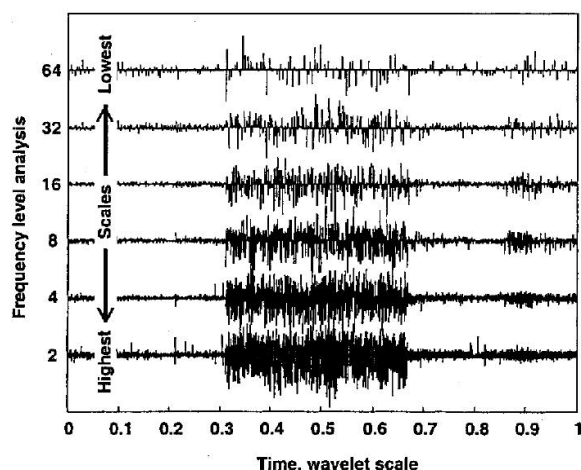
3.4.1 Vlnková transformace

Vlnková transformace slouží k filtraci a zvýraznění časově-frekvenční charakteristiky EKG signálu, vyhodnocované parametry jsou vypočítány z filtrovaného signálu, pro automatickou detekci fibrilace síní je vyhledávanou metodou právě díky její uspokojivé přesnosti vycházející z vysoké úrovně senzitivity a specifity (někdy přesahující i víc jak 99,5 % v závislosti na množství a různorodosti testovaných dat). Vhodnost metody spočívá i v aplikaci na dlouhodobě snímané průběhy EKG. [28]

Variabilita RR intervalů se stanovuje dvěma postupy: vlnkovou a fraktální analýzou k určení nepravidelnosti (nehomogenity nebo četnosti pozorovaných znaků) sledovaného systému, tedy spojením časově-frekvenční analýzy s fraktální klasifikací, které dohromady zaručují co nejspolehlivější detekci metody, doplněna může být i dalšími matematickými modely a metody určenými pro analýzu HRV.

Pro určení prahových kritérií se nejdříve testují anotovaná data, nejčastěji z přístupných databází. Pro srovnání a stanovení je nejlepším posuzovatelem sinusový normální rytmus s chronickou či paroxysmální formou fibrilace síní. Stanovené limity pak určují automatickou klasifikaci EKG pro zhodnocení klinických záznamů předem neurčené diagnostiky.

Pro přehlednost a přesné určení začátku a konce určité periody se detekované QRS komplexy číslovají, následná analýza RR intervalů využívá diskrétní vlnkové transformace (DWT) k identifikaci oblastí s vysokým HRV koeficientem, tj. oblastí velké variability (vyjádřené intenzitou amplitudy) – Obrázek 3.9, které jsou klasifikovány na fyziologické nebo patologické rytmy (konkrétně na fibrilaci síní), přítomnost značné variability však nemusí nutně znamenat výskyt fibrilace síní, proto následuje v dalším kroku fraktální klasifikace. [28]

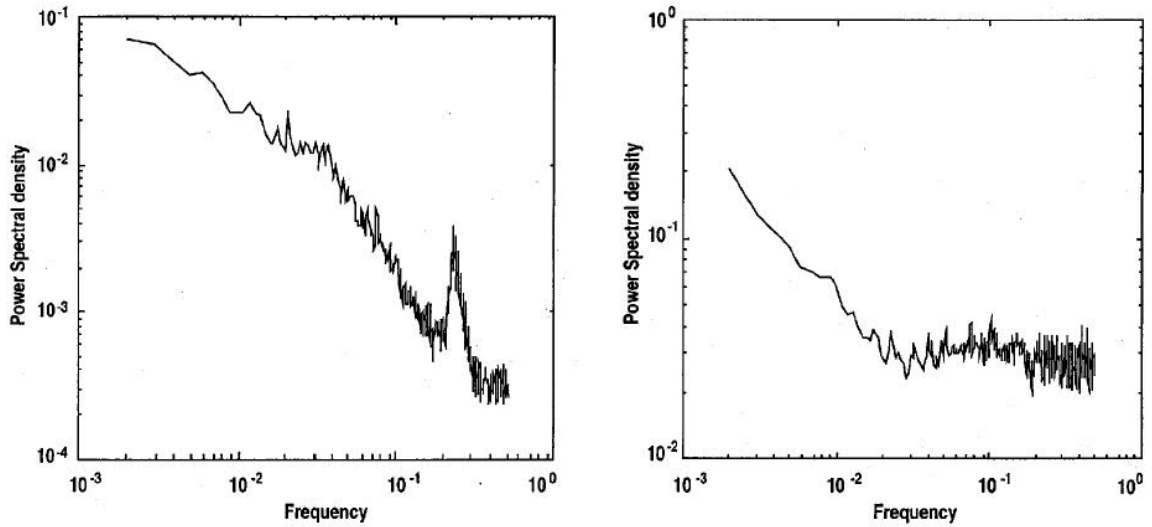


Obrázek 3.9 Vyjádření variability tepového průběhu po aplikaci DWT (převzato z [28]).

K prováděné analýze je nutné stanovit a doplnit, definovat podmínky vlnkové transformace z další literatury. Principiálně jde o nelineární filtraci a korelaci signálu báзовými vlnkami vycházející z jedné vlnky mateřské a časově-frekvenční rozklad signálu do jednotlivých frekvenčních pásem bankou filtrů.

Diskrétní vlnková transformace se použije k získání výkonu transformovaného signálu a jeho koeficientů – aplikováním Fourierovy transformace se vypočítá spektrální výkonová hustota (PSD – power spectral density).

Výsledek v zlogaritmovaném měřítku bude mít pro sinusový rytmus přibližně lineární sklon spojnice trendu, naopak u fibrilace síní se bude větvit do dvou linií: jedna ve vysokofrekvenčním pásmu (v rozmezí 10^{-2} - 10^{-1} Hz) a druhá v nízkofrekvenčním (v rozmezí pod 10^{-2} Hz), jak můžeme vidět na Obrázku 3.10. Vzájemný rozdíl mezi fibrilací síní a sinusového rytmu bude tedy ležet v nejvyšších frekvencích určité PSD. [28]



Obrázek 3.10 Spektrální výkonová hustota v logaritmickém měřítku variability sinusového (vlevo) a atrio-fibrilačního (vpravo) rytmu (převzato z [28]).

K rozčlenění diskutovaných arytmií bylo podle článku [28] použito fraktální analýzy Brownova pohybu (FBM – Fractional Brownian motion), což je metoda nestacionárního charakteru, model pro zpracování náhodných biologických systémů.

Pokud podle modelu výkonového spektra obou arytmií (Obrázek 3.10) uvažujeme směr průběhu signálu pomocí spojnice trendu v $1/f^\beta$ (tj. $y = f^\beta$) – dle článku [28], pro fibrilaci síní bude v úseku vysokých frekvencí β přibližně kolem nuly oproti normálnímu rytmu, kde β bude spíše směrem od jedné nahoru.

Kvalitu určení testovaného objektu potom určuje Hurstův exponent H , odpovídající rovnosti $H = (\beta - 1)/2$, jeho hodnota nesmí překročit práh pod $H = 0.7$, tedy $\beta = 2H + 1$ nesmí být menší jak 2.4, jinak je detekována fibrilace síní [28], hodnota prahu β by však pravděpodobně měla být posunuta níže, blíže k 1.

Pokud se získají alespoň orientačně souřadnice trendu výkonnostní křivky určitého frekvenčního pásma, může se β stanovit z funkční závislosti pro daný úsek, tedy při $y = x^{-\beta}$ (také jinak $\log y = -\beta \log x$). Užitím zlogaritmovaných hodnot grafu dostaneme β jako záporný podíl hodnot exponentů souřadnic (b a a), přičemž exponent x -ové osy a není pro nulu definován:

$$\beta = -\frac{\log y}{\log x} = -\frac{\log 10^b}{\log 10^a} = -\frac{b \log 10}{a \log 10} = -\frac{b}{a} \quad (3.10)$$

4 VARIABILITA RR INTERVALU U FIS

Variabilita srdečního rytmu je postavená na diferenci jednotlivých časových intervalů mezi R vlnami komorového komplexu QRS a rozptýlení hodnot kolem zvoleného znaku určité metody.

Pomocí vybraných metod na základě stanovených parametrů vyhodnocujeme možnou přítomnost fibrilace síní z dostupných dat testovaného záznamu z holterovských EKG signálů, které jsou seskupeny po 10 sekundových snímcích odpovídající zvlášť zrovna diagnostikovanému pacientovi.

4.1 Analyzovaná data

Analyzovaná data (BTLFNMUG2006.zip) byla poskytnutá ve spolupráci s mezinárodní firmou BTL Zdravotnická Technika, a.s., z iniciativy na zlepšení EKG monitoringu. Samotná databáze datových souborů sestává ze tří složek – Analyses, Examinations, References, které dohromady pod číslem záznamu kompletují daný snímek signálu s naměřenými hodnotami ve formátu xml, která tak bylo nutno nejdříve zkonvertovat za předpřipravených funkcí pro přečtení v programovém prostředí MATLAB. Celková kapacita původních dat dosahovala téměř 10 GB (20 109 souborů), z nichž pouze 243 bylo atrio-fibrilačních, analýza se proto omezila nejdříve na výběr cca 500 záznamů, podle kterých se stanovovaly prahy pro určení hraničního limitu výskytu síňových fibrilací. Diskriminační schopnost jednotlivých prahů k zvolenému parametru se vyhodnotila sestrojením grafické závislosti ROC křivek.

Identifikace síňové fibrilace vychází ze souborů recordAFIB.mat (detekovaná atriální fibrilace) a recordWithoutAFIB.mat (jiné záznamy), původní dvanácti-svodové záznamy byly přístrojově zpracovávány vzorkovací frekvencí 2000 Hz, vnitřně pak 500 Hz, proto pro analýzu počítáme právě se vzorkovací frekvencí 500 Hz.

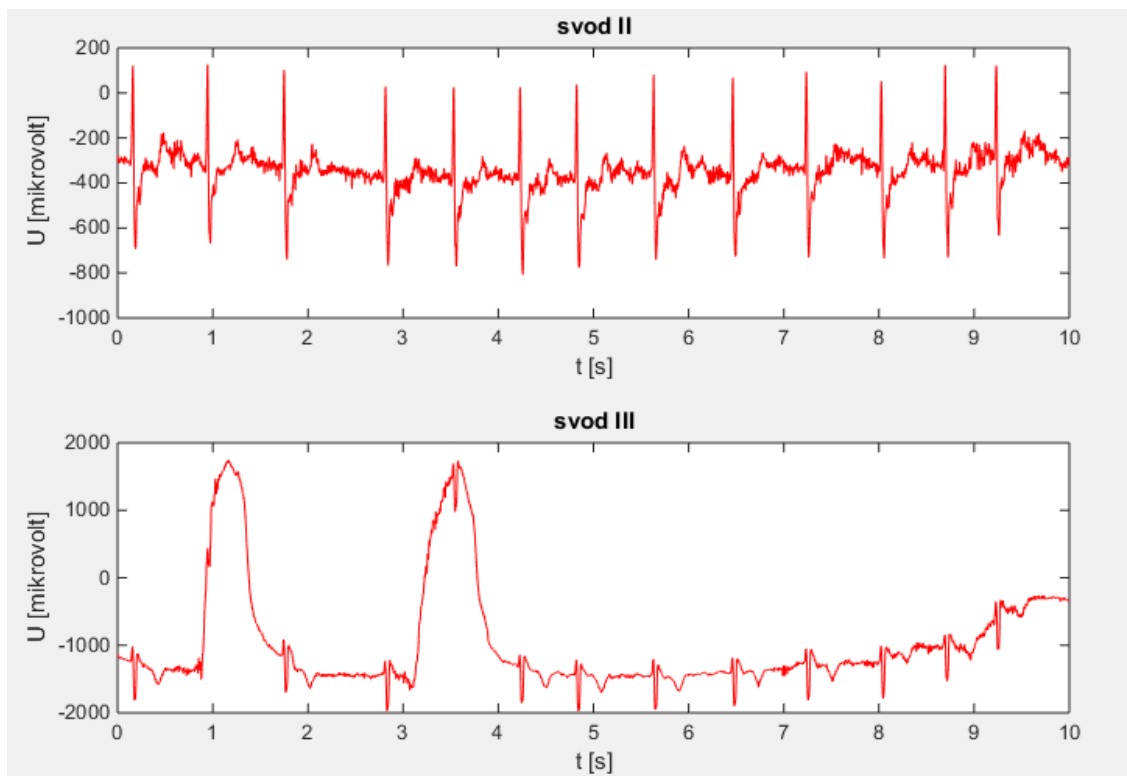
Pozice detekovaných QRS komplexů jsou uschovány ve složce Analyses, data pro zobrazení jednotlivých svodů ve složce Examinations (krom končetinových Goldbergerových svodů aVL, aVR, aVF, a svodu I, který pravděpodobně není uchován), případnou diagnózu z vyšetření pro určený záznam najdeme, místo recordAFIB.mat a recordWithoutAFIB.mat, i ve složce References, kde však chybí jednoznačný popis atrio-fibrilačních záznamů, které jsou tak od ostatních záznamů nepřímo nerozeznatelné.

Aktuální segment záznamu se určuje na základě předchozího určení pozic QRS komplexu, k vyhodnocení určitého úseku R-R intervalů se stanovuje hodnota 7 parametrů, která je dále porovnávána s předdefinovaným prahem a rozřazena do třídy ATRIAL FIBRILLATION nebo OTHER HEART RHYTHM.

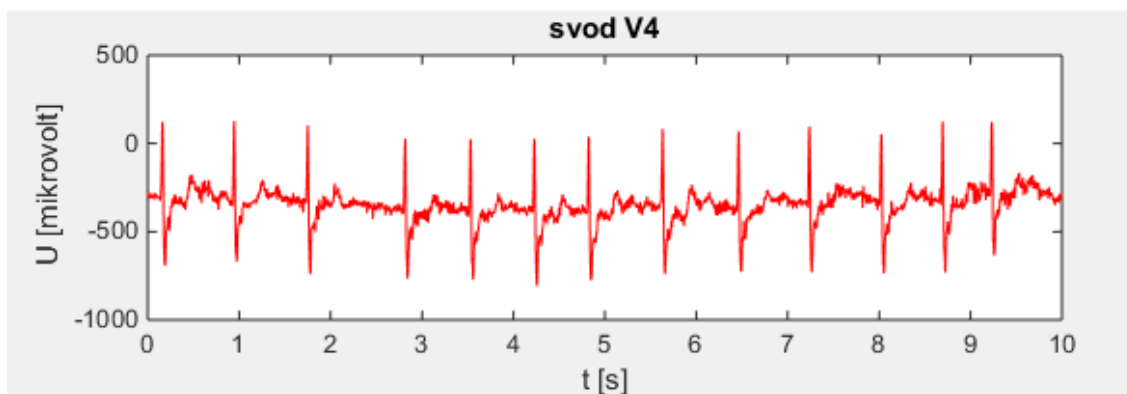
Výsledek se transformuje do podoby tabulky o 18 sloupcích, zahrnující jednak výpočet zvolených parametrů, jejich status ohodnocen 1 nebo 0 v závislosti na úspěšnosti detekce příslušného rytmu, číslo záznamu, definici stanovené diagnózy, status třídy v okrajových sloupcích pro přehlednost a rychlé vyhledání.

Tabulka hodnot se následně analyzuje pro výpočet senzitivity a specifity ROC křivek, které jsou vyhodnoceny do příslušného grafu v Excelu (Graf č. 1, str. 38).

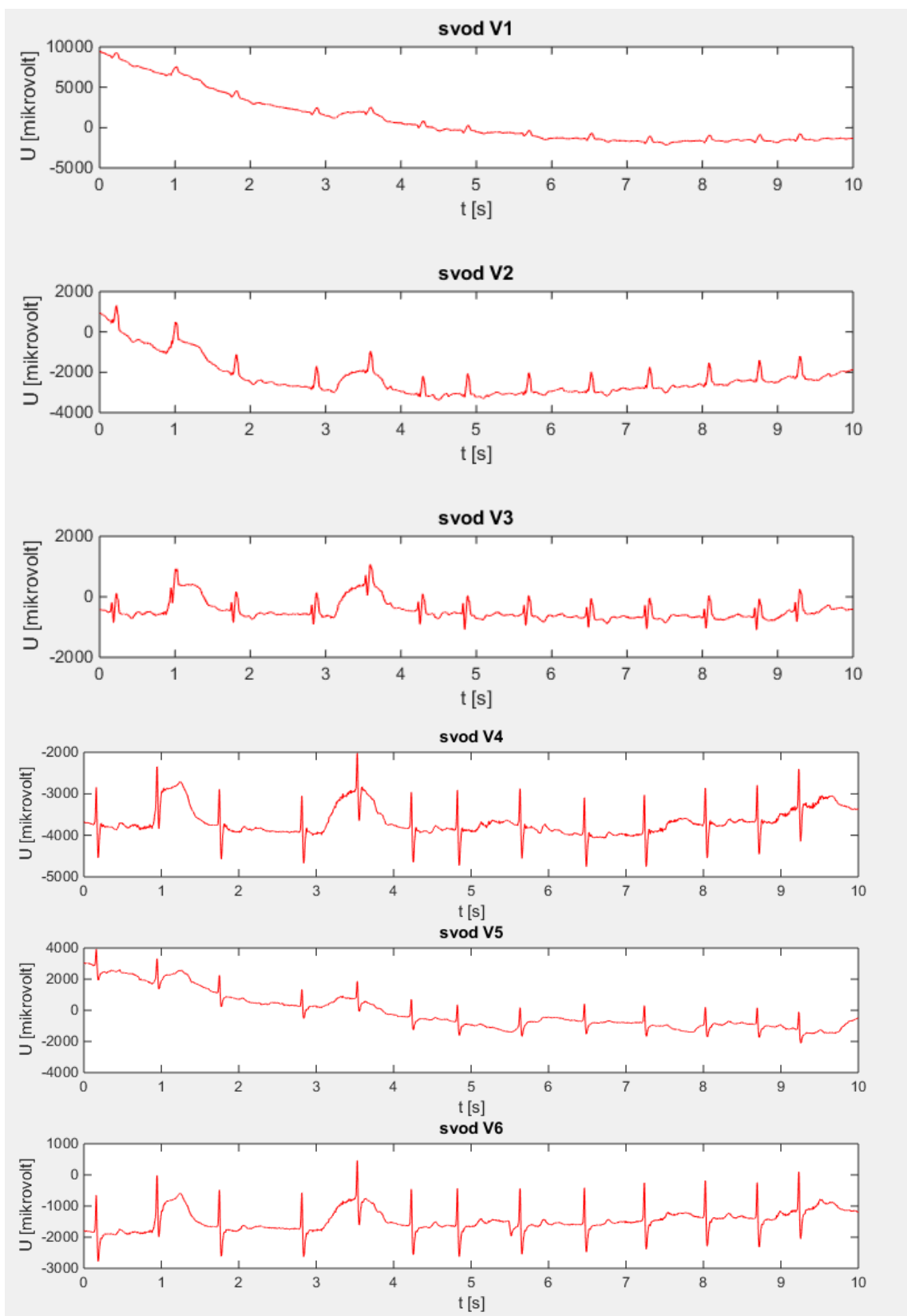
Příklad a zobrazení EKG signálu v jednotlivých svodech některého z analyzovaných atrio-fibrilačních záznamů jsou předloženy níže na Obrázcích č. 4.1, 4.2 a 4.3.



Obrázek 4.1 Fibrilace síní – záznam z končetinových bipolárních Einthovenových svodů II, III.



Obrázek 4.2 Fibrilace síní – záznam z hrudního svodu V4.



Obrázek 4.3 Fibrilace síní – záznam z unipolárních hrudních svodů V1-V6.

4.2 Dynamická kritéria testovaných dat

Signál po lokalizaci R vln ke stanovení R-R intervalů je vyhodnocen dle kritérií vybraných metod uvedených v předchozí kapitole 3 a na základě vytipovaných prahů posouzen, zda se analyzovaný úsek signálu klasifikuje jako atrio-fibrilační.

Za vhodný znak pro otestování monitoringu fibrilace síní byla nakonec zvolena matematická difference odpovídající přibližně 1. (*diff1*) a 2. průměrné derivaci (*diff2*) signálu, která bude posouzena s diskriminační schopností běžně užívaných parametrů *SDNN*, *RMSSD* a *CV*, s doplněním o výpočet koeficientu šikmosti a špičatosti.

Pro stanovení prahů (Tabulka č. 3) je nejdříve analyzován soubor pouze atrio-fibrilačních záznamů a tabulka hodnot zpracována v Excelu k výpočtu minima, maxima, průměru a mediánu každého parametru (Tabulka č. 1,4), jejich výsledky slouží k návrhu hraničních prahů, různorodost testovaných dat byla ověřena sestavením krabicových grafů vypočtených parametrů zvlášť pro atrio-fibrilační záznamy a záznamy odlišného charakteru a jejich vzájemným srovnáním pro testované skupiny (Obrázek 4.4 až 4.12). Příklad zpracovávaných hodnot u fibrilace síní je ukázán v Tabulce č. 2.

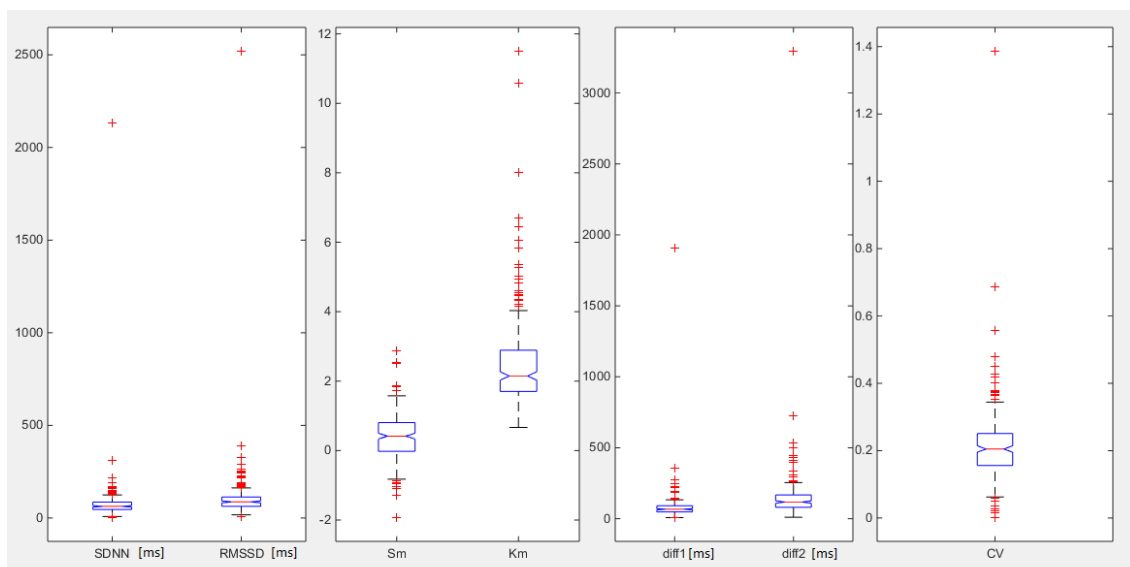
Tabulka č. 1: Zhodnocení hodnot atrio-fibrilačních záznamů.

	SDNN [ms]	RMSSD [ms]	CV	diff1 [ms]	diff2 [ms]	S _m	K _m
MIN	5,1361	7,8971	0,0150	5,2727	10,7000	-1,9431*	0,6667
MAX	2 132,6563	2 521,8891	1,3875	1 908,5000	3 297,0000	2,8707	11,5136
MEDIÁN	63,2254	86,9917	0,2055	67,2500	117,7917	0,4155	2,1477
PRŮMĚR	77,3021	104,9621	0,2140	83,2828	147,1583	0,3905	2,4842

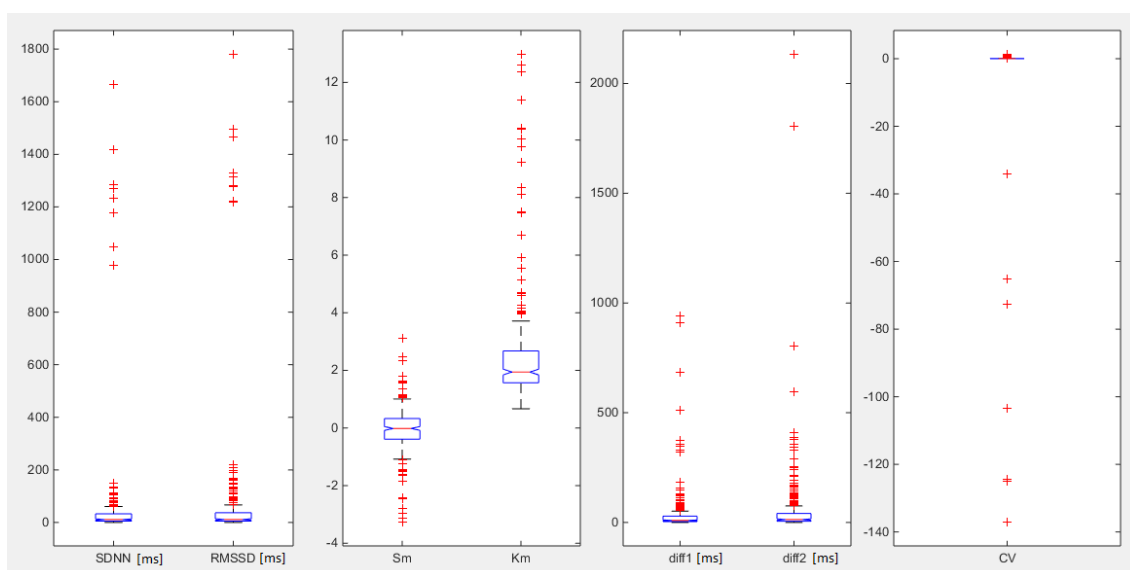
**Pozn.:* Po výpočtu koeficientu šikmosti v absolutní hodnotě je minimální hodnotou S_m = 0,000332.

Tabulka č. 2: Ukázka hodnot atrio-fibrilačních záznamů.

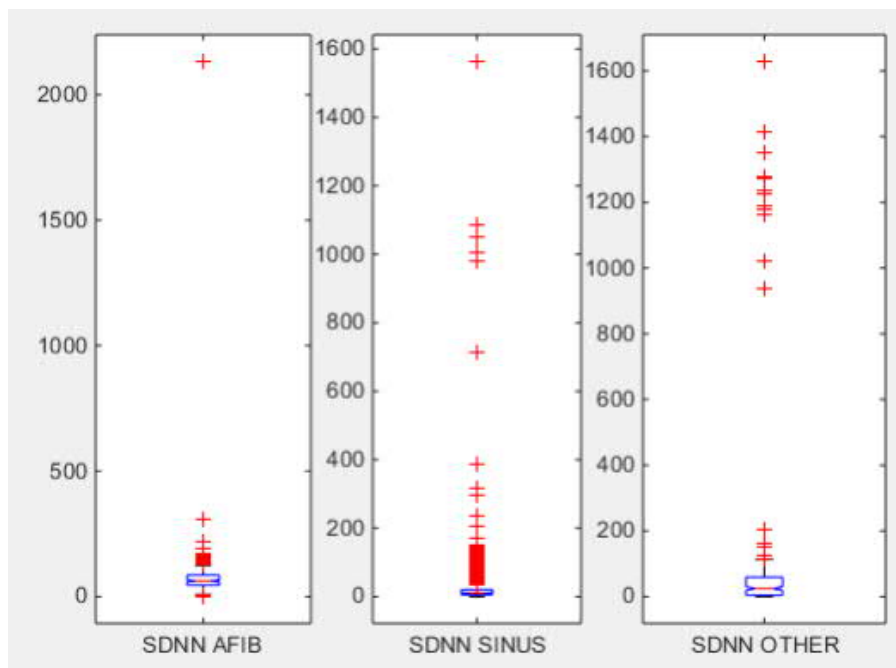
SDNN [ms]	RMSSD [ms]	CV	diff1 [ms]	diff2 [ms]	Sm	Km
67,5171	83,4290	0,180133	64,2000	100,8889	0,516937	2,963602
94,2701	115,1855	0,224793	101,5000	122,5556	0,619142	1,787504
91,2853	131,3168	0,225396	103,7000	207,8889	0,078697	1,139576
106,7792	174,7458	0,259173	145,7000	296,3333	0,831854	1,657480
86,8428	87,9744	0,247415	55,0000	103,0000	1,383657	3,394026
98,0031	78,1060	0,257451	58,3636	82,6000	0,857370	2,178071
34,5335	48,0302	0,081030	40,3000	61,8889	-0,779146	2,393679
43,8739	63,3251	0,148411	52,6000	100,0714	0,220159	1,723661
73,3162	70,0766	0,253909	52,0667	86,4286	0,439794	1,796915
129,6843	184,4100	0,555706	94,7222	192,8824	2,870653	11,513611
92,9767	86,8575	0,211792	66,0000	98,5000	-0,530716	1,628822
60,1444	78,7015	0,193973	64,3571	109,2308	0,594294	3,162560
53,2623	89,9568	0,269682	76,5652	147,4545	0,558956	1,729034
39,1405	56,0734	0,127138	43,7692	72,7500	-0,946027	3,017396
95,9345	87,6169	0,256624	37,0909	39,2000	2,513165	8,004717
42,1914	63,7893	0,134111	49,2143	93,9231	-0,641655	3,412272



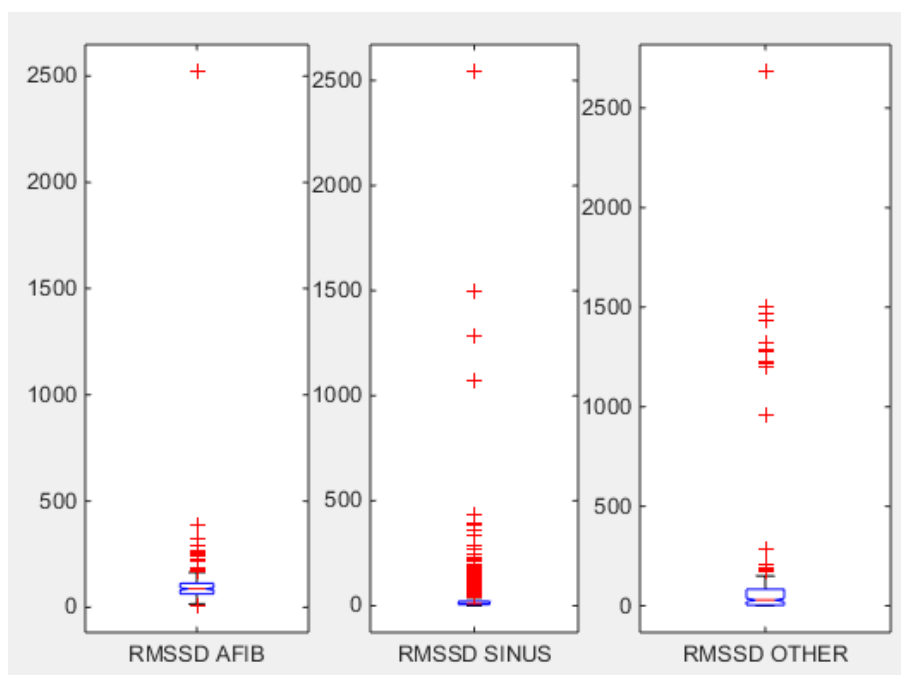
Obrázek 4.4 Přehledové box-ploty testovaných příznaků atrio-fibrilačních záznamů.



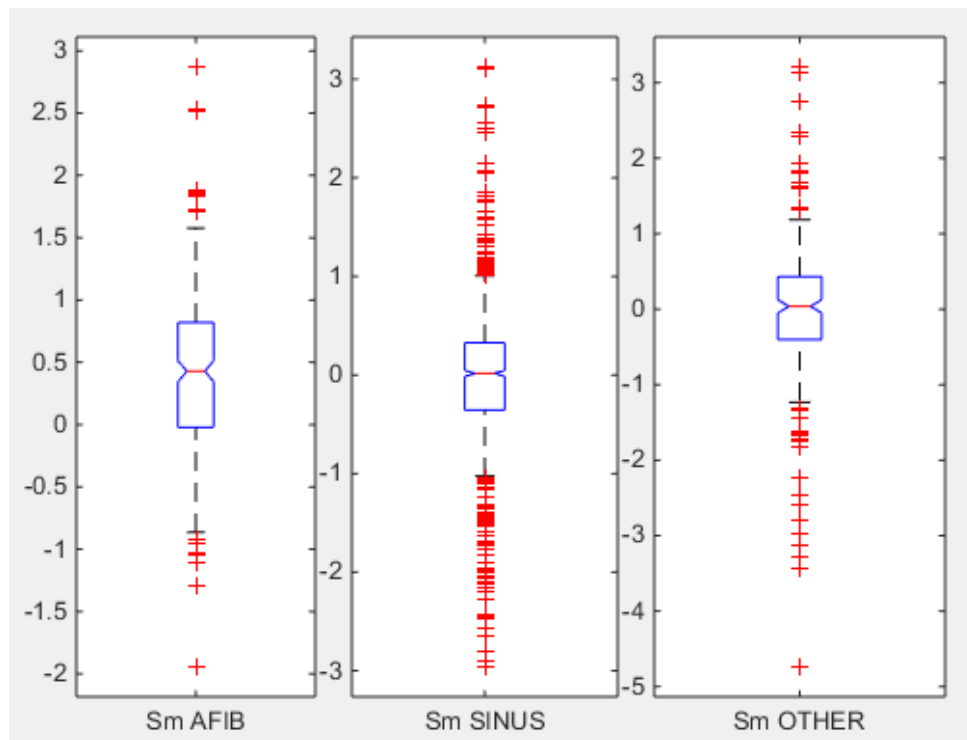
Obrázek 4.5 Přehledové box-ploty příznaků u ostatních testovaných záznamů.



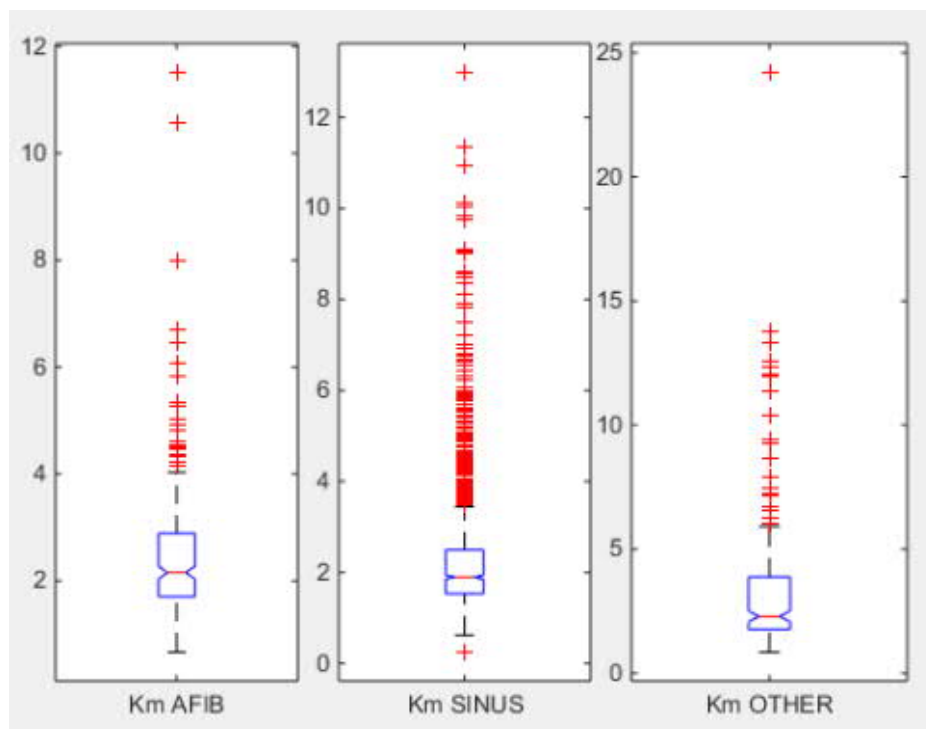
Obrázek 4.6 Box-ploty pro parametr SDNN testovaných skupin (v ms).



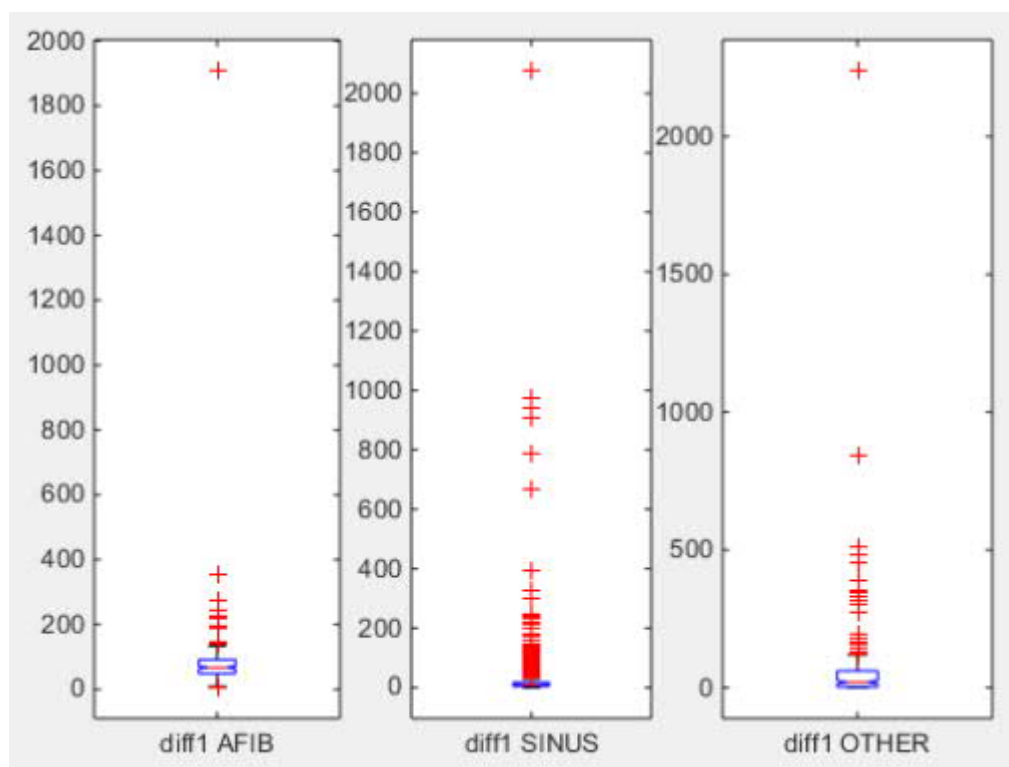
Obrázek 4.7 Box-ploty pro parametr RMSSD testovaných skupin (v ms).



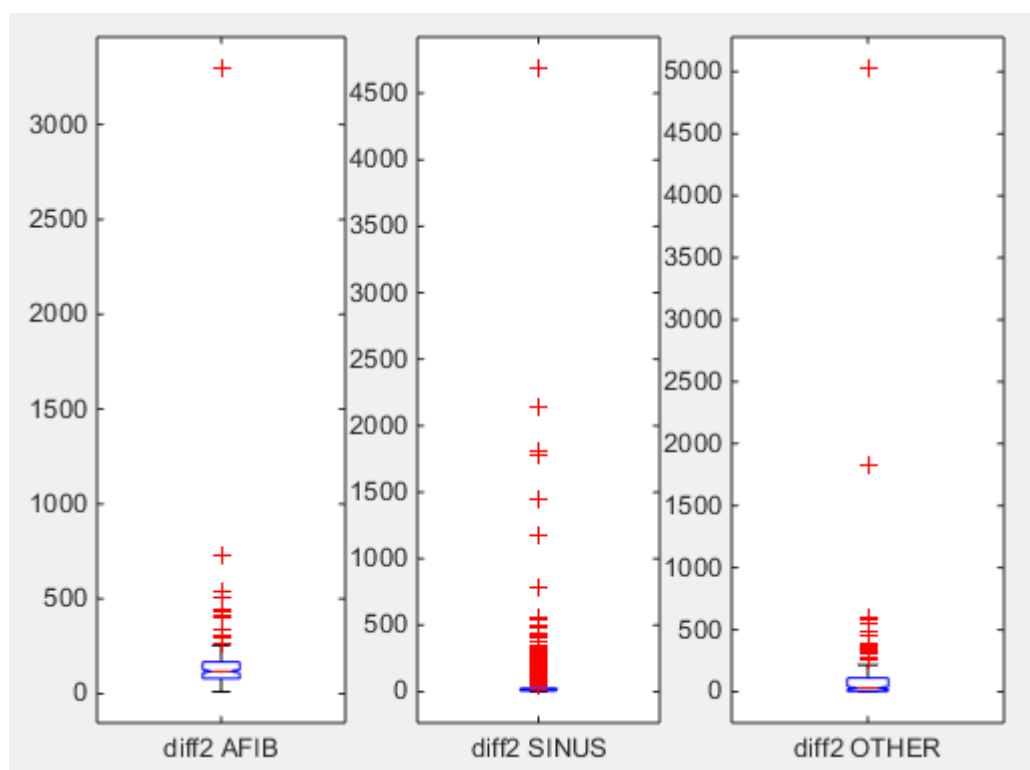
Obrázek 4.8 Box-ploty pro parametr Sm testovaných skupin.



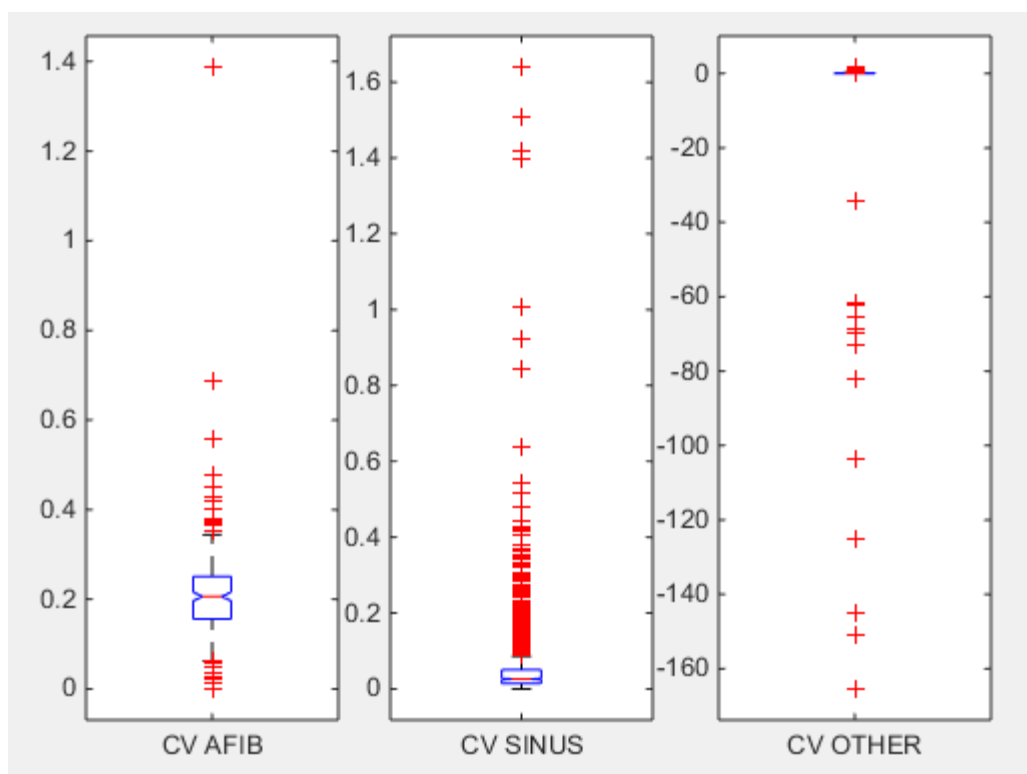
Obrázek 4.9 Box-ploty pro parametr Km testovaných skupin.



Obrázek 4.10 Box-ploty pro parametr diff1 testovaných skupin (v ms).



Obrázek 4.11 Box-ploty pro parametr diff2 testovaných skupin (v ms).



Obrázek 4.12 Box-ploty pro parametr CV testovaných skupin.

(dodatek k záporným hodnotám CV OTHER – str. 42)

Tabulka č. 3: Testované prahové hodnoty atrio-fibrilačních záznamů.

	SDNN [ms]	RMSSD [ms]	CV	diff1 [ms]	diff2 [ms]	Sm	Km
PRÁH 1	20,0000	7,0000	0,050000	5,0000	10,0000	$\pm 0,010000$	2,900000
PRÁH 2	77,0000	104,0000	2,000000	83,0000	147,0000	$\pm 0,300000$	2,500000
PRÁH 3	63,0000	86,0000	0,200000	67,0000	117,0000	$\pm 0,400000$	2,000000
PRÁH 4	5,0000	50,0000	0,010000	50,0000	50,0000	$\pm 1,940000$	0,600000
PRÁH 5	100,0000	200,0000	1,000000	100,0000	200,0000	$\pm 2,870000$	11,510000
PRÁH 6	19,0000	48,0000	0,100000	45,0000	55,0000	$\pm 0,150000$	3,000000
PRÁH 7	26,0000	56,0000	0,080000	55,0000	65,0000	$\pm 0,250000$	3,500000
PRÁH 8	12,0000	62,0000	0,150000	35,0000	45,0000	$\pm 0,350000$	4,000000

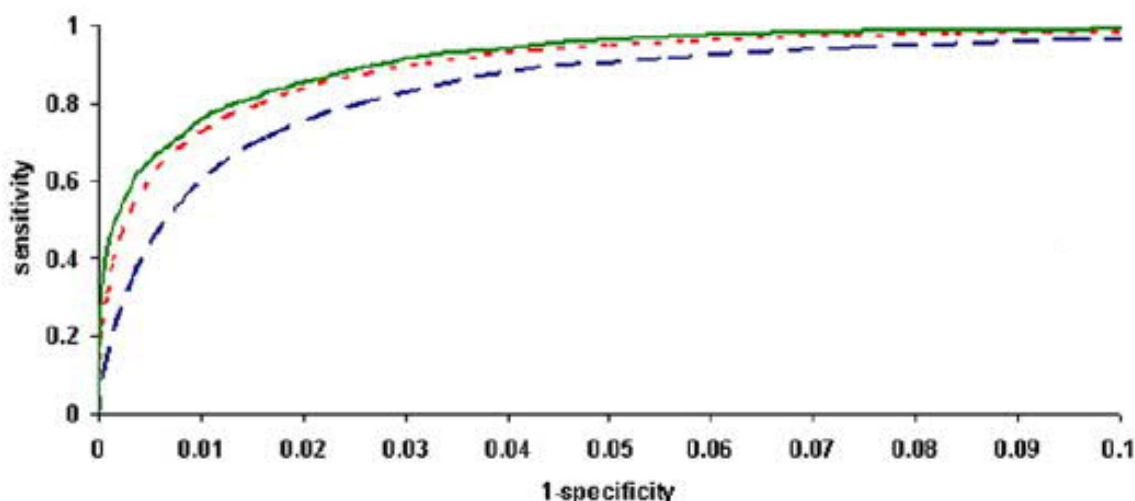
Tabulka č. 4: Statistické parametry atrio-fibrilačních záznamů pro určení prahů.

	SDNN [ms]	RMSSD [ms]	CV	diff1 [ms]	diff2 [ms]	S _m	K _m
MIN	5,1361	7,8971	0,0150	5,2727	10,7000	-1,9431*	0,6667
MAX	2 132,6563	2 521,8891	1,3875	1 908,5000	3 297,0000	2,8707	11,5136
MEDIÁN	63,2254	86,9917	0,2055	67,2500	117,7917	0,4155	2,1477
PRŮMĚR	77,3021	104,9621	0,2140	83,2828	147,1583	0,3905	2,4842

*Pozn.: Po výpočtu koeficientu šikmosti v absolutní hodnotě je minimální hodnotou S_m = 0,000332.

4.3 Diskriminační schopnost příznaků

Statistická významnost testovaných parametrů je posuzována na základě diskriminační schopnosti (specificky hodnotící charakteristice k sledované jednotce – systému, odlišené tak od jiných na základě užitého parametru, jehož diskriminační schopnost je posuzována) příznaků podle ROC analýzy, kterou zobrazujeme pomocí tzv. ROC (Receiver Operating Characteristic) křivek – Obrázek 4.4.



Obrázek 4.13 Ukázka grafické závislosti ROC křivek testovaných parametrů (převzato z [7]).

Vyhledávané jsou parametry více diskriminativní hodnoty, tedy parametry nejvíce senzitivní a zároveň specifické, což zaručuje co nejvyšší účinnost testovaného příznaku, tedy i více diskriminační schopnost oproti jiným testovaným kritériím. Takové parametry budou také vzhledem k celkovému grafickému zobrazení zaobírat největší oblast plochy pod křivkou.

Proměnné grafické závislosti – senzitivita (TPR – true positive rate) na ose y a míra falešné positivity ($FPR = 1 - \text{specifita}$) na ose x – jsou dopočítávány pro každý testovaný znak zvlášť a vyneseny do grafu k porovnání se všemi testovanými znaky. Výsledky budou níže zpracovány v Excelu.

ROC analýza může být také využita pro testování vhodného prahu jednoho znaku na testovaném souboru dat, optimální práh pak bude nalezen v oblasti nejvyšší specifity a senzitivity – tedy v místě grafu, kde se úspěšnost u obou blíží k 1 (100 %).

K určení specifity a senzitivity je nutné stanovit nejdříve počet:

- TP (true positive) – správně detekované FiS,
- TN (true negative) – správně nedetekované úseky - úseky bez fibrilace síní,
- FN (false negative) – nedetekované FiS, které měly být připočítány k TP
- FP (false positive) – falešně detekované FiS, které měly být správně k TN .

Citlivost zachycení fibrilace síní vyjadřuje míra pravdivé positivity TPR , nebo-li již zmíněná senzitivita (procento detekovaných fibrilací síní ze všech fibrilací síní, které jsou v signálu skutečně přítomny), nelze určit v případě počítané oblasti bez přítomnosti fibrilace síní:

$$TPR = \frac{TP}{TP + FN} \quad (4.1)$$

Pro diagnózu bez výskytu fibrilace síní se vyhodnocuje správnost detekce, či-li specifita testu, vyhodnocení TNR není tak možné, pokud je testovaný úsek signálu pouze atrio-fibrilační:

$$TNR = \frac{TN}{TN + FP} \quad (4.2)$$

K výpočtu x-ových souřadnic ROC křivky zavádíme míru falešné positivity FPR (false positive rate), kterou stanovujeme z výpočtu specifity: [34]

$$FPR = 1 - TNR = \frac{FP}{FP + TN} \quad (4.3)$$

4.4 Vyhodnocení diskriminační schopnosti příznaků

Diskriminační schopnost příznaků se nejdříve testovala na souboru výběrových dat sestávajících z 542 záznamů monitorovaného EKG signálu – z toho 242 atrio-fibrilačních a 300 různého charakteru bez síňové fibrilace.

Samotné testování spočívalo v určení úspěšnosti detekce a nedetekce fibrilace síní při stanoveném prahu vypočtených hodnot parametrů $SDNN$, $RMSSD$, CV , $diff1$, $diff2$, S_m a K_m v celém sledovaném úseku. Kompletní soubor výpočtů je shrnut do jednoho matlabovského skriptu (*AAAnalyza_ROC.m*), který k sobě volá sestavené funkce zvlášť sestavené ke konkrétnímu parametru a zhodnocení identifikace při překročení posuzovaného prahu.

Po proběhlých výpočtech a přiřazení identifikace na základě prahu se danému parametru přiřadí 1 nebo 0 v závislosti na správnosti detekce. Pomocí tohoto logického určení v podobě nul a jedniček se realizuje i výpočet senzitivity a specifity, kdy je pro hodnoty TP , TN , FP a FN s přibývajícími záznamy vždy navýšen aktuální celkový počet o jednotku nebo pro konkrétní záznam ignorován. Celková suma TP , TN , FP a FN pak dává konečné ukazatele k vyhodnocení senzitivity, specifity a z ní vycházející falešné positivity, které jsou rovněž zachyceny do podoby tabulek (v MATLABu) s označením $SDNN_$, $RMSSD_$, $CV_$, $diff1_$, $diff2_$, $S_$, $K_$.

Výsledky pro jednotlivé prahy, včetně realizovaného programu a konstrukce ROC křivek v Excelu, jsou uloženy v *ROC_Analyza.zip*. Pro prahy 1-8 (viz Tabulka č. 3) jsou v pořadí zhotoveny přehledové tabulky s vypočtenou falešnou pozitivitou a senzitivitou určené metody – viz Tabulka č. 5a, 5b, grafické znázornění v podobě ROC křivek – Graf č. 1 až č. 7.

Tabulka č. 5a: Hodnoty senzitivity a falešné positivity testovaných příznaků.

CV	CV	diff1	diff1	diff2	diff2	RMSSD	RMSSD	SDNN	SDNN
FPR	TPR	FPR	TPR	FPR	TPR	FPR	TPR	FPR	TPR
0,3267	0,9794	0,6833	0,9959	0,5800	0,9959	0,6600	0,9959	0,3400	0,9835
0,0000	0,0000	0,0933	0,3374	0,0867	0,3374	0,1000	0,3333	0,1100	0,3004
0,0833	0,5350	0,1133	0,4979	0,1133	0,5062	0,1333	0,5103	0,1333	0,4979
0,8500	0,9959	0,1567	0,7243	0,2267	0,9218	0,2200	0,8560	0,7800	0,9959
0,0033	0,0041	0,0733	0,1934	0,0667	0,1440	0,0433	0,0453	0,0733	0,1070
0,2067	0,9218	0,1800	0,7860	0,2167	0,8971	0,2200	0,8807	0,3533	0,9835
0,2400	0,9506	0,1400	0,6626	0,1967	0,8395	0,1967	0,8148	0,2967	0,9547
0,1400	0,7819	0,2067	0,8930	0,2400	0,9383	0,1733	0,7490	0,4900	0,9835

Tabulka č. 5b: Hodnoty senzitivity a falešné positivity testovaných příznaků.

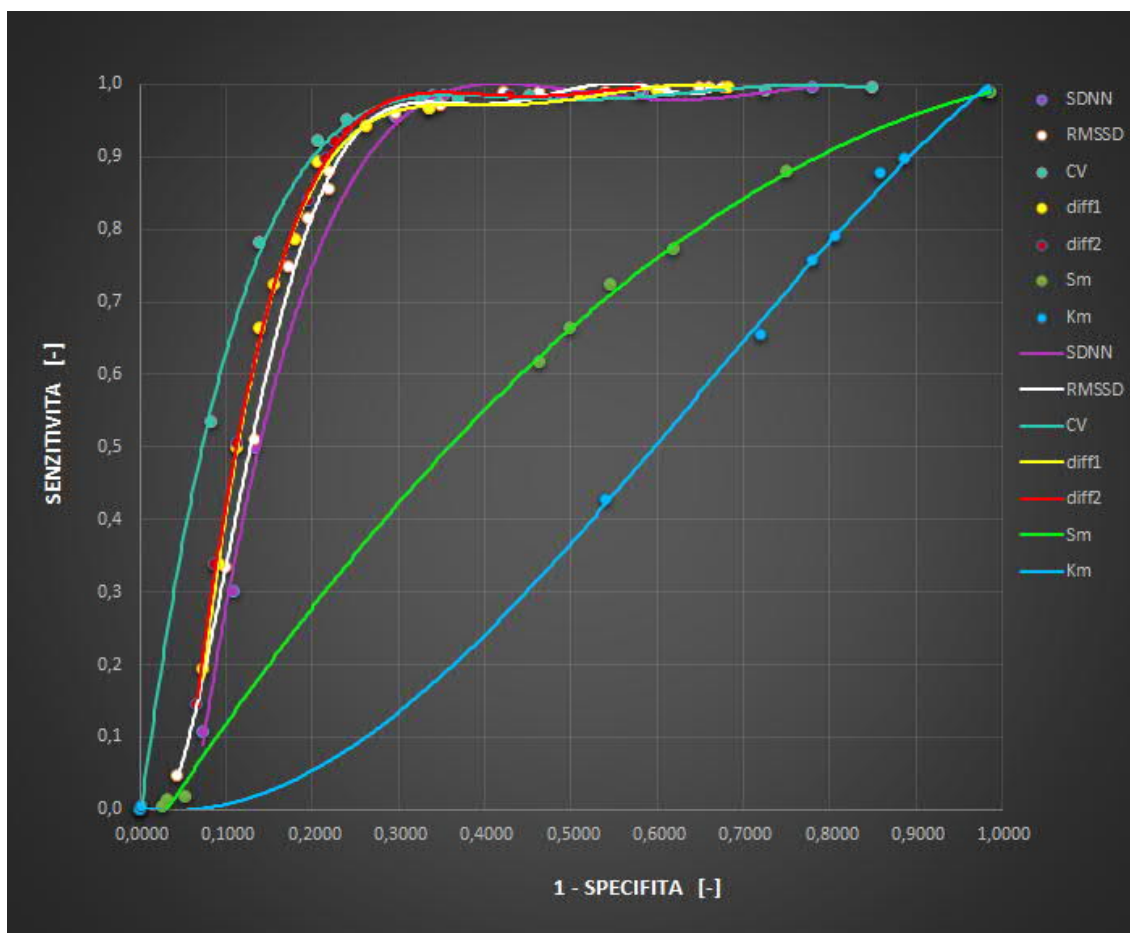
S_m	S_m	K_m	K_m
FPR	TPR	FPR	TPR
0,9867	0,9877	0,7800	0,7572
0,5467	0,7243	0,7200	0,6543
0,4633	0,6173	0,5400	0,4280
0,0533	0,0165	0,0000	0,0000
0,0267	0,0041	0,9833	0,9918
0,7500	0,8807	0,8067	0,7901
0,6200	0,7737	0,8600	0,8765
0,5000	0,6626	0,8867	0,8971

Hodnoty šikmosti S_m a špičatosti K_m jsou z hlediska specifity, i přes vysokou senzitivitu, neuspokojivé. Míra falešné positivity u koeficientu špičatosti překračovala dokonce míru senzitivity při prahové hodnotě (zaznačena červeně): $p_1 = 2.9$, $p_2 = 2.5$, $p_3 = 2$ a $p_6 = 3$, pro prahy $p_4 = 0.6$, $p_7 = 3.5$ a $p_8 = 4$ se liší od hodnot senzitivity pouze nepatrně.

U koeficientu šikmosti jsou těmito prahy $p_4 = \pm 1.94$ a $p_5 = \pm 2.87$, věrohodněji by se dal použít při prahu $p_3 = 0.4$ s mírou falešné positivity pod 50% hranicí a s hodnotou senzitivity nad 50 % ($TPR = 62\%$). Pro detekci fibrilace síní se proto jeví značně nespolehlivé. Nicméně přesnost by se dala lépe vyspecifikovat při větší míře testovaných záznamů předem známých sínových fibrilací.

Nejlepší výsledky senzitivity a zároveň co nejnížší míry falešné positivity splnily parametry (viz zabarvená pole v Tabulka č. 5a):

- variační koeficient CV pro prahy: $p_1 = 0.05$, $p_6 = 0.1$, $p_7 = 0.08$, $p_8 = 0.15$;
- aproximace první derivace $diff1$ v ms pro $p_4 = 50$, $p_6 = 45$, $p_8 = 35$;
- aproximace druhé derivace $diff2$ v ms pro $p_4 = 50$, $p_6 = 55$, $p_7 = 65$, $p_8 = 45$;
- výpočet odchylky diferencí $RMSSD$ v ms pro $p_4 = 50$, $p_6 = 48$, $p_7 = 56$, $p_8 = 62$;
- směrodatná odchylka $SDNN$ v ms pro $p_1 = 20$, $p_6 = 19$, $p_7 = 26$, $p_8 = 12$.



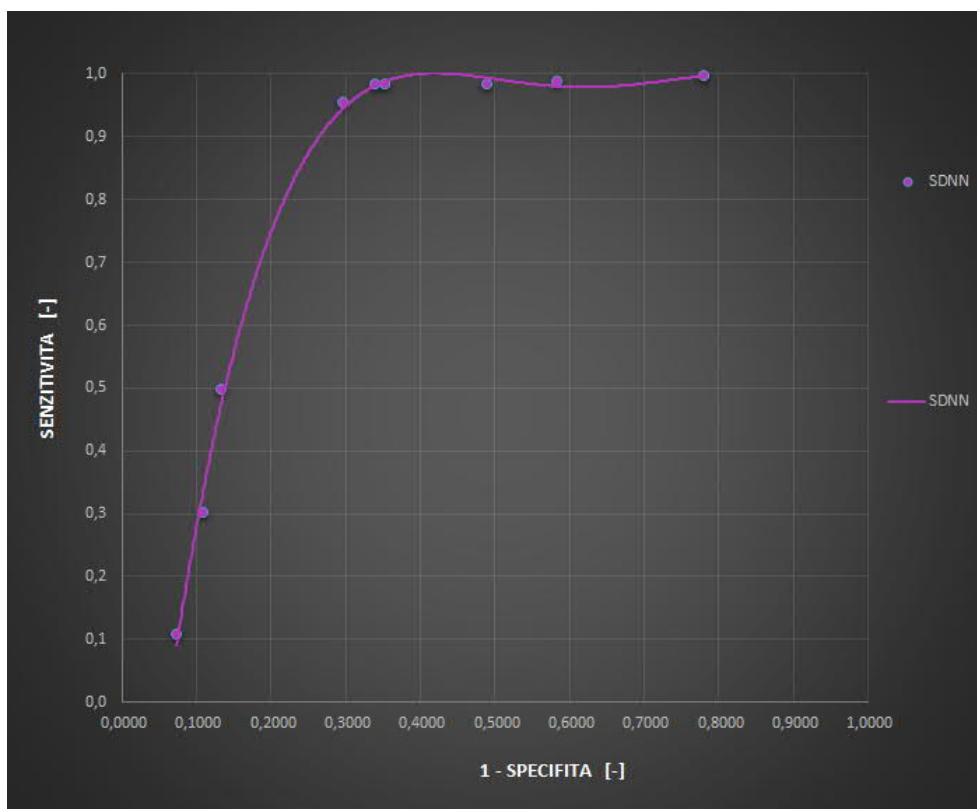
Graf č. 1 ROC analýza - diskriminační schopnost testovaných příznaků.

Zanesením závislosti senzitivity na míře falešné positivity získáme grafické vyjádření diskriminační schopnosti testovaných parametrů v podobě ROC křivek (viz Graf č. 1), ve výsledku nejvíce diskriminativní příznaky pozorujeme v levé části grafu, kdy se blíží k 100% hranici senzitivity a k co nejmenší hladině falešné positivity, přijatelných mezí dosáhly parametry – variační koeficient *CV*, aproximace první a druhé derivace (*diff1* a *diff2*), odmocnina z průměru kvadrátů diferencí *RMSSD* a směrodatná odchylka *SDNN*.

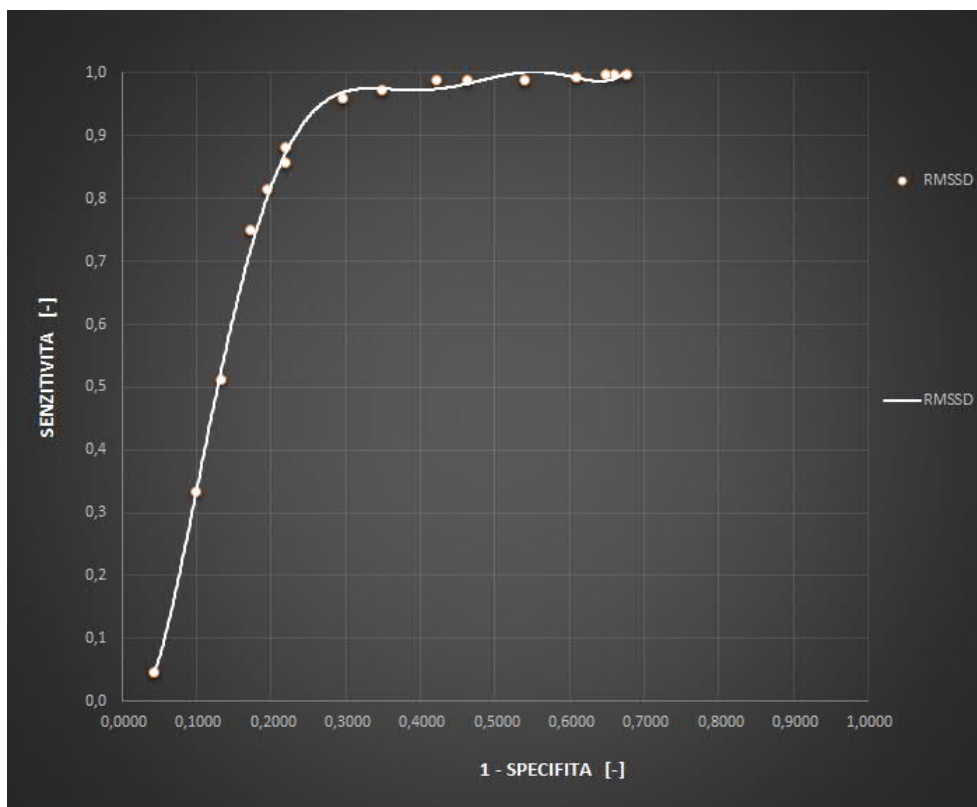
50% hranici úspěšnosti (úhlopříčka grafu vycházející ze souřadnic bodu [0;0]) směrem dolů překročil pouze koeficient špičatosti *K_m*, těsně nad ní se pne křivka koeficientu šikmosti *S_m*.

Přesnějších vyjádření průběhů testovaných znaků bychom získali při užití většího množství dat s výskytem atriálních fibrilací a s tím i odpovídajícím rozsahem dat EKG signálu jiných rytmů pro vyhledání neoptimálnějšího prahu, který by splňoval téměř 100% hranici senzitivity pro co nejúspěšnější detekci síňové fibrilace a současně blížící se 100% specifitu, vypovídající o správnosti detekce na základě účinnosti správně nezaznamenávat signály, které jsou diagnosticky odlišného charakteru.

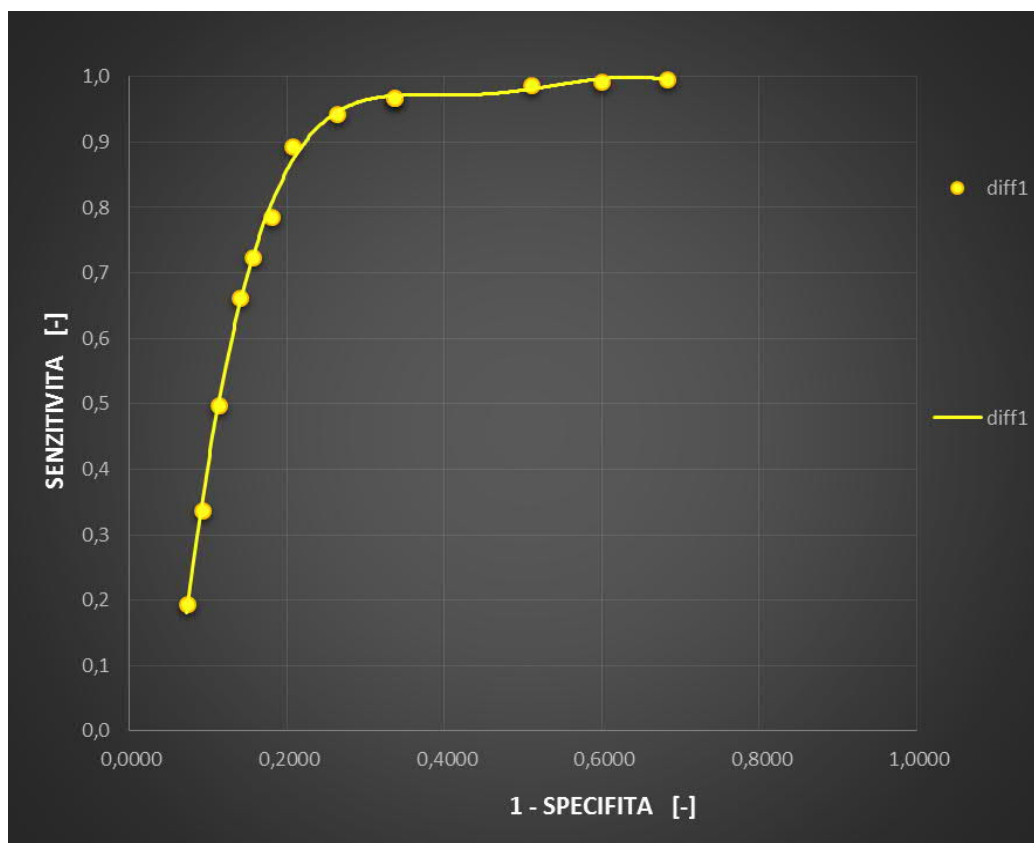
Z analýzy testovaných dat se ukázala po výpočtu poměrů senzitivity a falešné positivity mezi nejlepšími výsledky nejadekvátnější metoda výpočtu variačního koeficientu *CV* a aproximace první derivace *diff1*.



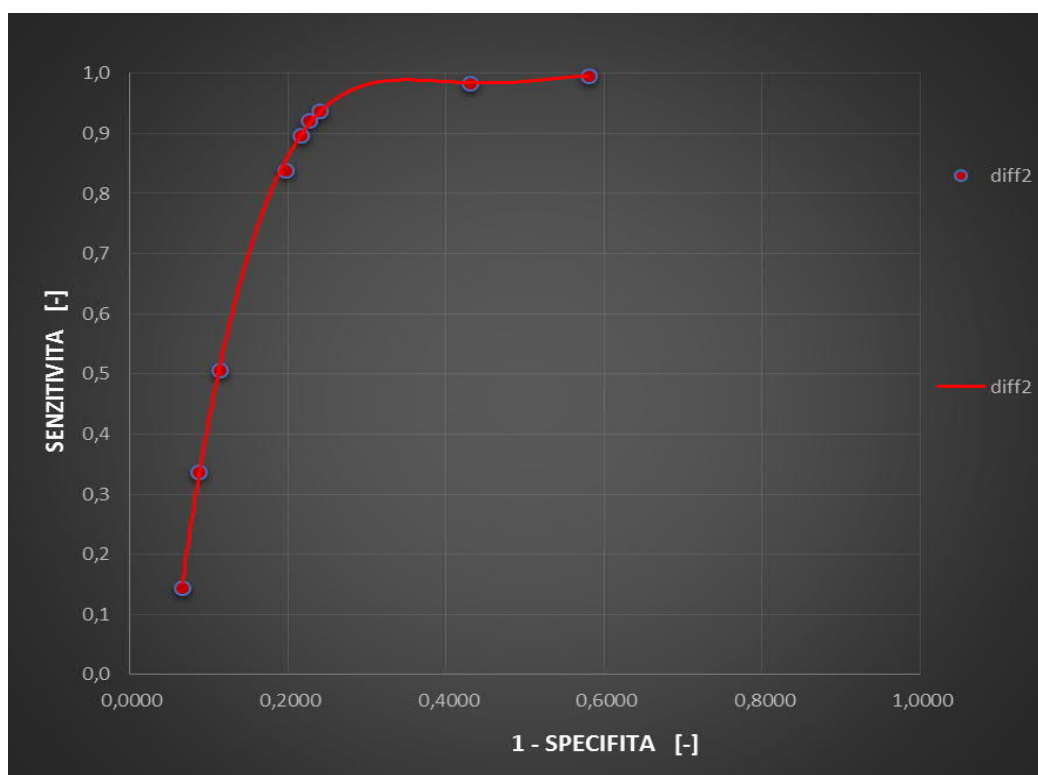
Graf č. 2 ROC analýza – *SDNN*.



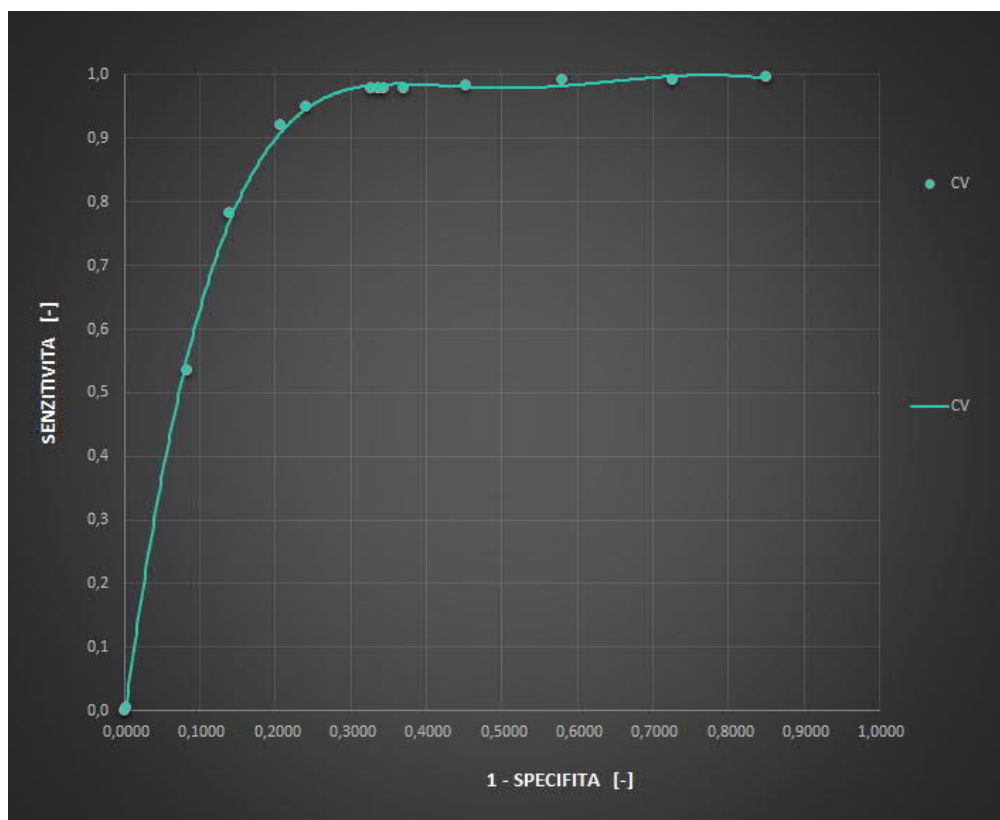
Graf č. 3 ROC analýza – *RMSSD*.



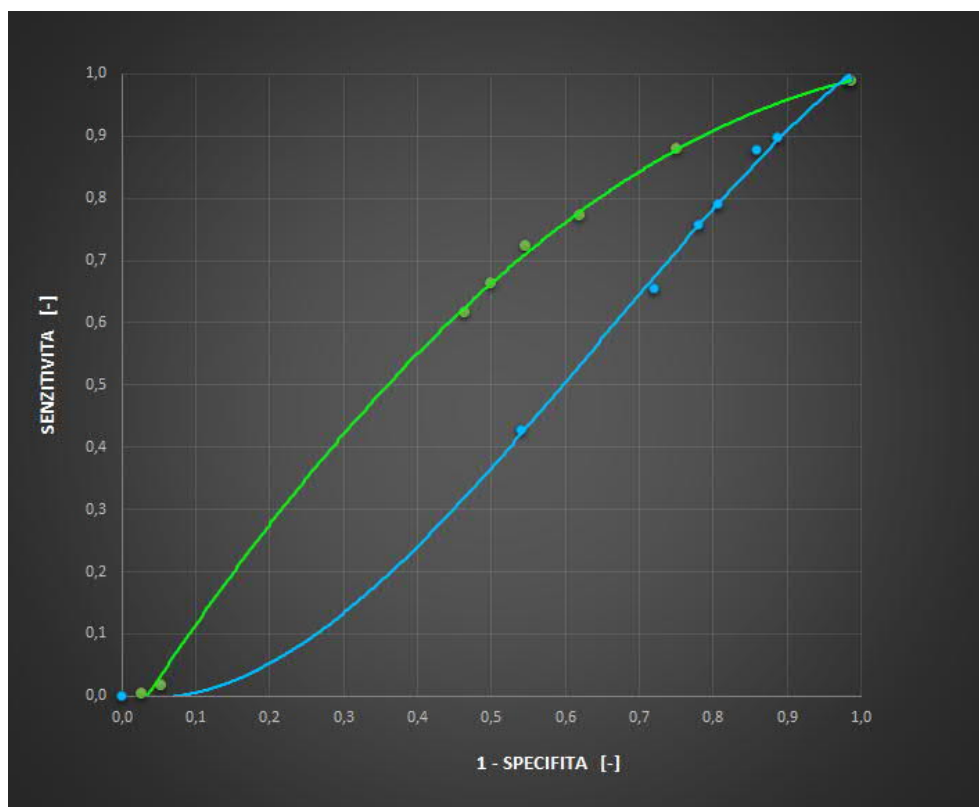
Graf č. 4 ROC analýza – *diff1*.



Graf č. 5 ROC analýza – *diff2*.



Graf č. 6 ROC analýza – CV.



Graf č. 7 ROC analýza – *Sm* (zelená) a *Km* (modrá).

4.5 Optimalizace rozsahem prahování a testovanými rozděleními

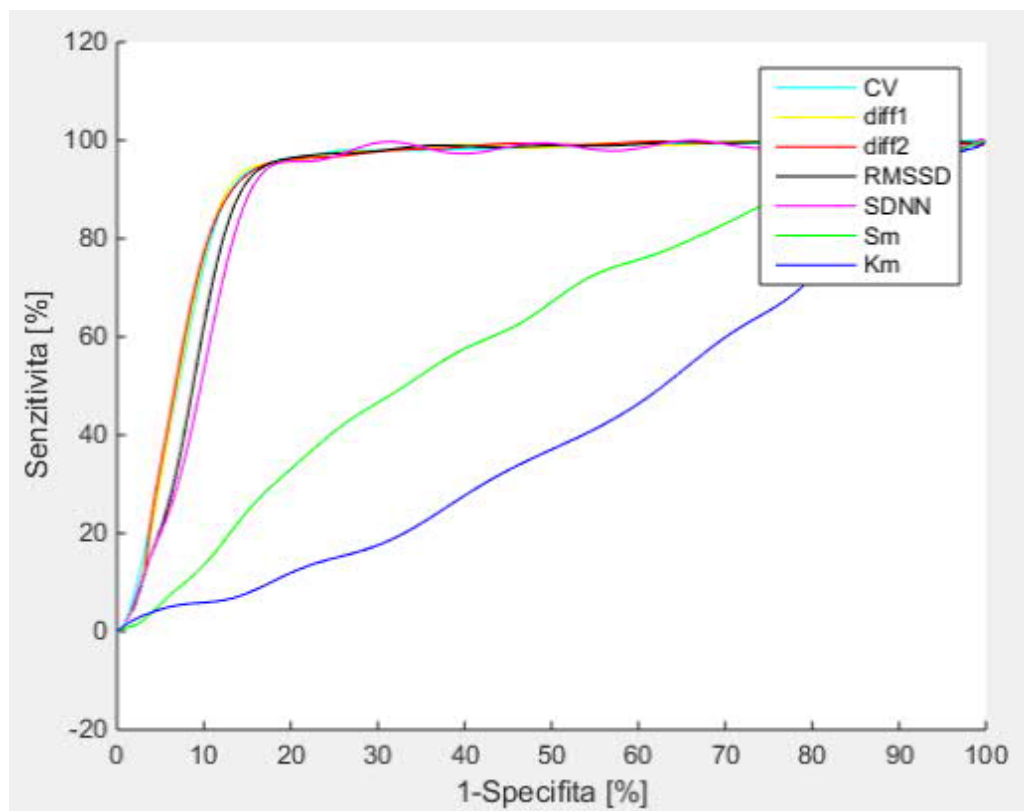
Optimalizace ROC křivek pro jednotlivé příznaky (*SDNN*, *RMSSD*, *diff1*, *diff2*, *CV*, *Sm*, *Km*) byla provedena v programovém prostředí MATLAB s úpravou prahu v rozsahu -2 až 200 jednotek daného příznaku a s krokem 0.01 z důvodu citlivého rozmezí příznaku CV pohybující se především v řádech setin.

Hodnota prahu rovná -2 se nastavuje kvůli výpočtům příznaku *Sm*, u výpočtů variačního koeficientu CV záznamů ostatních arytmií došlo k chybě, která je patrná v box-plotu na Obrázku č. 4.12 (box-ploty pro parametr CV testovaných skupin – skupina OTHER CV). Chyba byla způsobena chybným zápisem nasnímaných dat posledního vzorku (rovný 0) posloupnosti detekovaných pozic R vln u záznamů ostatních arytmií, při výpočtu RR intervalů poslední derivace záznamů R vln tak vychází difference v záporné hodnotě, která měla být odstraněna výpočtem derivace v absolutní hodnotě, z časových důvodů neprovedeno, nicméně množství těchto záznamů je při experimentální analýze zanedbatelné vzhledem k celkovému počtu dat nasnímaných ne-atrio-fibrilačních arytmií. Konečná hodnota prahu 200 se volí dle již zmíněných box-plotů zvláště pro sinusový rytmus, atrio-fibrilační a ostatní arytmie (Obrázek 4.4 – 4.12), s ohledem na hodnotu mediánu počítaných příznaků nepřesahující právě hodnotu 200 pro všechny záznamy.

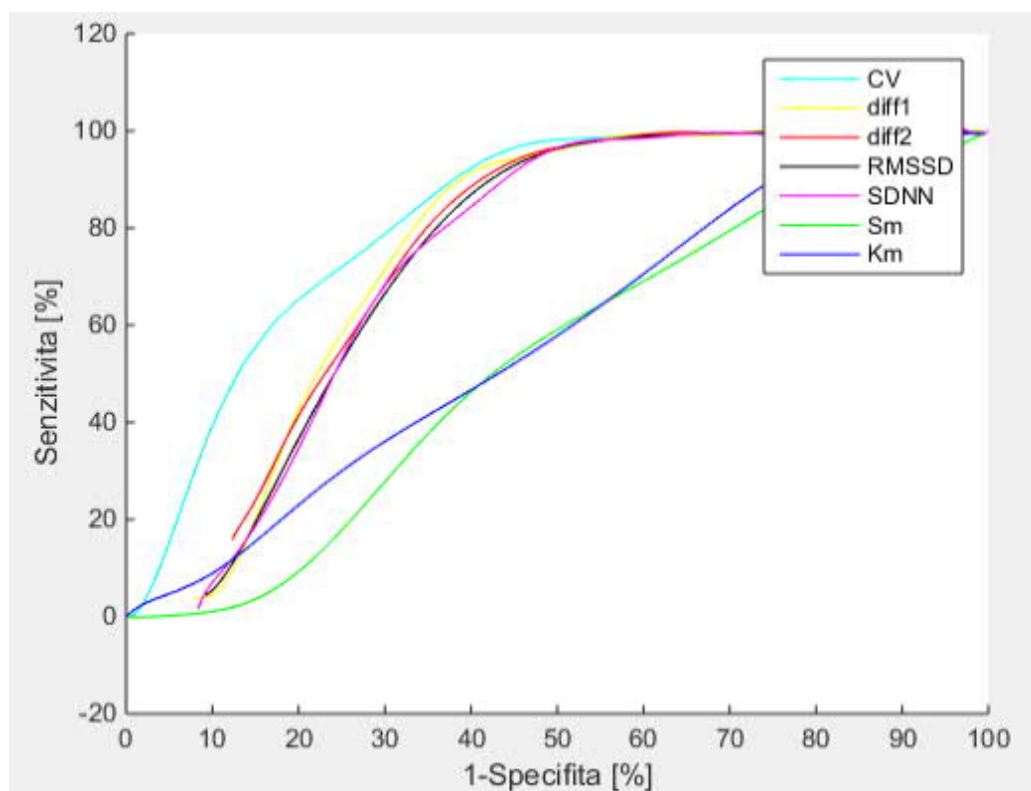
Testované skupiny záznamů EKG byly rozčleněny na 2 skupiny – rozdělení atrio-fibrilačních záznamů s porovnáním k signálům sinusového rytmu a na rozdělení atrio-fibrilačních záznamů vzhledem k záznamům odlišných arytmií. Výsledky zobrazených průběhů aproximovaných ROC křivek pro obě testované skupiny i pro jednotlivé příznaky analyzovaných rozdělení můžeme vidět na Grafu č. 8 – č. 23. Souborné programové zpracování se nachází v souboru *CD.zip* - složka: 1) *Extrakt* 2) *Parametry* 3) *Prahy a status* 4) *ROC křivky*. Tabulka neoptimálnějších prahů z hlediska hodnot senzitivity a specifity blíží se k 1 (100 %) – viz Tabulka č. 6:

Tabulka č. 6: Rozsah optimálních (respektive nejlepších výsledků) prahů pro FiS.

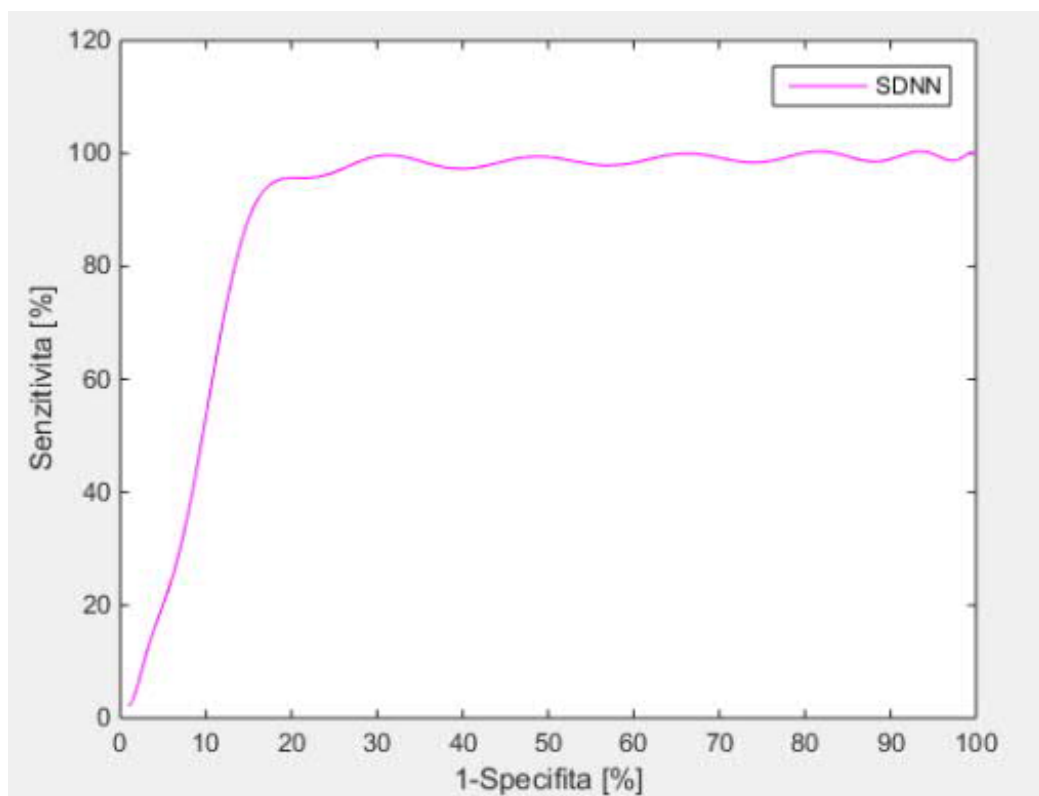
příznak	skupina	rozmezí prahu	rozsah TPR	rozsah TNR	rozsah PV ⁺
CV	atrio_fib vs. other	0.10 - 0.16	92 - 74 %	61 - 74 %	72 - 75 %
SDNN	atrio_fib vs. other	(38.70 - 49.36) ms	84 - 70 %	60 - 70 %	69 - 71 %
RMSSD	atrio_fib vs. other	(48.45 - 67.28) ms	87 - 70 %	60 - 69 %	70 - 71 %
diff1	atrio_fib vs. other	(32.77 - 52.33) ms	91 - 70 %	60 - 71 %	71 - 72 %
diff2	atrio_fib vs. other	(58.67 - 87.81) ms	88 - 70 %	61 - 69 %	71 - 71 %
Sm	atrio_fib vs. other	0.49	55 %	55 %	57 %
Km	atrio_fib vs. other	2.21	55 %	54 %	56 %
CV	atrio_fib vs. sinus	0.04 - 0.11	98 - 88 %	67 - 87 %	37 - 57 %
SDNN	atrio_fib vs. sinus	(13.38 - 38.51) ms	98 - 86 %	60 - 86 %	32 - 54 %
RMSSD	atrio_fib vs. sinus	(13.55 - 48.75) ms	99 - 86 %	60 - 87 %	32 - 56 %
diff1	atrio_fib vs. sinus	(11.00 - 39.00) ms	99 - 87 %	60 - 89 %	32 - 59 %
diff2	atrio_fib vs. sinus	(15.92 - 58.90) ms	99 - 89 %	60 - 88 %	32 - 58 %
Sm	atrio_fib vs. sinus	0.44	59 %	58 %	21 %
Km	atrio_fib vs. sinus	2.35	60%	30%	14%



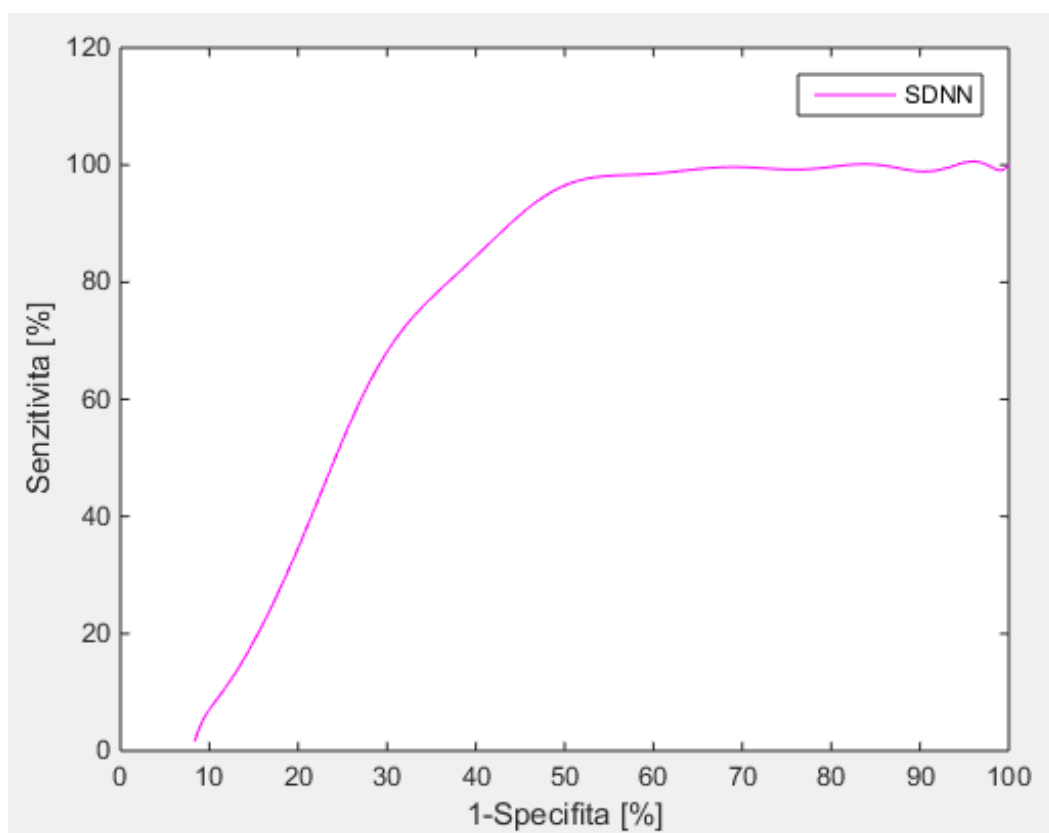
Graf č. 8 ROC analýza – fibrilace síní vs. sinusový rytmus.



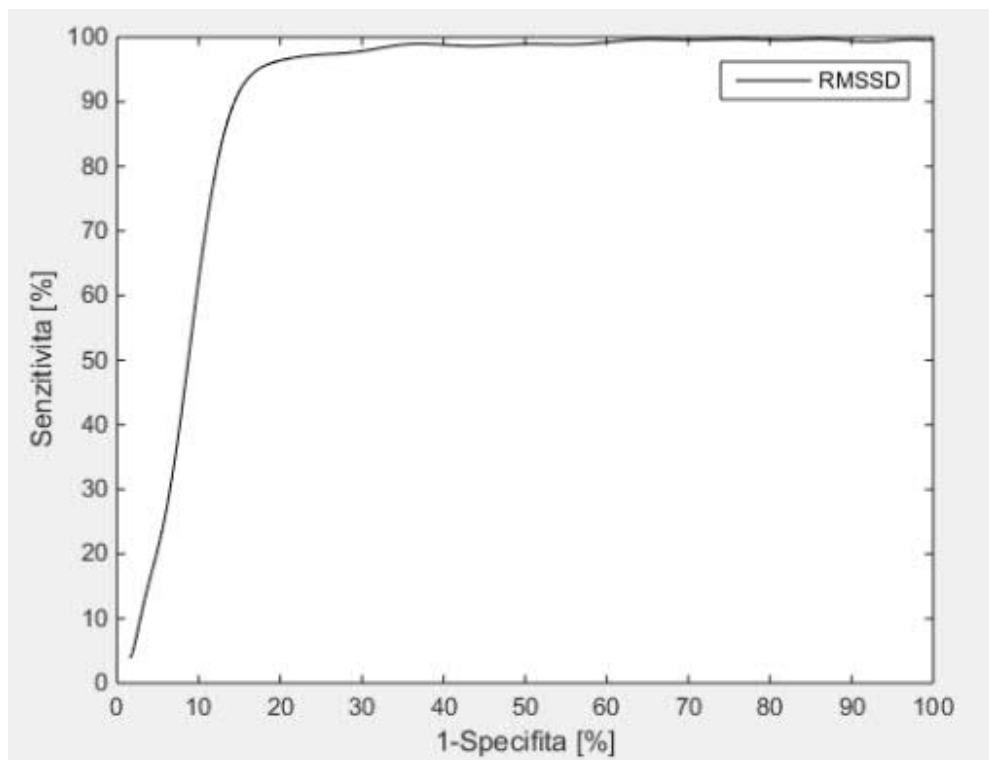
Graf č. 9 ROC analýza – fibrilace síní vs. ostatní arytmie.



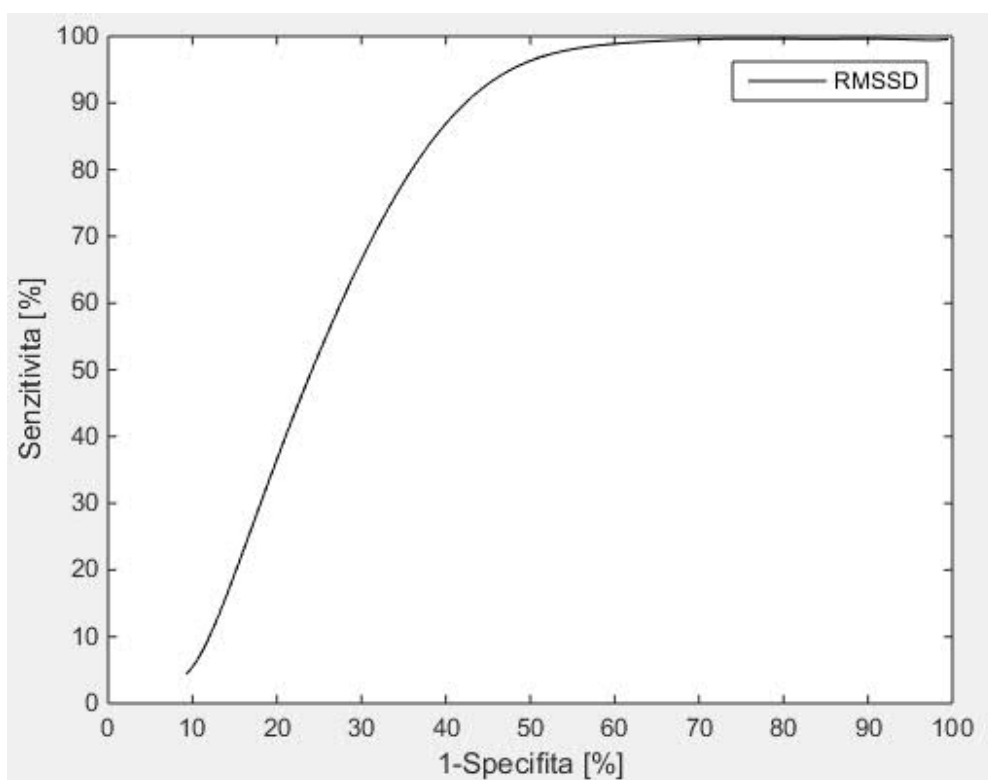
Graf č. 10 ROC analýza – fibrilace síní vs. sinusový rytmus – *SDNN*.



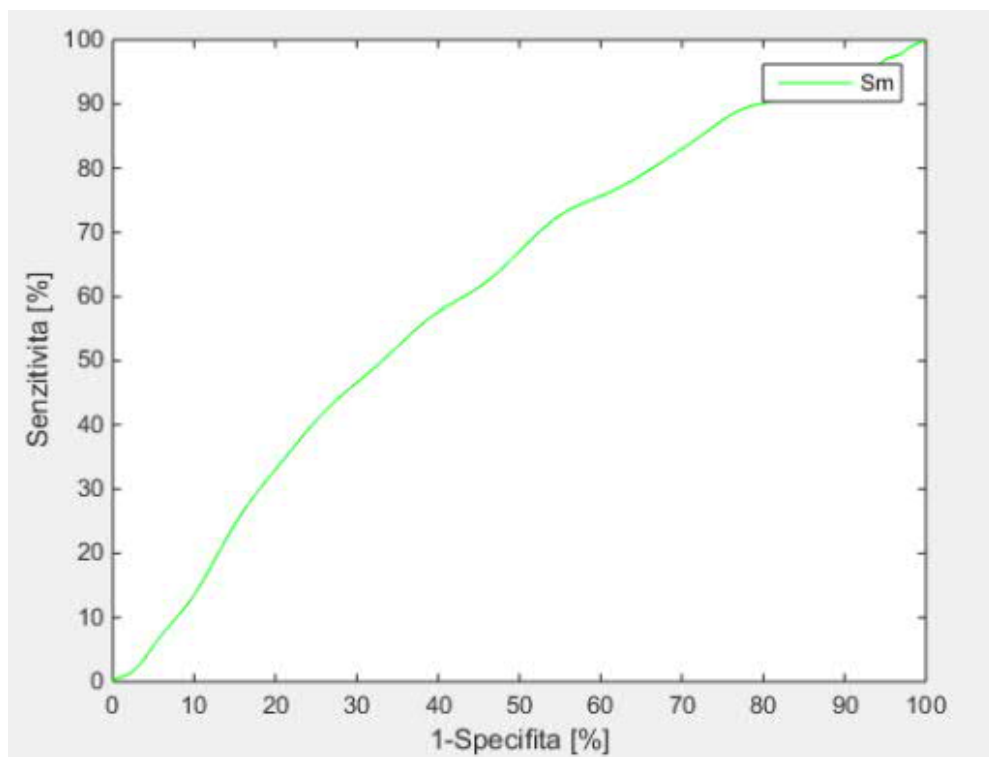
Graf č. 11 ROC analýza – fibrilace síní vs. ostatní arytmie – *SDNN*.



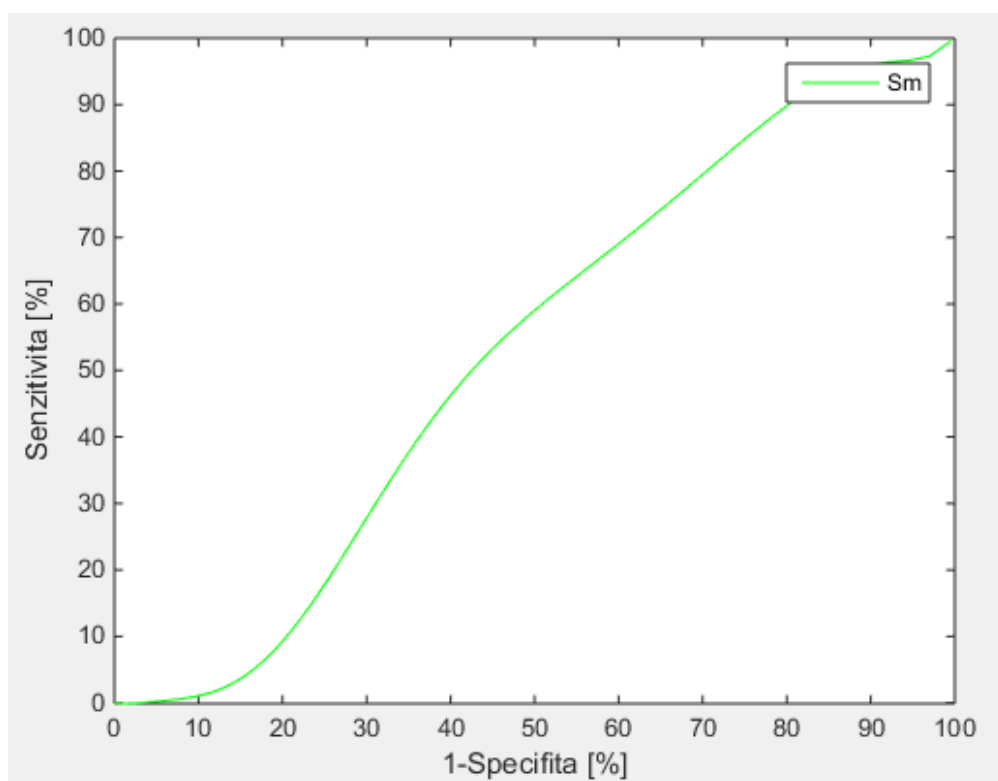
Graf č. 12 ROC analýza – fibrilace síní vs. sinusový rytmus – *RMSSD*.



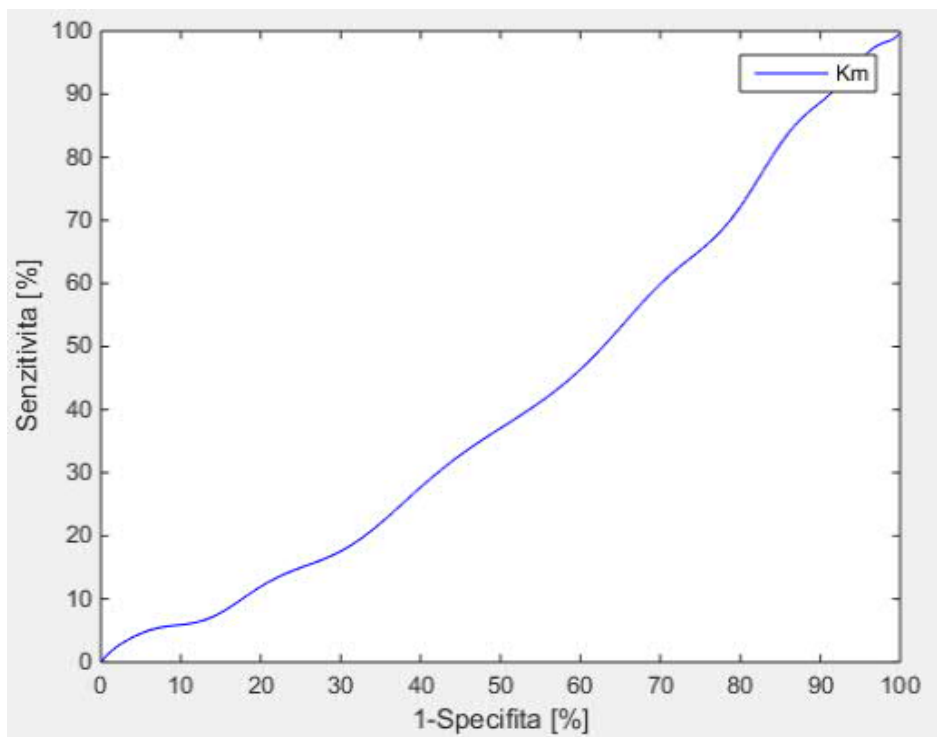
Graf č. 13 ROC analýza – fibrilace síní vs. ostatní arytmie – *RMSSD*.



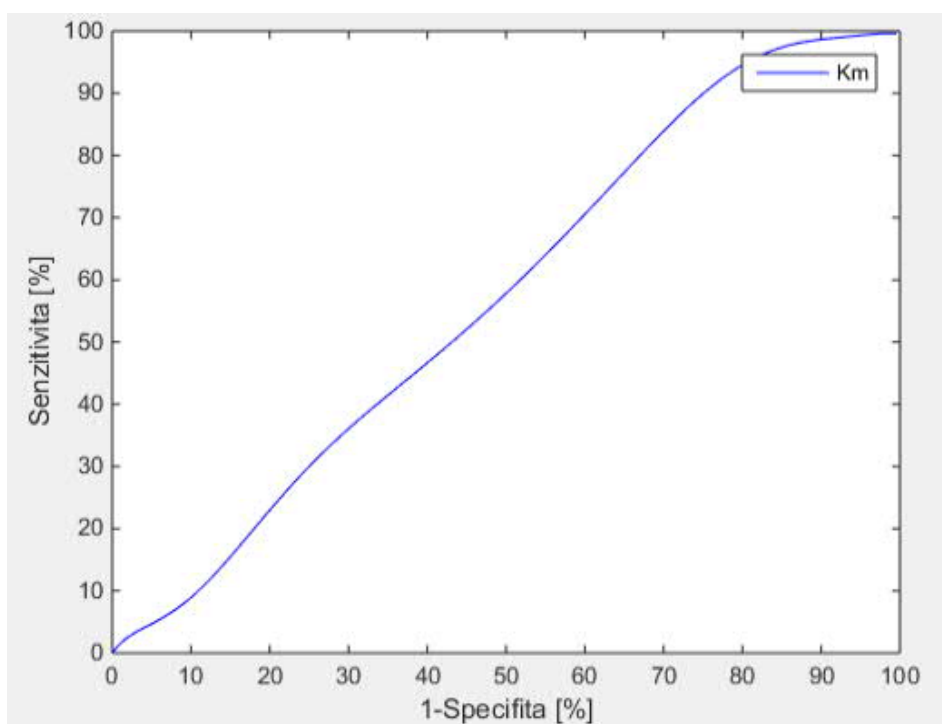
Graf č. 14 ROC analýza – fibrilace síní vs. sinusový rytmus – *Sm*.



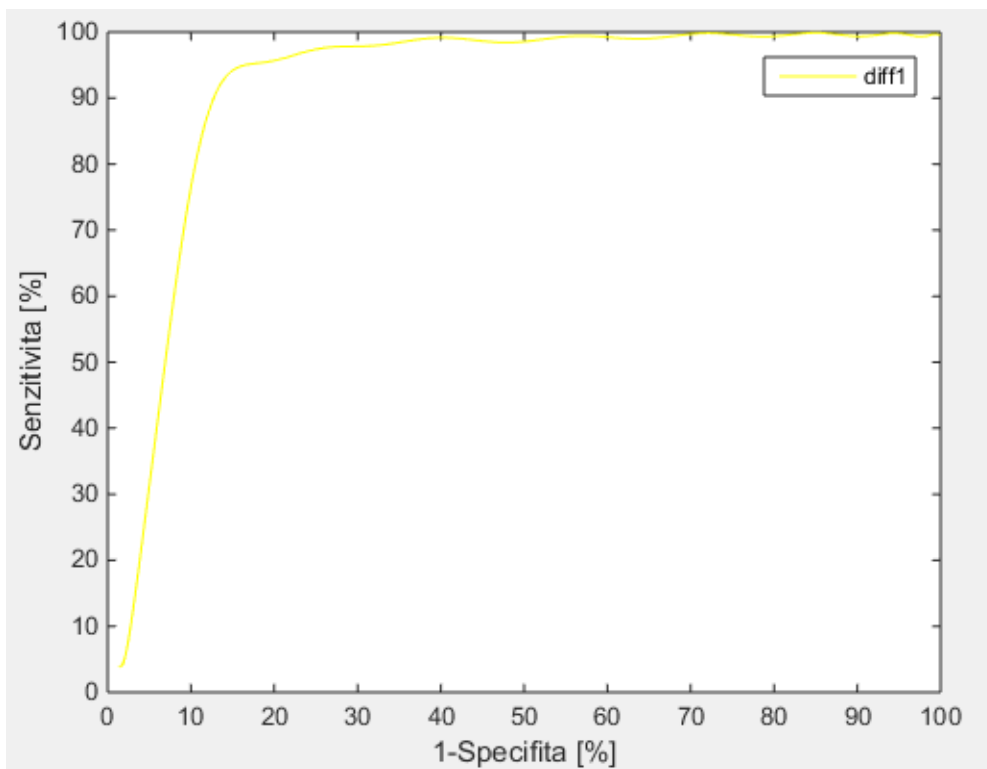
Graf č. 15 ROC analýza – fibrilace síní vs. ostatní arytmie – *Sm*.



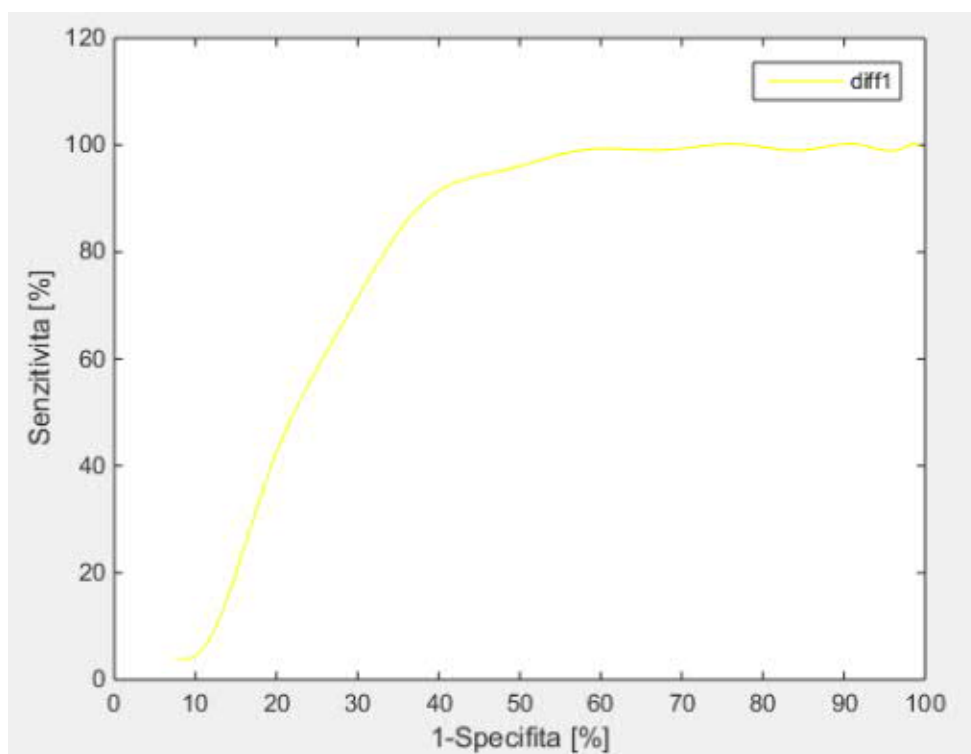
Graf č. 16 ROC analýza – fibrilace síní vs. sinusový rytmus – Km.



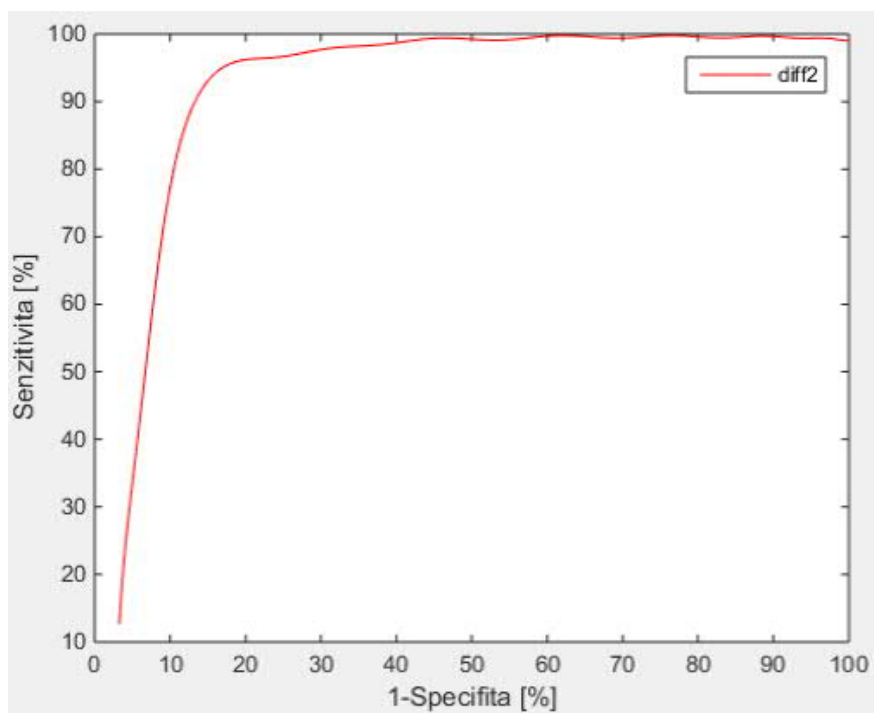
Graf č. 17 ROC analýza – fibrilace síní vs. ostatní arytmie – Km.



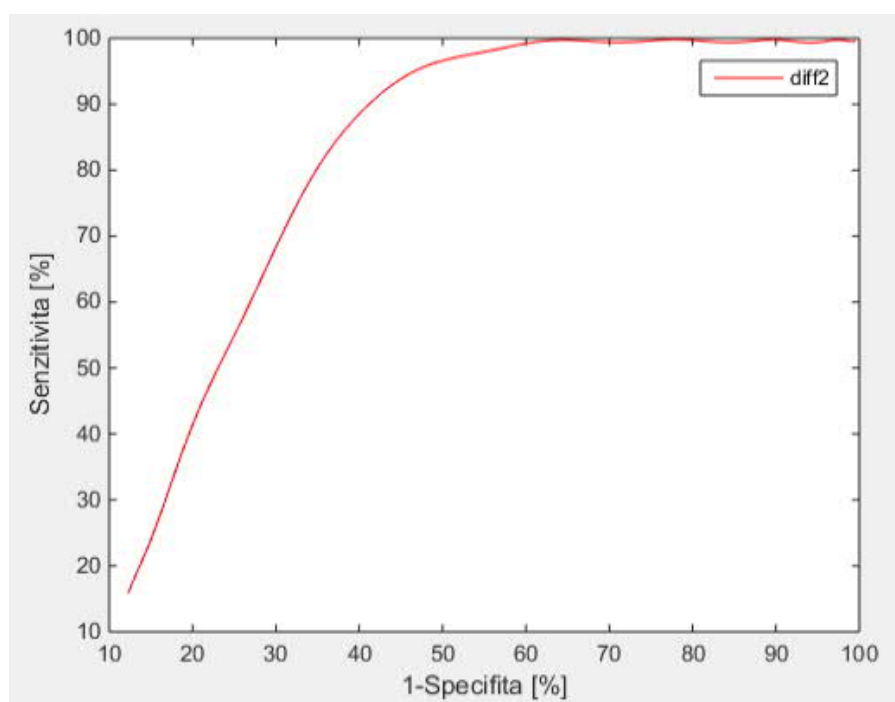
Graf č. 18 ROC analýza – fibrilace síní vs. sinusový rytmus – *diff1*.



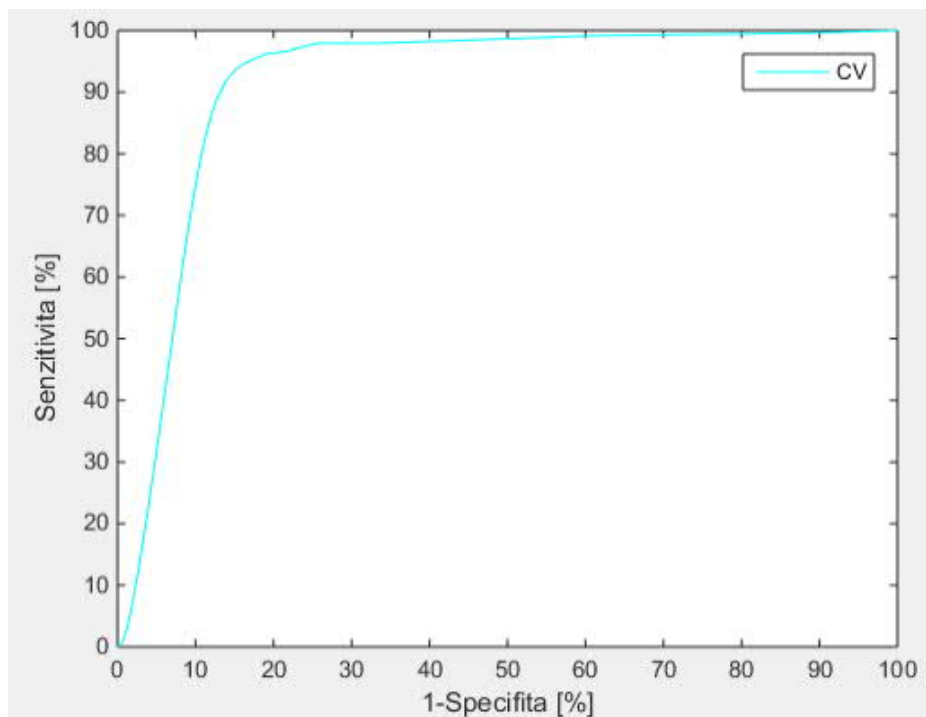
Graf č. 19 ROC analýza – sinusový rytmus vs. ostatní arytmie – *diff1*.



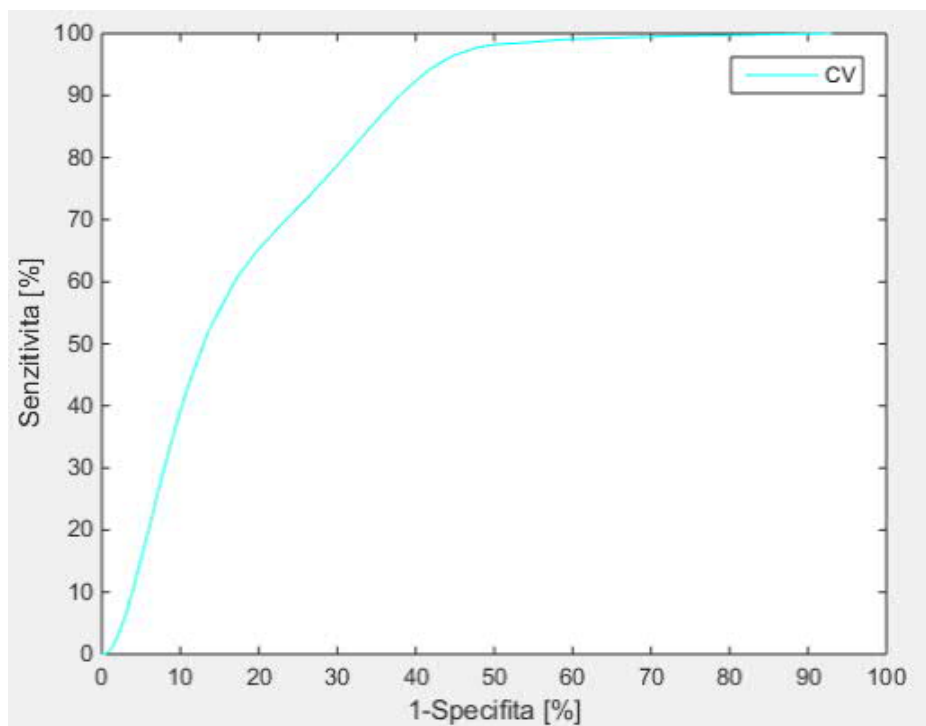
Graf č. 20 ROC analýza – fibrilace síní vs. sinusový rytmus – *diff2*.



Graf č. 21 ROC analýza – fibrilace síní vs. ostatní arytmie – *diff2*.



Graf č. 22 ROC analýza – fibrilace síní vs. sinusový rytmus – CV.



Graf č. 23 ROC analýza – fibrilace síní vs. ostatní arytmie – CV.

4.6 Vliv předzpracování dat na analýzu

Před analýzou signálu je velmi vhodné a nutné provést jeho předzpracování, tj. signál zbavit vnějších vlivů - artefaktů v podobě necharakteristických vln, kmitů, grafických záznamů rušících plynulost izoelektrické linie, nechtěných biopotenciálů - vlivem nedostatečné přípravy elektrod, respiračních artefaktů a svalového třesu pacienta (myopotenciály – rozvlněná izoliny, nerozeznatelnost vln P – zaměnitelný artefakt s fibrilací síní).

Zároveň je důležité, aby se pacienta během monitoringu EKG signálů nikdo nedotýkal k zamezení rušivých signálů z okolí, pacient by měl být vleže, uvolněný, pokud možno bez zbytečného pohybu i mluvy, v nejbližším okolí by se také neměly vyskytovat další přístroje.

Vadný přístroj či špatné uzemnění, zvýšený přechodový odpor mezi kůží pacienta a EKG elektrodou může zapříčinit výskyt střídavého proudu v EKG záznamu v podobě pravidelných velmi nízkých vlnek stejné amplitudy o kmitočtu 50 Hz, jedná se o síťový brum – frekvenčně úzkopásmový signál, který má za následek sinusové navýšení energetické složky EKG signálu, v kterém se potom ztrácí detailní prvky jako vlna P a jiné nutné pro rozměření a určení případné morfologie záznamu. [10] [25]

Pohyby při dýchání pacienta (pomalé elektrochemické děje na povrchu elektrody) můžou zapříčinit tzv. opakující se pomalý drift – klouzavý pohyb základní izoliny se zásahem obvykle do 0,8 Hz. U špatného kontaktu elektrody s kůží (zvýraznění impedance z okolní kůže) se vyskytuje tzv. skokový drift, jehož zamezení bývá obvykle obtížné, neboť frekvenčně zasahuje do oblasti užitečného EKG signálu. Drift způsobený pomalými pohyby pacienta se objevuje přibližně do 2 Hz.

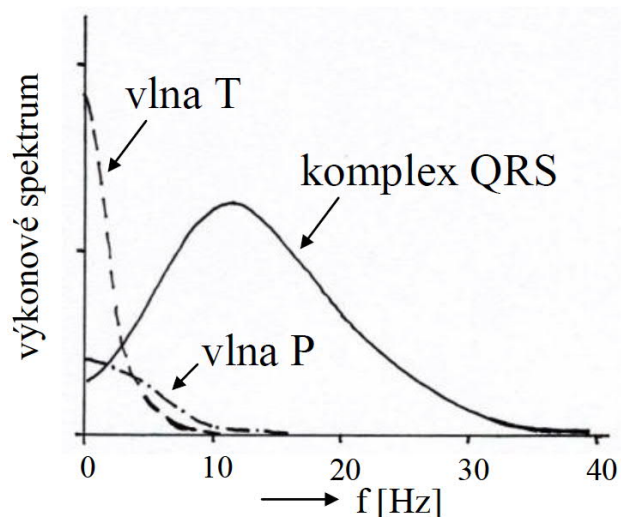
Myopotenciály pokrývají frekvenčně široké spektrum signálu, i jeho užitečnou složku, filtrace je obtížná, neboť jsou různého charakteru závislého hlavně na intenzitě svalové kontrakce a pozici elektrody vůči svalu. Ještě těžším případem k odfiltrování jsou pohybové artefakty různorodého původu v závislosti na intenzitě a rychlosti prováděné činnosti hlavně při záznamu z holterovského monitoringu a telemetrie. U klidového EKG bývají myopotenciály přítomny nad 100 Hz.

Při analýze záznamu je také nutné nespolehat se pouze na jeden svod, mohlo by dojít k jednotlivým výpadkům, či k jejich záměně, a k následnému špatnému vyhodnocení, ačkoliv jinde by byl stav signálu v pořádku. [25]

V rámci předzpracování nasnímaného signálu bychom měli směřovat na filtraci rušivých složek se vzorkovací frekvencí okolo 500 Hz. Klíčovým faktorem zůstává odstranění síťového brumu, jehož kmitočet leží v oblasti 50 Hz, tedy v místě užitečného signálu (obvykle do 125 Hz), abychom tak zabránili znehodnocení, mělo by být použito úzkopásmových filtrů zádrže.

Následným aplikováním dolní propusti se odstraní vysokofrekvenční šum, k potlačení nízkofrekvenčního šumu se použije horní propust s mezní frekvencí 0,67 Hz, spadající do intervalu střední tepové frekvence, zároveň v této oblasti přibližně 0,7 Hz nacházíme spektrum užitečného signálu, náčrt výkonových spekter základních vln a kmitů je znázorněno na Obrázku 4.14. [12]

Po provedené filtraci, či bez pro experimentální testování, se následně aplikuje navržená metoda detekce fibrilace síní s předem definovanými příznaky.



Obrázek 4.14 Výkonové spektrum jednotlivých částí EKG signálu (převzato z [12]).

V zájmu uspokojivého předzpracování je i co nejpřesnější detekce komplexu QRS, abychom mohli co nejsprávněji detekovat R-R intervaly k zhodnocení tepového průběhu. Většina detektorů ke zvýraznění QRS komplexu potlačuje přítomnost vln P a T lineární pásmovou propustí s dolní mezní frekvencí kolem 10 Hz a horní mezní frekvencí 20 Hz kvůli možnému vlivu myopotenciálů. V rámci předzpracovávaného signálu je možné použít pásmovou propust s mezní frekvencí od 16 nebo 17 Hz a šířce 9-12 Hz. Obvykle se ještě signál umocní a vyhladí dolní propustí. [12]

Detekce intervalů R-R bude stanovena a zpřesněna na základě existujících detektorů QRS UBMI.

Pro matematické předzpracování signálu by se dalo využít různého, lichého, sudého, vzestupného, sestupného seskládání diferencí mezi RR intervaly v sledovaném signálu a vyhodnotit náhodnost posloupností a charakteru jednotlivých záznamů, i s použitím lineárních a nelineárních mediánových filtrací.

5 ZVÝŠENÍ ÚSPĚŠNOSTI DETEKCI FIS

5.1 Realizované předzpracování a segmentace signálu

Za účelem zvýšení diskriminační schopnosti testovaných příznaků k detekci fibrilace síní (*SDNN*, *RMSSD*, *diff1*, *diff2*, *CV*, *Sm*, *Km*) se provede předzpracování jednotlivých sekvencí RR intervalů v podobě mediánové a lineární filtrace (průměr) s délkou okna tři, abychom zahrnuli prostřední prvek a jeho návaznost na další, respektive jeho předchozí vazbu na prvek předešlý, po němž následuje.

K výpočtu filtrací byly sestaveny funkce pro výpočet mediánové (*analiza_med.m*) a průměrové filtrace (*analiza_prum.m*) z posloupnosti pozic R vln o libovolné délce okna, v souboru dat *CD.zip* – složka: 7) *Dynamika, mediánový a průměrovací filtr - Medián a průměr*. Výstupem je upravená sekvence RR intervalů dle zvolené délky okna filtrace.

Příklad strukturního zápisu jedné z funkcí (*analiza_med.m*) můžeme zhlédnout v skriptu níže:

```
function [vektor]= analiza_med(R_signal, delka_okna)
%R_signal = posloupnost pozic R vln (ve formě vektoru)
%delka_okna = zvolená délka okna v číselném formátu

RR_signal = (abs(diff(R_signal)));
%diference pro výpočet R-R intervalů

j = 1;
%pomocná indexace výsledného vektoru vektor
RR_med = [];
for i = 1:(length(RR_signal)-delka_okna+1)
%délka cyklu pro výpočet mediánového filtru
k = i:(i+delka_okna-1);
%rozsah filtru dle zvolené délky okna
a=(median(RR_signal(k)));
%postupná filtrace dle délky zvoleného okna
RR_med(j)=[a];
%postupně tvořící se upravená sekvence RR intervalů dle filtru
j = j +1;
%zvýšující se indexace a tím posloupnost přefiltrovaných RR intervalů
dle zvoleného okna

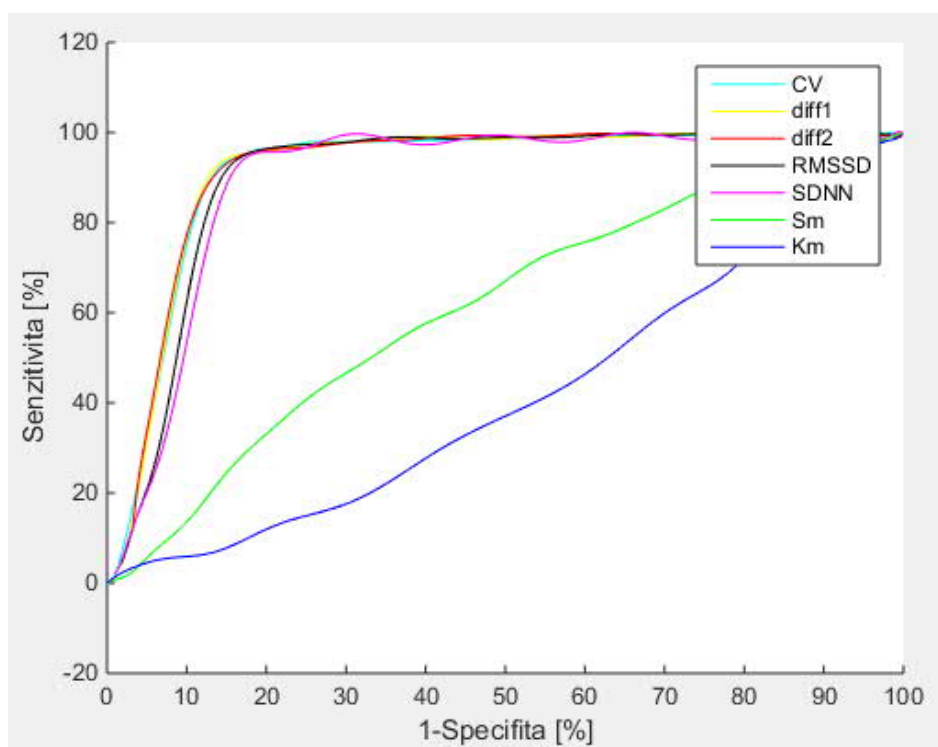
end
vektor = RR_med;
%výsledný vektor, tj. upravená sekvence RR intervalů
end
```

Pro další možnost filtrace se sestrojila vzestupně seřizovací funkce *analiza_sort.m* taktéž libovolné délky okna, pro analýzu se však počítalo s plnou délkou signálu bez stanoveného okna filtrace, která může být při dalším experimentování pozměněna. Její umístění v *CD.zip* – složka: 7) *Dynamika, mediánový a průměrovací filtr - Dynamika – sort*.

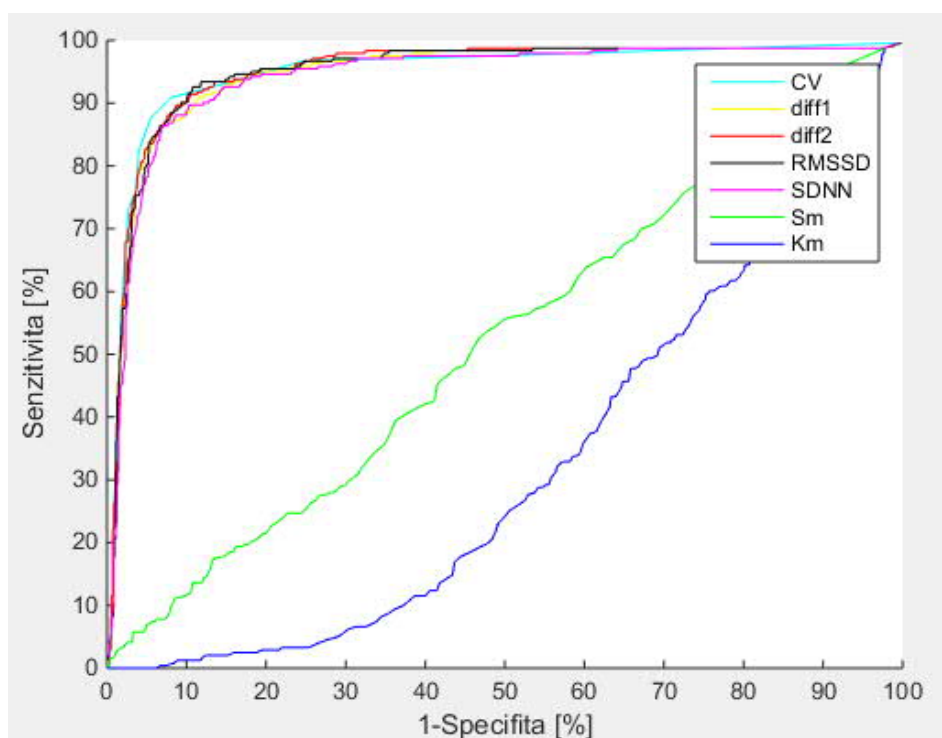
Pro segmentaci signálu a jeho rozčlenění podle chtěné délky byla naprogramována funkce *analiza_signal.m*, ze které byly později odvozeny i nevyužité funkce pro segmentování signálu s výpočtem mediánu nebo průměru jednotlivých segmentů, výsledkem obou nevyužitých funkcí je vektor upravených segmentů signálu v jednom, či-li zpětná rekonstrukce v podobě desegmentace signálu, ale s vnitřně pozměněnou strukturou signálu dle zvoleného rozčlenění na segmenty, které poté byly ve výsledku opět spojeny do jednotného celku.

Umístění funkce *analiza_signal.m* náleží souboru *CD.zip* – složka: 5) *Segmentace - analýza*. Výsledné průběhy ROC křivek pro obě testované skupiny po segmentaci na polovinu signálu a otestování zvlášť první poloviny signálu a zvlášť druhé poloviny signálu a dále po následném sečtení obou segmentů signálu a zprůměrování obou polovin (segmentů o délce poloviny signálu) lze posoudit na výsledných průbězích ROC křivek spolu s výsledky ROC křivek jmenovaných filtrací v Grafu č. 24 – č. 37 pro obě studované skupiny záznamů.

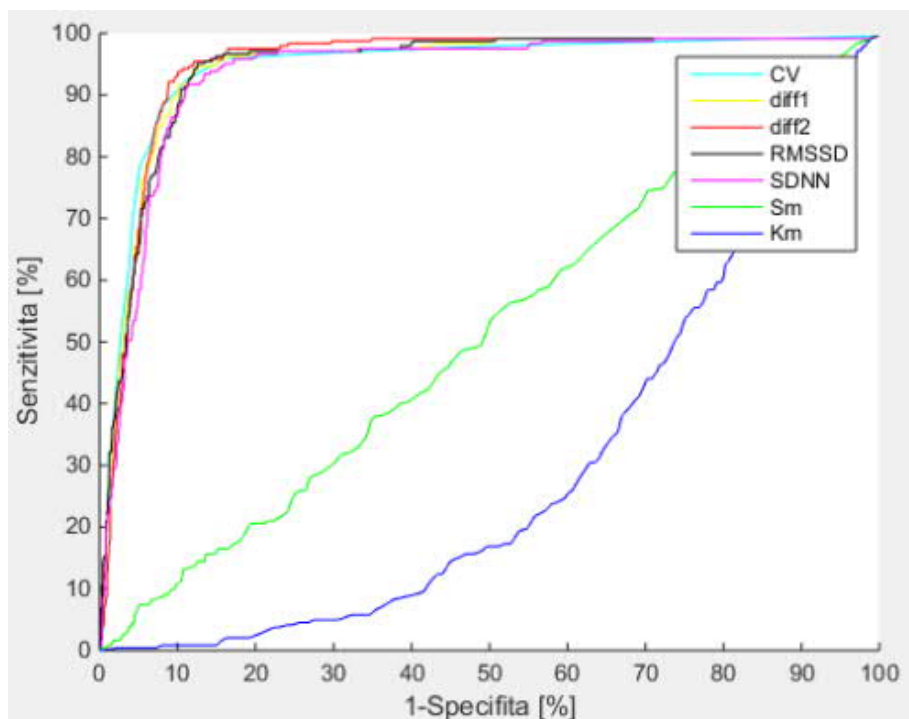
Testovaná skupina: Atrio-fibrilační záznamy vs. sinusový rytmus



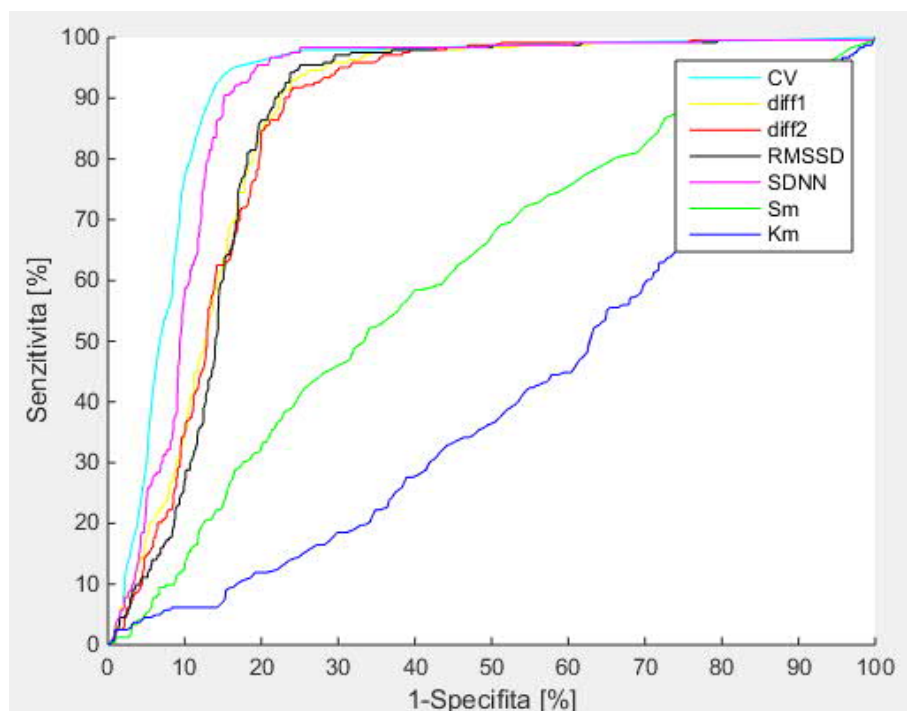
Graf č. 24 ROC analýza bez úpravy RR – fibrilace síní vs. sinusový rytmus.



Graf č. 25 ROC analýza po mediánovém filtru – soubor dat fibrilace síní vs. sinusový rytmus.



Graf č. 26 ROC analýza po průměrovém filtru – fibrilace síní vs. sinusový rytmus.

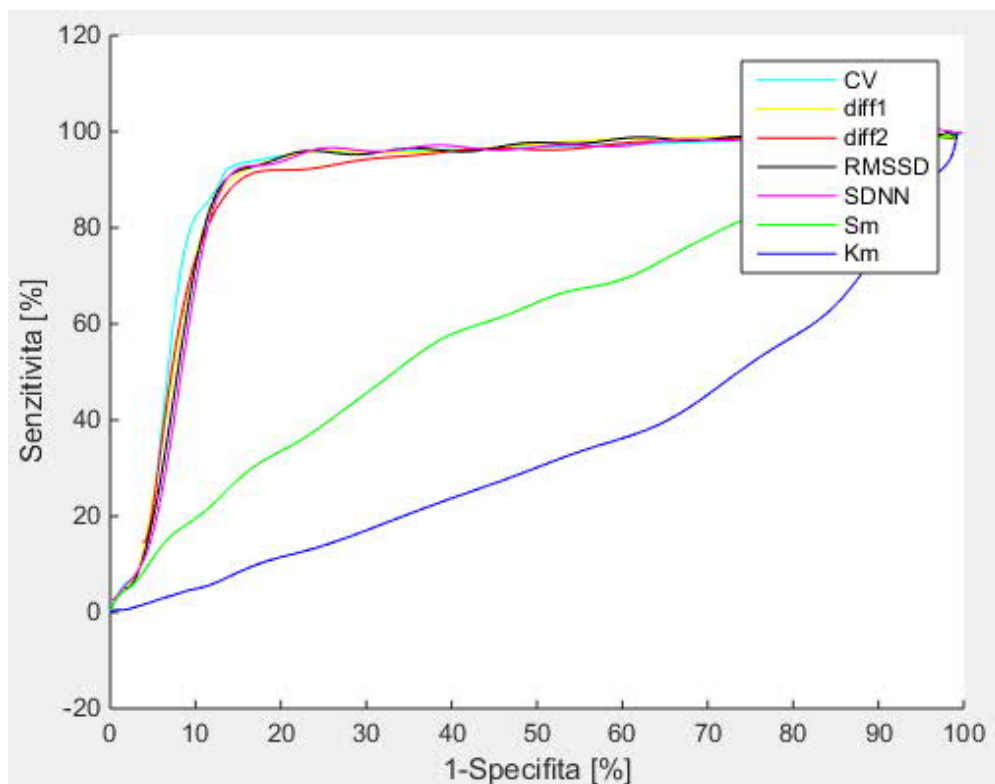


Graf č. 27 ROC analýza po vzestupném seřídění RR intervalů – fibrilace síní vs. sinusový rytmus.

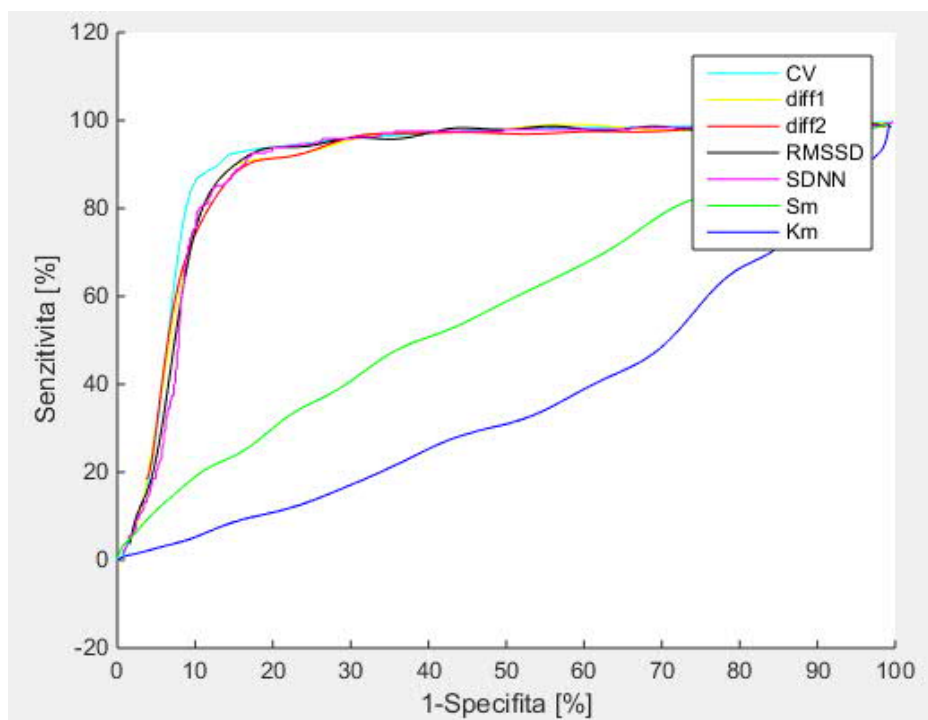
Po úpravě sekvence RR intervalů mediánovým filtrem okna délky tři došlo k výraznému zpřesnění detekce fibrilace síní pro všechny příznaky mimo koeficient šikmosti a špičatosti - při odlišení od sinusových rytmů (Graf č. 25), stejně tak i u lineárního průměrového filtru též délky okna tři, jejichž hodnoty senzitivity a specifity jsou více posunuty do oblasti optimálního prahu (Graf č. 26) ve srovnání s vzorovým grafem ROC křivek jednotlivých příznaků vypočtených z neupravených RR intervalů (Graf č. 24).

Naproti tomu ROC křivky po použití seříděné posloupnosti RR intervalů (Graf č. 27) vykazují výraznou variabilitu vypočtených příznaků, kdy nejpřesnějším ukazatelem fibrilace síní v pořadí zůstává variační koeficient CV, dále však následuje parametr *SDNN*, *RMSSD*, první a druhá diference a nakonec zůstávají koeficient špičatosti a šikmosti.

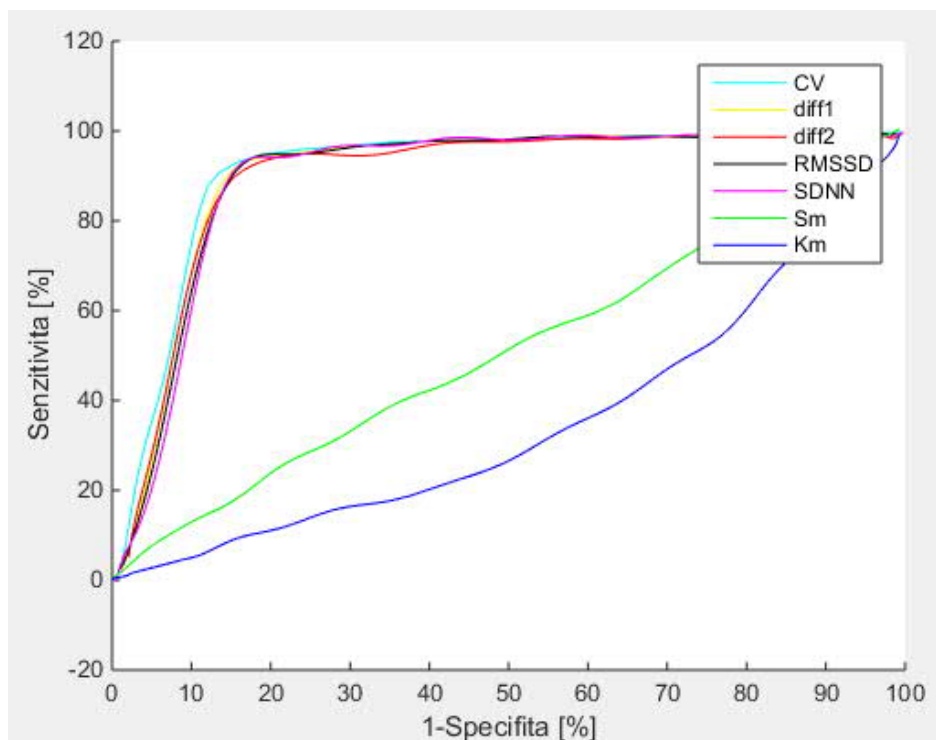
Průběh ROC křivek po segmentaci množiny neupravených RR intervalů na první (Graf č. 28) a druhou polovinu (Graf č. 29) signálu nejeví výraznější rozdíl od původních ROC křivek Grafu č. 24, to stejné platí i pro vyhodnocení vypočtených příznaků po zprůměrování obou těchto segmentovaných polovin signálu (Graf č. 30), pouze variační koeficient CV je výraznějším oproti Grafu č. 24, kde převládá spolehlivější detekce fibrilace síní sice pomocí variačního koeficientu, ale zároveň s vypočtenými aproximacemi první a druhé derivace.



Graf č. 28 ROC analýza – příznaky z 1. poloviny množiny RR intervalů – soubor dat fibrilace síní vs. sinusový rytmus.

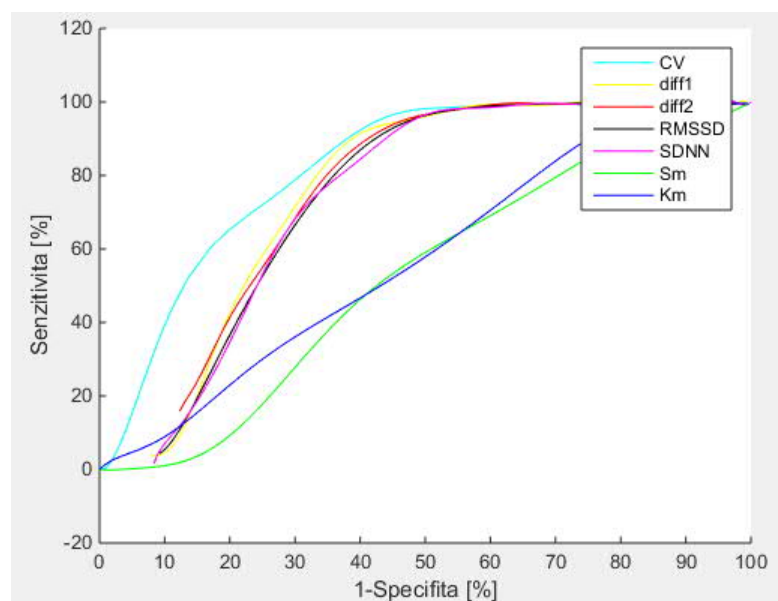


Graf č. 29 ROC analýza – příznaky z 2. poloviny množiny RR intervalů – soubor dat fibrilace síní vs. sinusový rytmus.



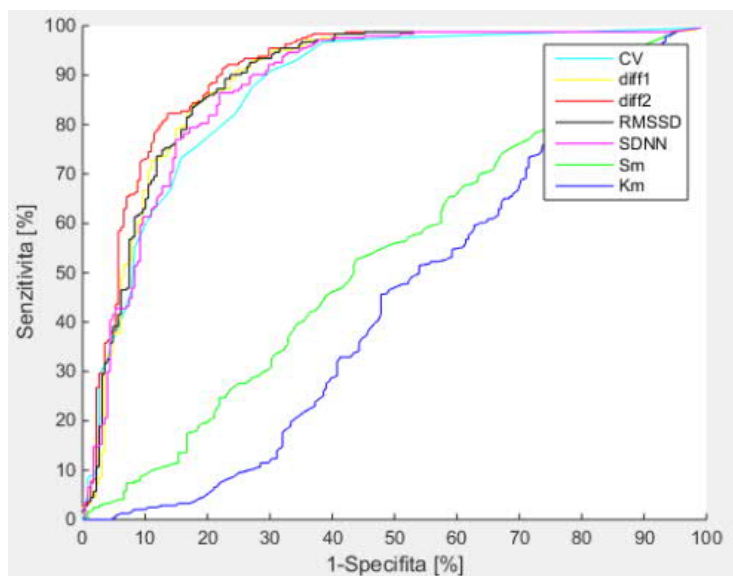
Graf č. 30 ROC analýza – příznaky z průměrovaných obou polovin signálů – soubor dat fibrilace síní vs. sinusový rytmus.

Testovaná skupina: Atrio-fibrilační záznamy vs. ostatní arytmie

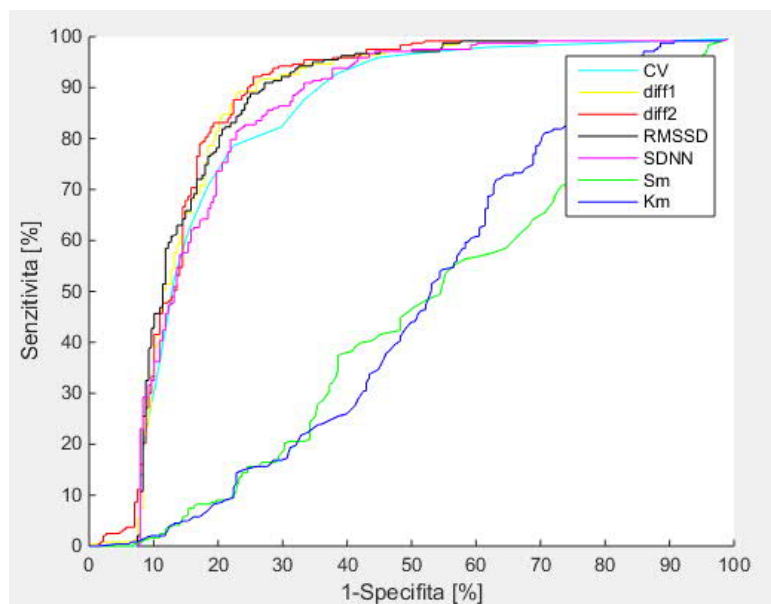


Graf č. 31 ROC analýza bez úpravy RR – fibrilace síní vs. ostatní arytmie.

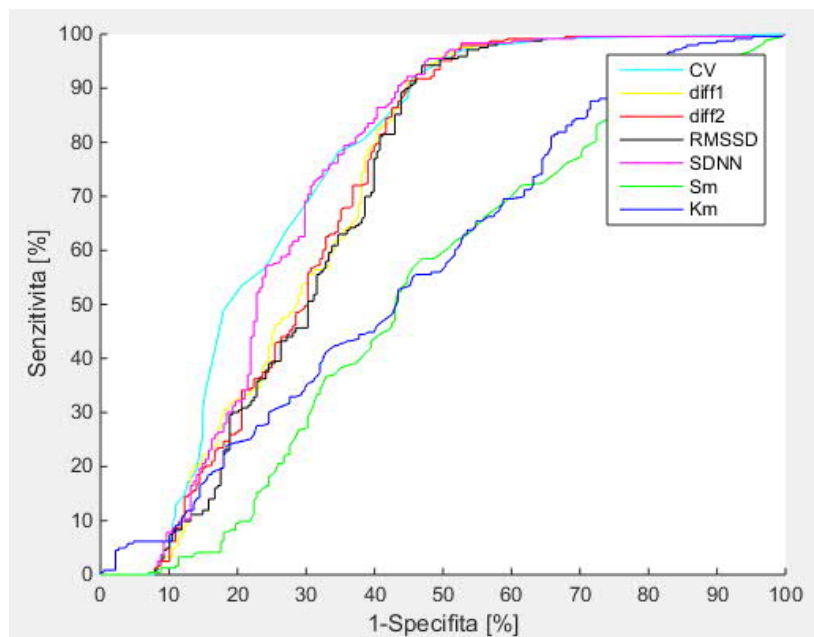
Graf č. 31 studované skupiny atrio-fibrilačních záznamů vzhledem k záznamům ostatních rytmů vykazuje výrazný pokles specifity všech příznaků ve srovnání s Grafem č. 24 skupiny atrio-fibrilačních záznamů vs. sinusový rytmus, neupravených RR. K výraznému zlepšení dochází v Grafu č. 32 a č. 33 u příznaků *SDNN*, *RMSSD*, *diff1*, *diff2*, *CV* při použití mediánového a průměrového filtru s oknem délky tři, kdy jsou hodnoty specifity i senzitivity v optimální oblasti nad 80% úrovní. Ovšem po použití setřidovacího filtru s oknem celé délky signálu (Graf č. 34) se snižuje pod 70% hranici u příznaků *CV* a *SDNN* a pod 60% hranici u příznaků ostatních, pokud uvažujeme oblast optimálního prahu nacházející se co nejbližší v levém horním rohu grafu.



Graf č. 32 ROC analýza po mediánovém filtru – soubor dat fibrilace síní vs. ostatní arytmie (bez aproximace ROC křivek).

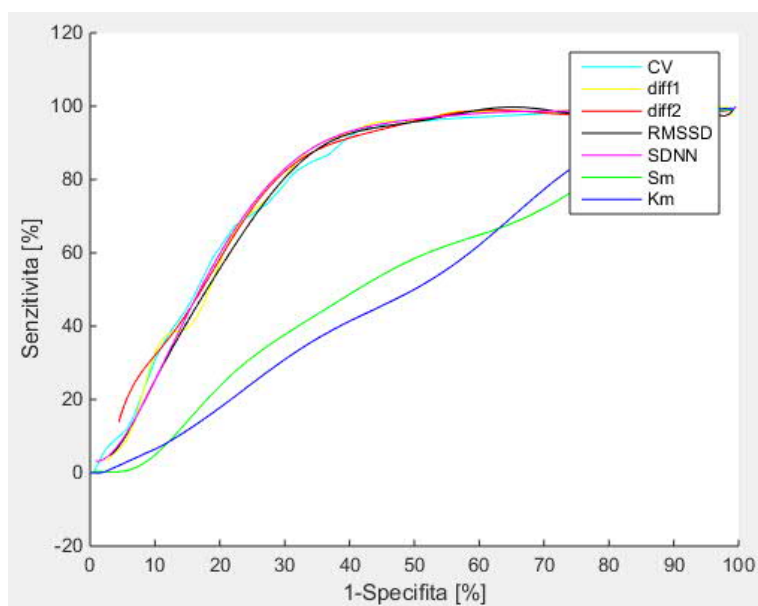


Graf č. 33 ROC analýza po průměrovém filtru – fibrilace síní vs. ostatní arytmie.

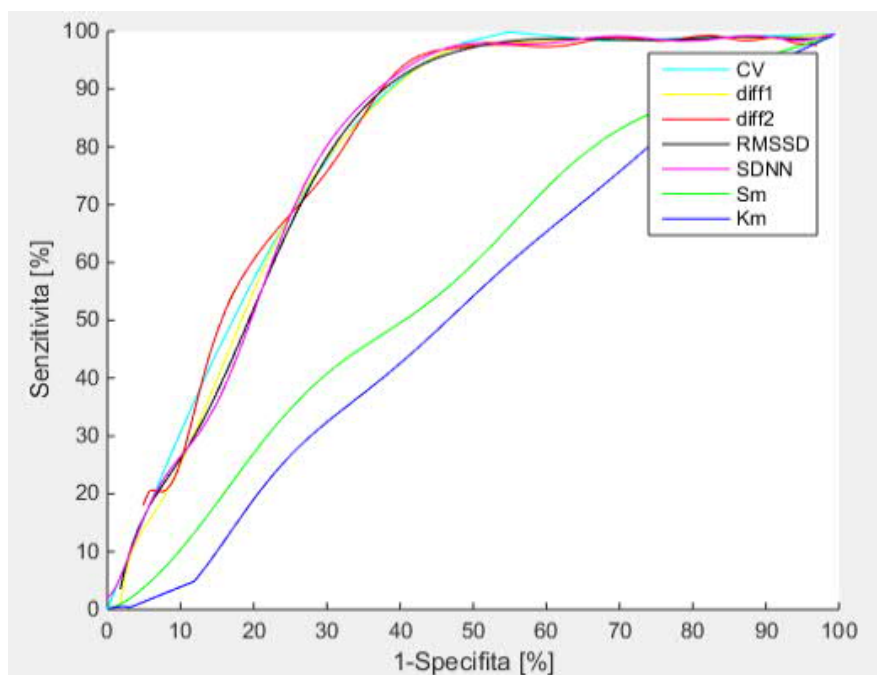


Graf č. 34 ROC analýza po vzestupném setřídění RR intervalů – fibrilace síní vs. ostatní arytmie.

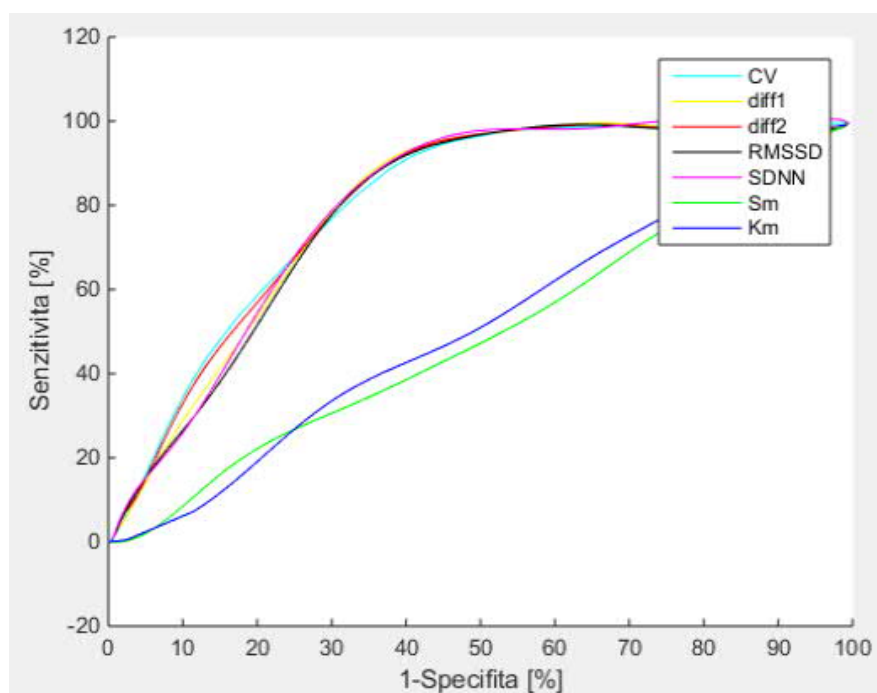
Po rozčlenění testované skupiny záznamů k detekci fibrilace síní nejprve na první polovinu množiny RR intervalů (Graf č. 35), poté i na druhou polovinu (Graf č. 36) a následném zprůměrování obou polovin (Graf č. 37) dochází k mírnému zlepšení hodnot senzitivity a specifity v optimální oblasti oproti Grafu č. 31, nicméně nedosahuje úrovně pohybující se nad 80% hranicí jak v případě mediánového nebo průměrového filtru (Graf č. 32, č. 33). Pro vyhodnocení však neuvažujeme koeficienty šikmosti a špičatosti.



Graf č. 35 ROC analýza – příznaky z 1. poloviny množiny RR intervalů – soubor dat fibrilace síní vs. ostatní arytmie.



Graf č. 36 ROC analýza – příznaky z 2. poloviny množiny RR intervalů – soubor dat fibrilace síní vs. ostatní arytmie.

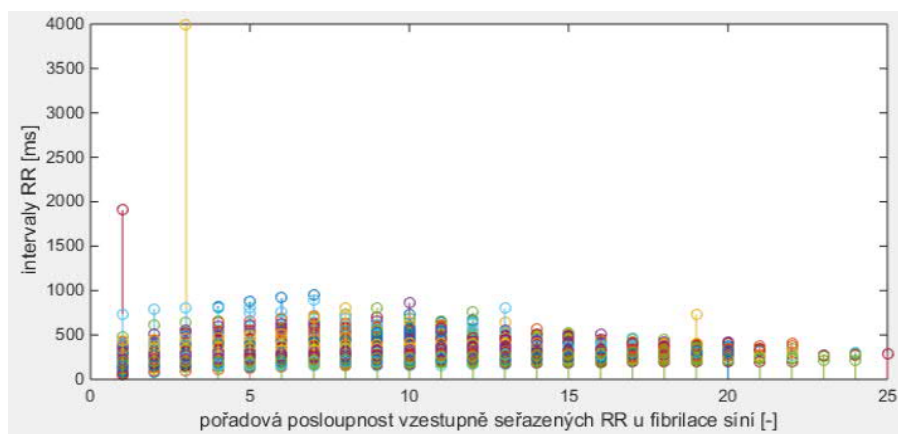


Graf č. 37 ROC analýza – příznaky z průměrovaných obou polovin signálů – soubor dat fibrilace síní vs. ostatní arytmie.

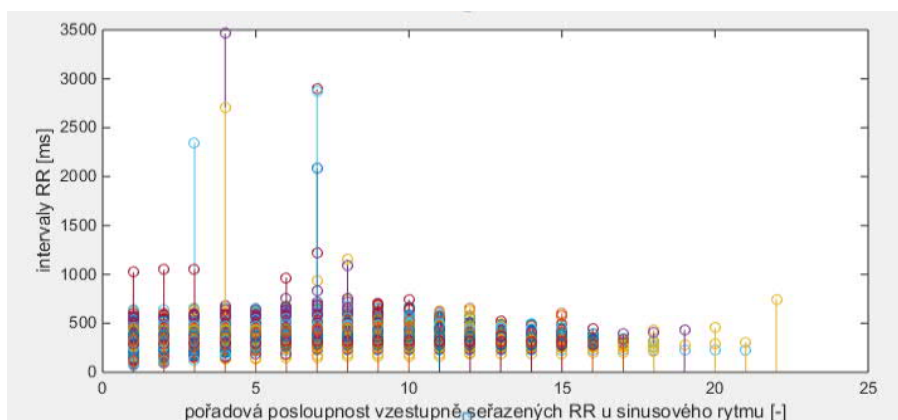
5.2 Upravené sekvence dat

Na základě setřídění RR intervalů jednotlivých EKG signálů lze pozorovat průběh rozsahu, v kterém se pro daný rytmus vyskytují, souborně pro všechny záznamy se může objevovat spojitost mezi druhem rytmu srdce a rozestupem detekovaných R vln s ohledem na celý snímaný signál, jejich náhodnost, délku trvání, periodičnost či intenzitu, pro potvrzení nebo vyvrácení zmíněné hypotézy je nutné provést vyhodnocení sledovaných parametrů řadou dalších statistických či matematických a jiných ukazatelů v rámci komplexnějšího zpracování.

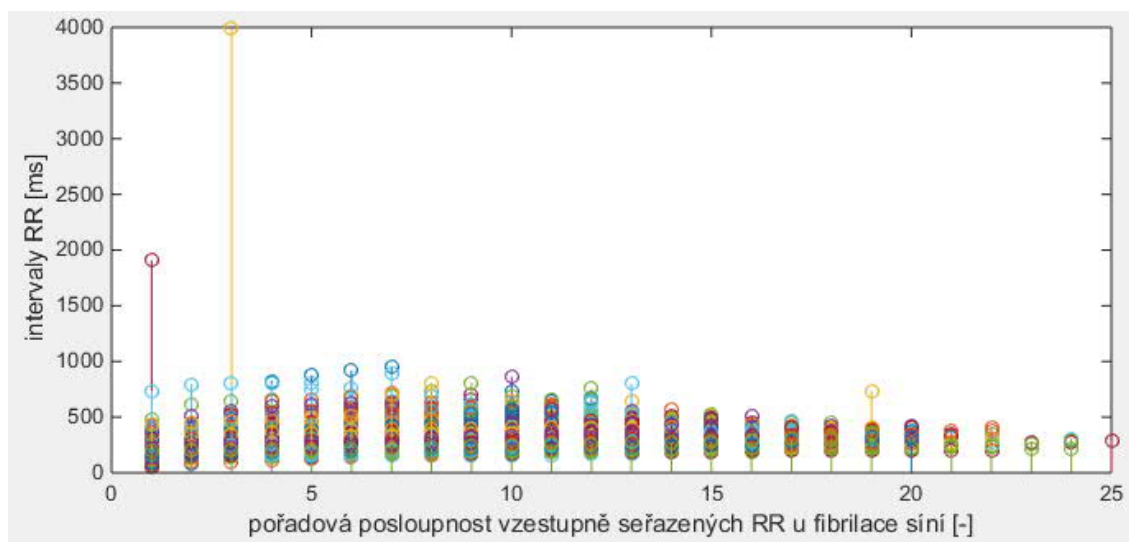
Příklady průběhů seřazené posloupnosti RR intervalů pro jednotlivé EKG záznamy fibrilace síní, sinusového rytmu a arytmií odlišného charakteru jsou souborně zaneseny do diskrétní podoby grafu typu stem (Graf č. 38 – č. 41). V případě sinusového rytmu je na první pohled patrné, že posloupnost intervalů RR nepřesahuje délku 22 (Graf č. 39) oproti fibrilaci síní (Graf č. 38), kde počet vzorků v jedné posloupnosti činí maximálně 25 RR intervalů. Četnost pro jednotlivé RR intervaly se v závislosti na průběhu záznamu mění, nejrozdílněji se objevuje u souboru dat s arytmiemi mimo fibrilaci síní (Graf č. 41).



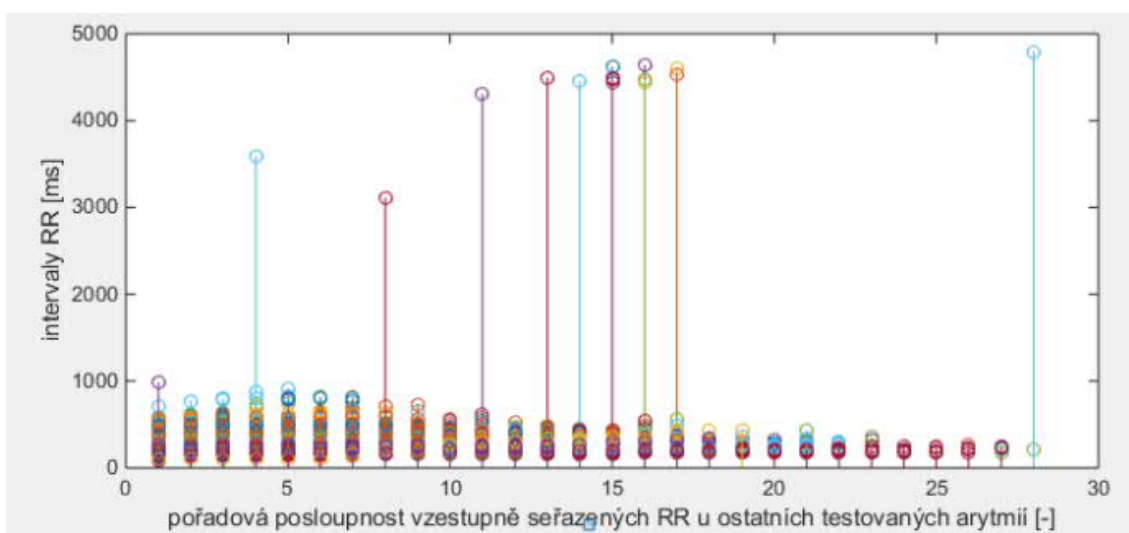
Graf č. 38 Posloupnost vzestupně seřazených intervalů RR u fibrilace síní testovaných 10s EKG signálů.



Graf č. 39 Posloupnost vzestupně seřazených intervalů RR u sinusového rytmu testovaných 10s EKG signálů.



Graf č. 40 Posloupnost vzestupně seřazených intervalů RR u fibrilace síní testovaných 10s EKG signálů (pro srovnání).



Graf č. 41 Posloupnost vzestupně seřazených intervalů RR u ostatních arytmií testovaných 10s EKG signálů.

5.3 Výtěžnost bodů minim a maxim R-R intervalů

Obecně difference hodnot RR intervalů nabízí široké využití při vyhodnocení upravených a různě segmentovaných dat, nejde pouze o první či druhou derivaci, lze využít i difference vzestupné a sestupné posloupnosti, její maximum a minimum, difference mezi první hodnotou RR intervalu a poslední určitého segmentu, bohatost řešení vytváří práce s RR intervaly v různé kombinaci při určené charakteristice studovaného záznamu.

V rámci prováděné analýzy byla za vhodný další příznak pro detekci fibrilace síní vybrána difference mezi minimální a maximální hodnotou RR intervalu (*diffMM*) – viz funkce *analiza_diff_minmax.m*. Lze opět volit libovolnou délku okna, pro výpočet však byla ponechána délka okna zahrnující rovnou celý signál.

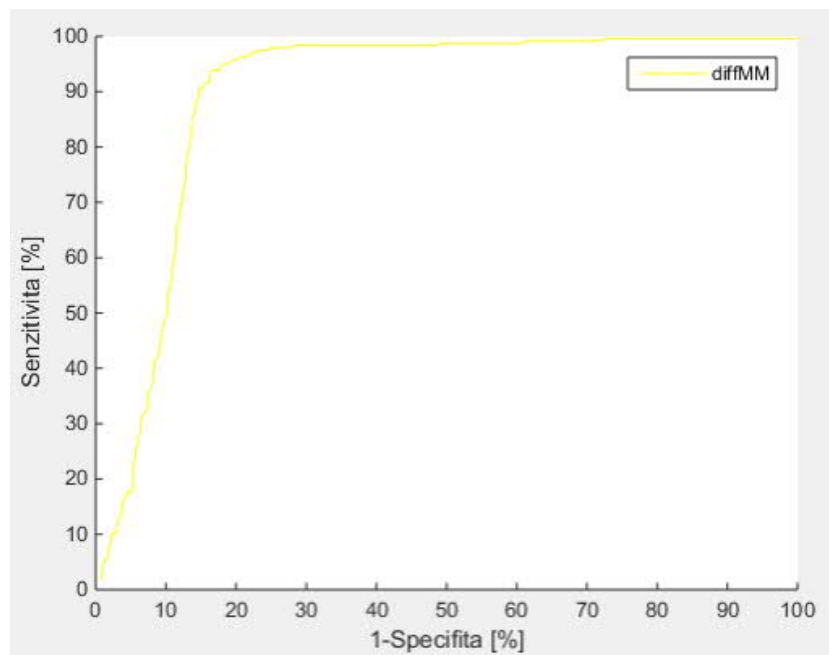
Funkci *analiza_diff_minmax.m* můžeme najít v souboru *CD.zip* – složka: 7) *Dynamika, mediánový a průměrový filtr - Dynamika - diff MAX MIN*. Výsledné průběhy ROC křivek pro nový příznak obou testovaných skupin vidíme v Grafu č. 42 – č. 45. Rozsah neoptimálnějších prahů s odpovídajícím rozmezím hodnot *TPR*, *TNR* a *PV+* v Tabulce č. 7, prahování v rámci programu bylo nastaveno na rozsah 0 až 550 s krokem 1:

Tabulka č. 7: Rozsah optimálních prahů pro příznak *diffMM* k detekci FiS.

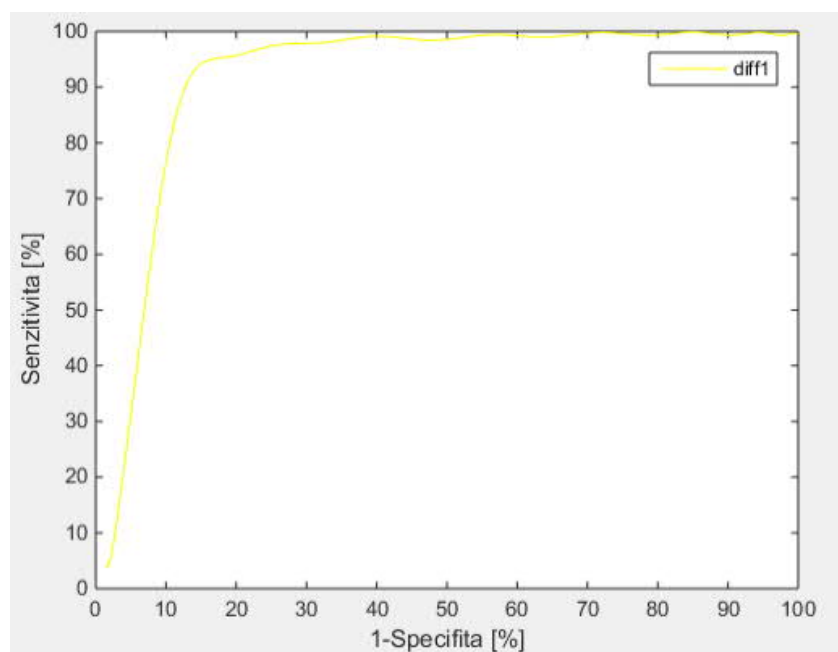
příznak	skupina	rozmezí prahu	rozsah TPR	rozsah TNR	rozsah PV+
diffMM	atrio_fib vs. other	126 - 172 ms	88 - 68 %	57 - 68 %	69 - 69 %
diffMM	atrio_fib vs. sinus	43 - 134 ms	98 - 86 %	60 - 86 %	32 - 54 %

ROC křivka pro testovaný příznak difference maximální a minimální hodnoty RR intervalu (Graf č. 42) přibližně odpovídá křivce vypočtené průměrné první difference v Grafu č. 43 skupiny fibrilace síní vs. sinusový rytmus.

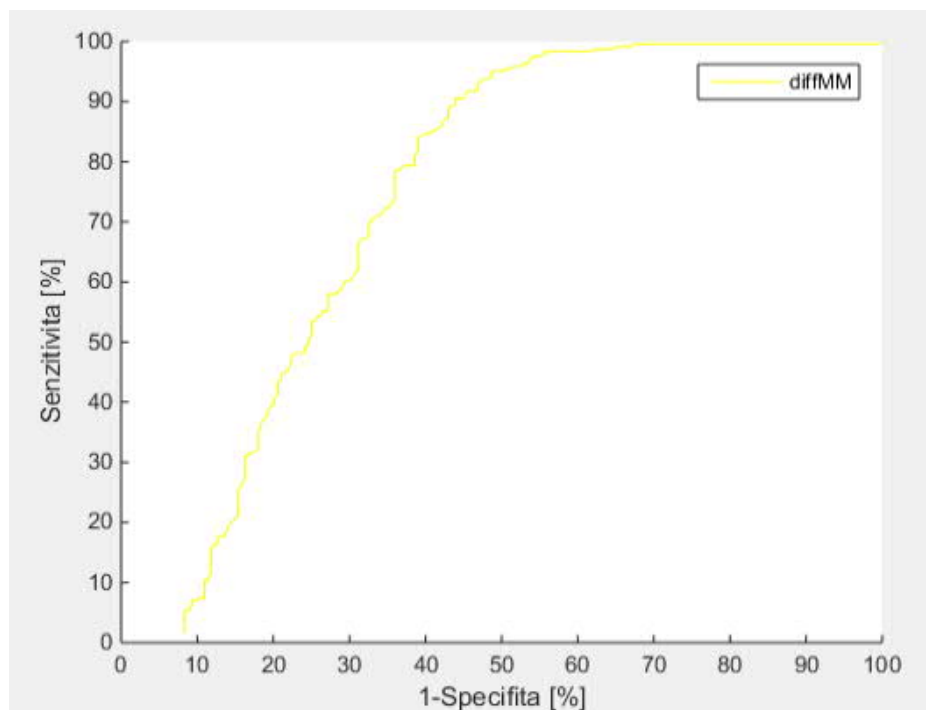
U druhé skupiny dat (fibrilace síní vs. ostatní arytmie) ROC křivka pro testovaný příznak difference maximální a minimální hodnoty RR intervalu (Graf č. 44) mírně zhoršuje průběh ROC křivky parametru první difference v Grafu č. 45. Hodnota senzitivity nad 80% úrovní se pohybuje až při hodnotě kolem 60% úrovně specifity.



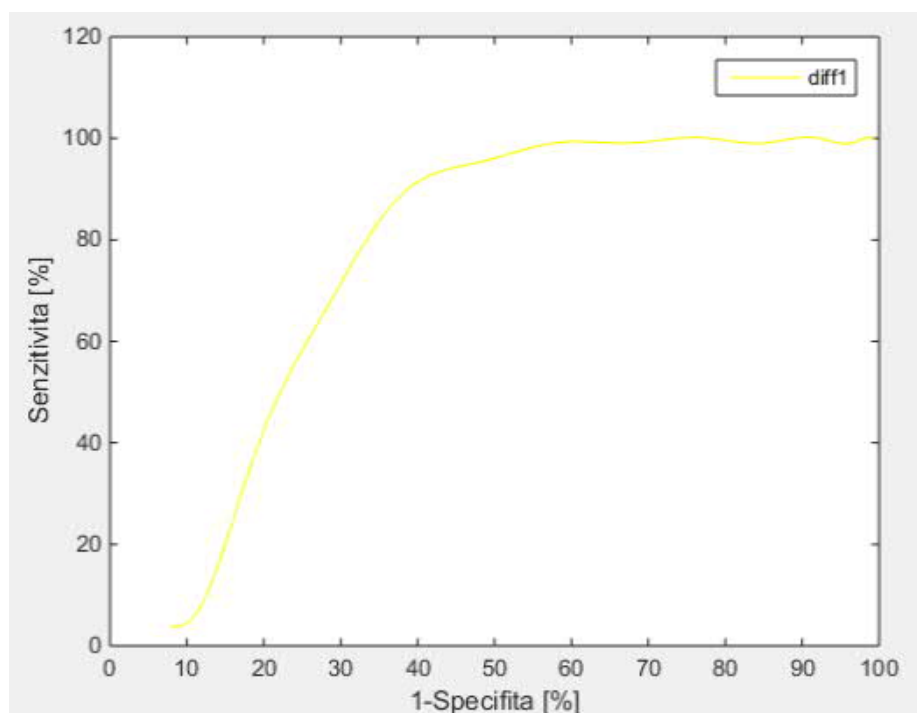
Graf č. 42 ROC analýza – příznak *diffMM* – soubor dat fibrilace síní vs. sinusový rytmus.



Graf č. 43 ROC analýza – fibrilace síní vs. sinusový rytmus – *diff1*.



Graf č. 44 ROC analýza – příznak diffMM – soubor dat fibrilace síní vs. ostatní arytmie.



Graf č. 45 ROC analýza – fibrilace síní vs. ostatní arytmie – *diff1*.

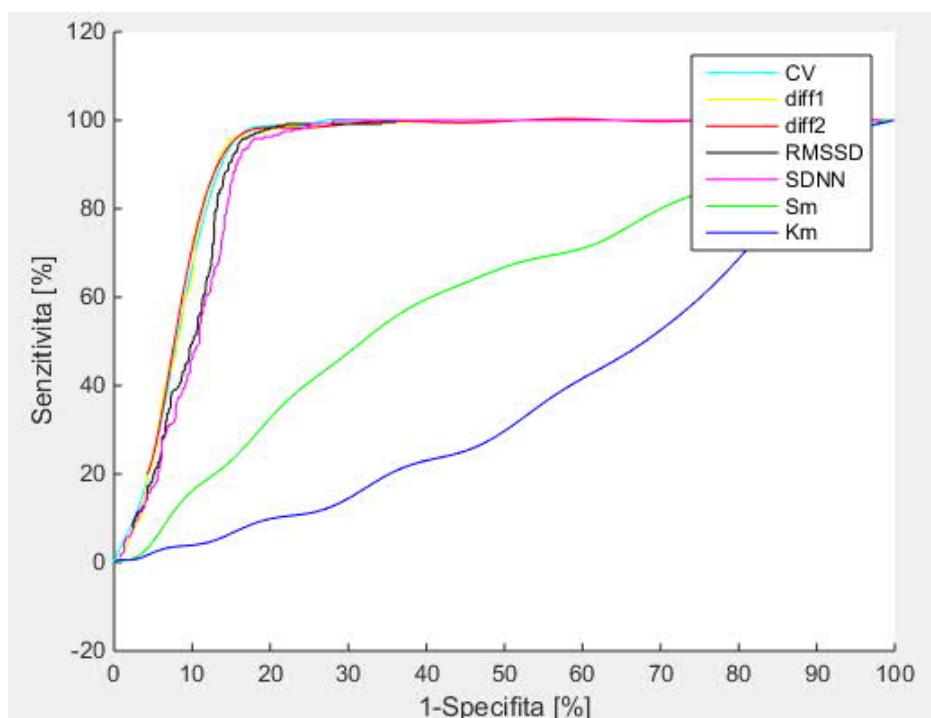
5.4 Úspěšnost detektorů QRS ÚBMI při detekci

Pro zpřesnění detekce R vln a následně RR intervalů se použilo tří detektorů Ústavu biomedicínského inženýrství VUT, konkrétně detektor založený na Fázorové transformaci (FT) – v programových kódech (*CD.zip*) uvedený pod zkratkou TK (někde TeagerK, v důsledku záměny s označením pro detektor využívající Teager-Kaiserův energetický operátor), dále na vlnkové transformaci (WT) a poslední na S-transformaci (ST). Příložené citace k detektorům a jejich autorům patří: [37] [38] [39].

Samotná detekce R vln se prováděla na končetinovém svodu II, který nalezneme i u nositelných EKG záznamníků, povětšinou i smartphonů. Výhoda použití jednoho svodu namísto všech spočívá v přehlednosti použitých algoritmů detekovaných R vln a výskytu případných nechtěných artefaktů.

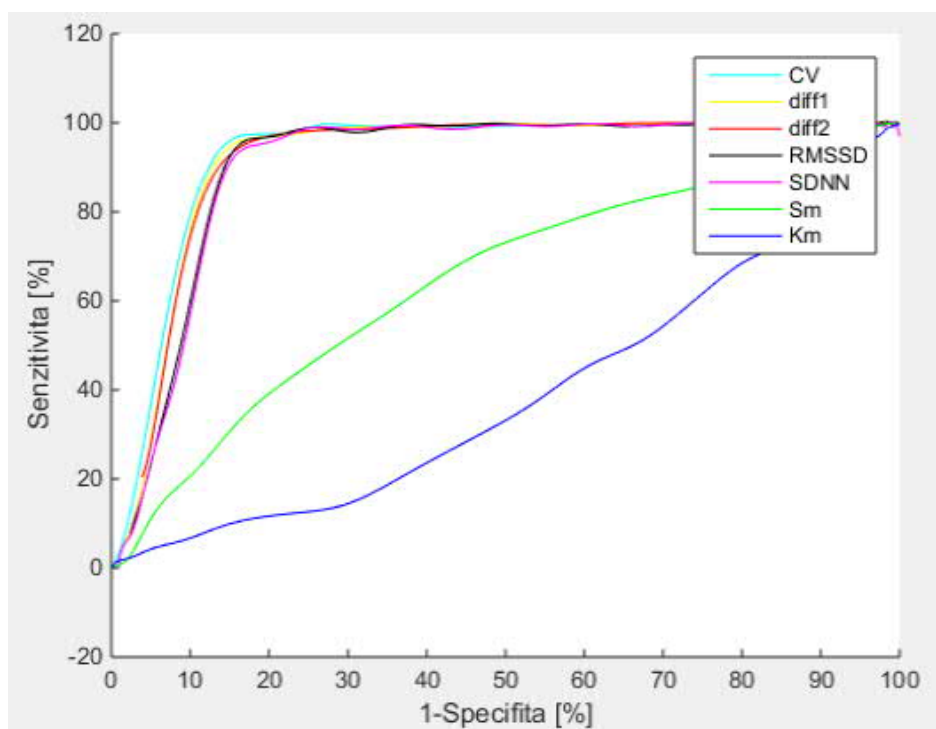
Výsledky ROC křivek při použití jednoho z detektorů jsou patrné v grafech Graf č. 46 – č. 52, vyhodnoceny dále v kapitole 5.6 Vyhodnocení dosažených výsledků.

Studovaná skupina: Atrio-fibrilační záznamy vs. sinusový rytmus

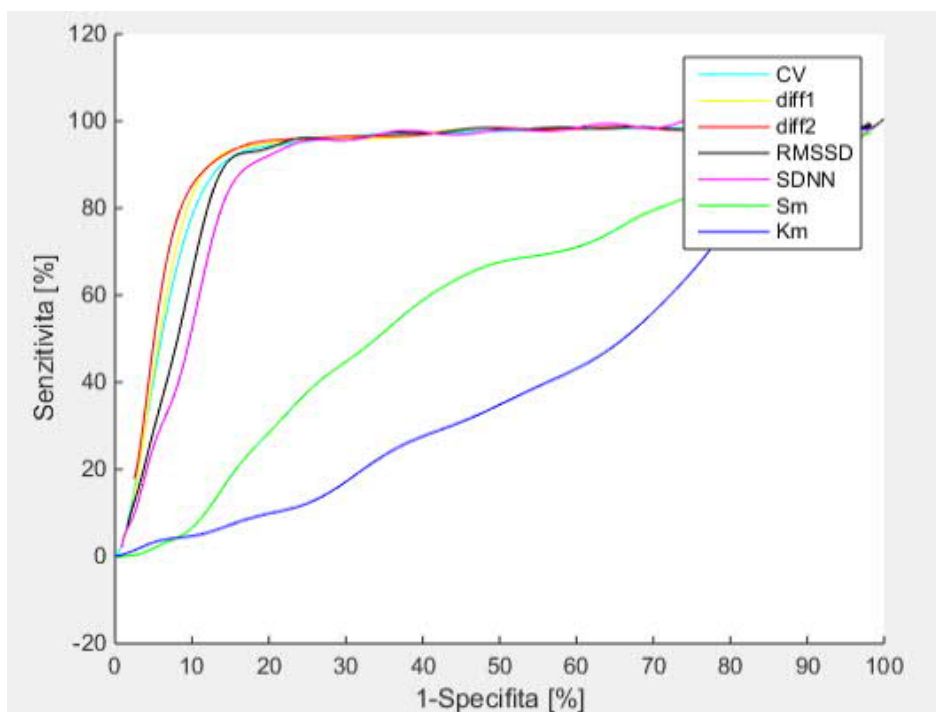


Graf č. 46 ROC analýza – detektor Fázorová transformace (FT)

– fibrilace síní vs. sinusový rytmus.



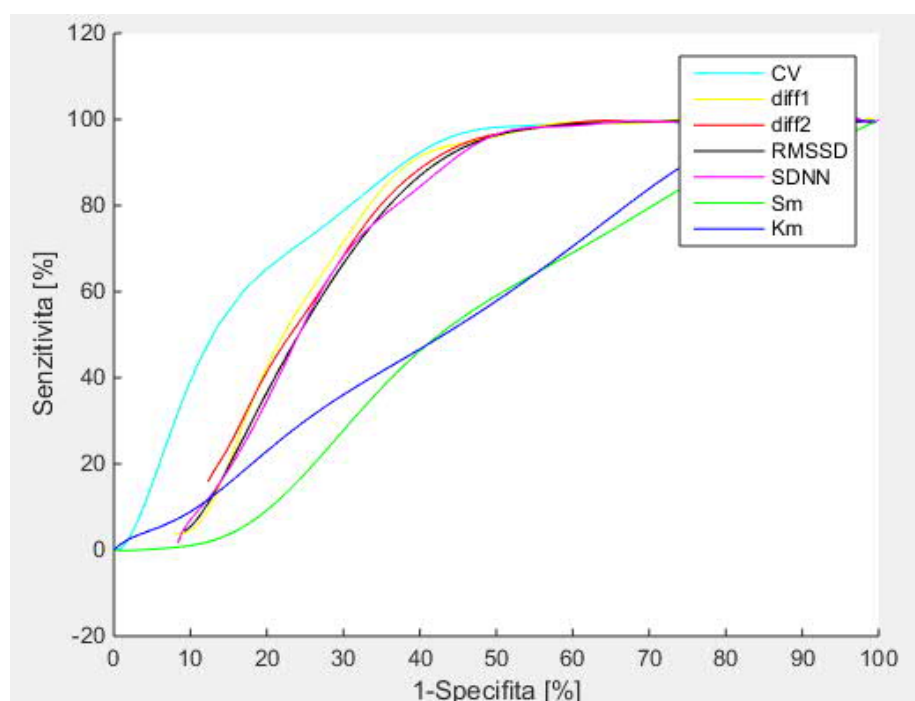
Graf č. 47 ROC analýza – detektor Vlnková transformace (WT)
– fibrilace síní vs. sinusový rytmus.



Graf č. 48 ROC analýza – detektor S-transformace (ST)
– fibrilace síní vs. sinusový rytmus.

Aplikace detektorů ÚBMI na analyzované EKG signály ke zpřesnění pozic R vln vylepšila především senzitivitu u některých příznaků. U detektoru FT (Graf č. 46) se to týká všech příznaků krom koeficientů šikmosti a špičatosti. To stejné platí i pro Graf č. 47 po detektoru WT, je však také patrný mírný pokles specifiky pro příznak aproximace druhé derivace, naopak u Grafu č. 48 detektoru ST se průběh aproximace druhé derivace výrazně zlepšuje zvýšením jak specifiky, tak i senzitivity, vylepšení pozorujeme i u aproximace první derivace.

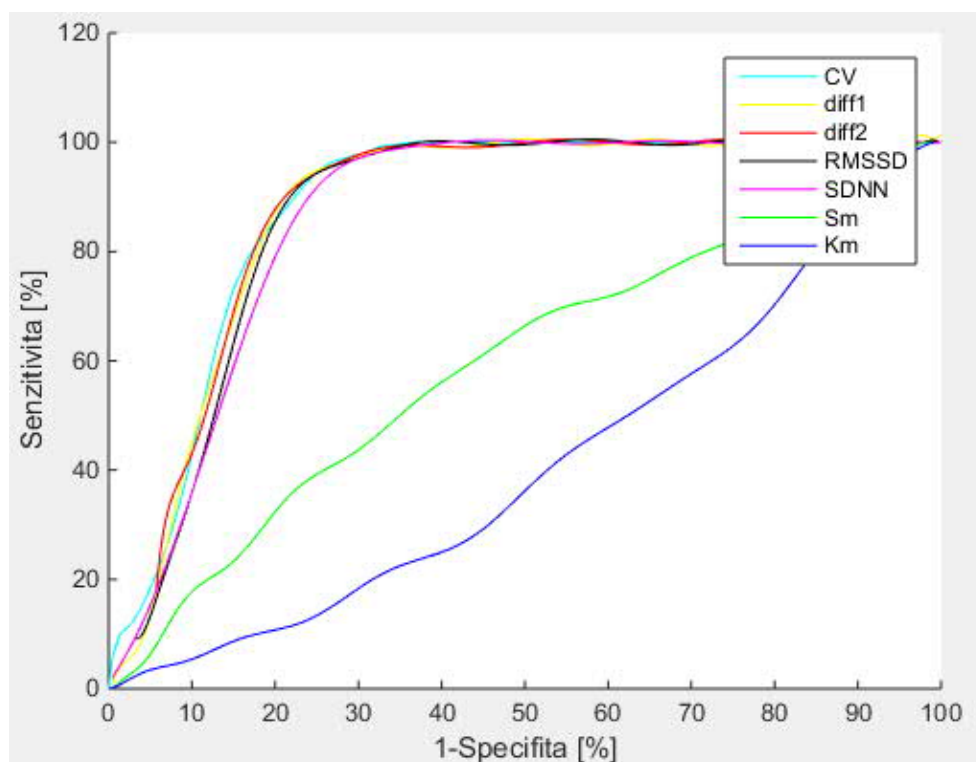
Studovaná skupina: Atrio-fibrilační záznamy vs. ostatní arytmie



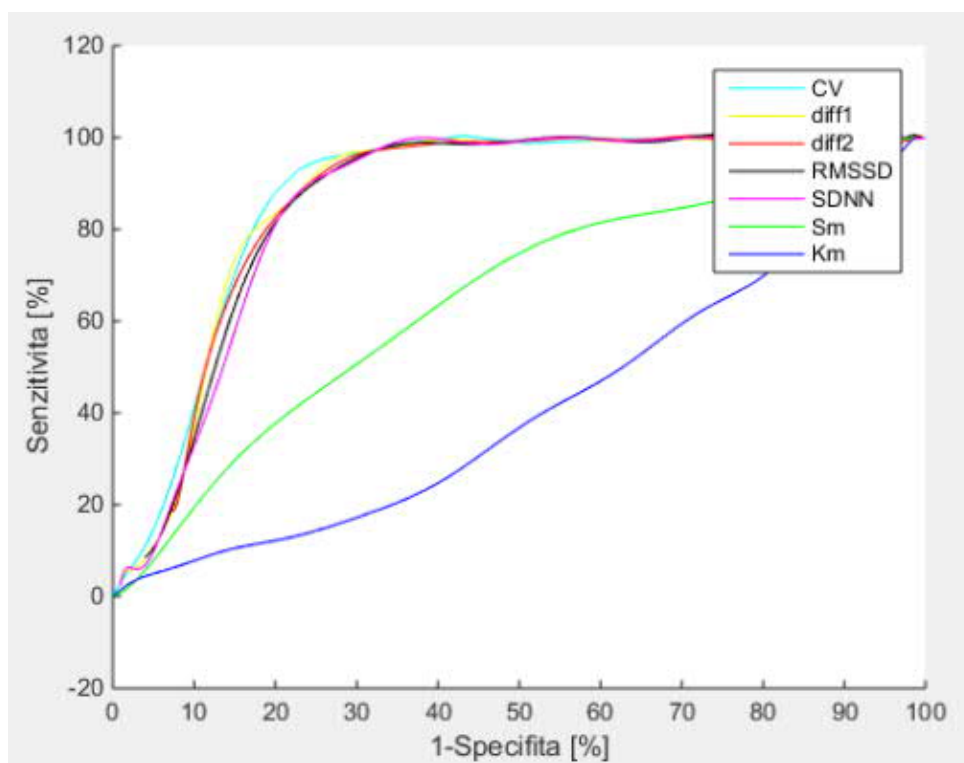
Graf č. 49 ROC analýza bez úpravy RR – fibrilace síní vs. ostatní arytmie.

Při aplikaci detektorů ÚBMI se optimální oblast senzitivity i specifiky průběhu ROC křivek oproti původnímu Grafu č. 49 bez požití detektorů výrazně posunuje k hodnotám nad 80% úrovní specifiky i senzitivity u příznaků mimo koeficienty šikmosti a špičatosti, u nichž se úroveň úspěšnosti pohybuje stále nanejvýše kolem 50% hranice.

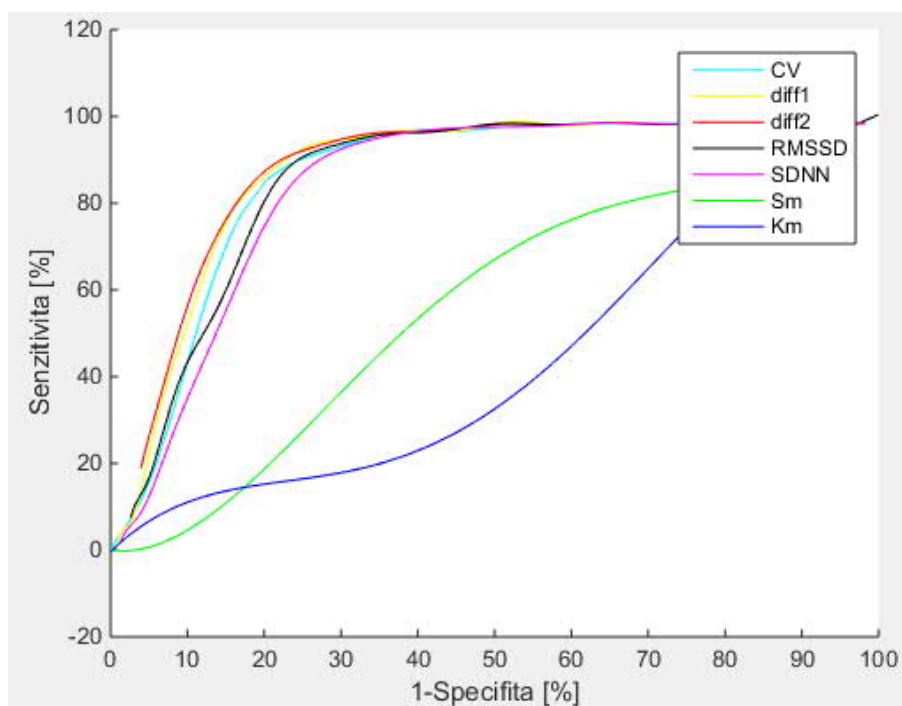
Zlepšení a zpřesnění detekce fibrilace síní pozorujeme u všech aplikovaných detektorů (Graf č. 50 – č. 52), u detektoru založeném na Fázorové transformaci (FT), na vlnkové transformaci (WT) i na S-transformaci (ST).



Graf č. 50 ROC analýza – detektor Fázorová transformace (FT)
– fibrilace síní vs. ostatní arytmie.



Graf č. 51 ROC analýza – detektor Vlnková transformace (WT)
– fibrilace síní vs. ostatní arytmie.



Graf č. 52 ROC analýza – detektor S-transformace (ST)
– fibrilace síní vs. ostatní arytmie.

5.5 Přesnost analýzy a spolehlivost detekce

Statistické vyhodnocení jednotlivých metodik pro detekci fibrilace síní se stanovilo vynesemím závislosti TPR na FPR ve formě ROC křivek, které byly zobrazeny v předchozích kapitolách zvlášť pro dané zpracování dat. Spolehlivost detekce fibrilace síní odráží výsledky výpočtů hodnot senzitivity (TPR), specifity ($TNR=1-FPR$), jakožto obrácené hodnoty FPR , a pozitivní předpovědní hodnoty – prediktivity – příslušné metody (PV^+), která určuje s jakou pravděpodobností je přítomna skutečně fibrilace síní při pozitivní detekci:

$$TPR = \frac{TP}{TP + FN} \quad (4.1)$$

$$TNR = \frac{TN}{TN + FP} \quad (4.2)$$

$$PV^+ = \frac{TP}{TP + FP} \quad (4.4)$$

Přesnost analýzy bere zohlednění na základě senzitivity a specifity analyzovaných dat vzhledem k použité metodě a charakteru předzpracování pro správnou a zároveň spolehlivou detekci fibrilaci síní, kdy nebyl jiný rytmus zaměněn za atrio-fibrilační.

Souborné programové zpracování i vyhodnocení proběhlé analýzy, včetně výpočtů TPR , FPR a PV^+ se nachází v souboru *CD.zip*, s přiloženou obsahovou strukturou v *Obsah CD – nápověda.xls*, pro přehlednost uvedeno jen zkráceně v kapitole Přílohy.

5.6 Vyhodnocení dosažených výsledků

Analýza neupravených RR intervalů pro výpočet příznaků $SDNN$, $RMSSD$, $diff1$, $diff2$, CV , Sm , Km posloužila jako vizuální indikátor kvality a změny diskriminační schopnosti příznaků určených pro detekci fibrilaci síní po účelném zpracování a předzpracování jednotlivých sekvencí zvolenou metodou uvedených v kapitole č. 5 a následným vynesemím do grafu v podobě výsledných ROC křivek k porovnání.

K detekci fibrilace síní byly testovány skupiny záznamů dvou rozdělení – rozdělení atrio-fibrilačních záznamů vs. záznamy sinusového rytmu a rozdělení atrio-fibrilačních záznamů vzhledem k záznamům odlišných arytmií, k spolehlivější detekci a přesnějšímu rozeznání fibrilace síní od ostatních rytmů docházelo při testování se záznamy sinusových rytmů, jejichž charakter signálu byl jednotnější oproti skupině arytmií. Nicméně po aplikaci vybraných detektorů QRS ÚBMI došlo k lepší identifikaci

i v případě testované skupiny fibrilace síní vs. jiné dysrytmie, rozsahy optimálních prahů s hodnotami *TPR*, *TNR* a *PV⁺* po jejich aplikování vidíme v Tabulka č. 10 – č. 12, zvláště pro všechny tři detektory a mimo prahy koeficientů šikmosti a špičatosti.

Při vzájemném srovnání s rozsahy skupiny atrio_fib vs. other v Tabulka č. 8, respektive Tabulka č. 13, je patrné i zvýšení hodnot prediktivity s použitými detektory při rozsahu optimálních prahů, která se zvyšovala s rostoucí specifitou (*TNR*) a klesala při vzájemném poměru senzitivity a specifity za zvyšující se senzitivity (*TPR*), při klesajících hodnotách specifity (*TNR*), dle průběhu ROC křivek a uložených dat v *CD.zip* pro daný detektor.

Tabulka neoptimálnějších prahů z hlediska hodnot senzitivity a specifity blížící se k 1 (100 %) pro neupravené RR – viz Tabulka č. 8, hodnoty *TPR* a *TNR* byly vybírány na základě kritéria, kdy je hodnota *TNR* při optimální hodnotě *TPR* rovna alespoň 0.6 až po hodnotu, kdy jsou si *TNR* a *TPR* blíže rovny, specifita i senzitivita byly zaokrouhleny na celá čísla, pro koeficienty *Sm* a *Km* byla použita vzhledem k neuspokojivým výsledkům pouze přibližná shodnost *TPR* a *TNR*:

Tabulka č. 8: Rozsah optimálních (respektive nejlepších výsledků) prahů pro FiS.

příznak	skupina	rozmězí prahu	rozsah TPR	rozsah TNR	rozsah PV ⁺
CV	atrio_fib vs. other	0.10 - 0.16	92 - 74 %	61 - 74 %	72 - 75 %
SDNN	atrio_fib vs. other	(38.70 - 49.36) ms	84 - 70 %	60 - 70 %	69 - 71 %
RMSSD	atrio_fib vs. other	(48.45 - 67.28) ms	87 - 70 %	60 - 69 %	70 - 71 %
diff1	atrio_fib vs. other	(32.77 - 52.33) ms	91 - 70 %	60 - 71 %	71 - 72 %
diff2	atrio_fib vs. other	(58.67 - 87.81) ms	88 - 70 %	61 - 69 %	71 - 71 %
Sm	atrio_fib vs. other	0.49	55 %	55 %	57 %
Km	atrio_fib vs. other	2.21	55 %	54 %	56 %
CV	atrio_fib vs. sinus	0.04 - 0.11	98 - 88 %	67 - 87 %	37 - 57 %
SDNN	atrio_fib vs. sinus	(13.38 - 38.51) ms	98 - 86 %	60 - 86 %	32 - 54 %
RMSSD	atrio_fib vs. sinus	(13.55 - 48.75) ms	99 - 86 %	60 - 87 %	32 - 56 %
diff1	atrio_fib vs. sinus	(11.00 - 39.00) ms	99 - 87 %	60 - 89 %	32 - 59 %
diff2	atrio_fib vs. sinus	(15.92 - 58.90) ms	99 - 89 %	60 - 88 %	32 - 58 %
Sm	atrio_fib vs. sinus	0.44	59 %	58 %	21 %
Km	atrio_fib vs. sinus	2.35	60 %	30 %	14 %

Pro doplnění i tabulka hodnot pro nový příznak *diffMM* vypočtený z neupravených RR intervalů, u kterého došlo k mírnému poklesu specifity a senzitivity optimálních prahů oproti výpočtům diff1 a diff2, ale naopak jsme získali vyšší hodnoty prediktivity zvyšující pravděpodobnost správné detekce fibrilace síní:

Tabulka č. 9: Rozsah optimálních prahů pro příznak *diffMM* k detekci FiS.

příznak	skupina	rozmězí prahu	rozsah TPR	rozsah TNR	rozsah PV ⁺
diffMM	atrio_fib vs. other	(126 - 172) ms	88 - 68 %	57 - 68 %	69 - 69 %
diffMM	atrio_fib vs. sinus	(43 - 134) ms	98 - 86 %	60 - 86 %	32 - 54 %

Tabulka č. 10: Rozsah optimálních prahů při použití detektoru FT.

příznak	skupina	rozmezí prahu	rozsah TPR	rozsah TNR	rozsah PV+
CV	atrio_fib vs. other	0.05 - 0.16	100.0 - 81.4 %	63.2 - 82.0 %	74.3 - 82.8 %
SDNN	atrio_fib vs. other	(16.45 - 46.56) ms	100.0 - 79.8 %	60.1 - 79.8 %	72.8 - 80.8 %
RMSSD	atrio_fib vs. other	(16.66 - 64.21) ms	99.6 - 81.9 %	60.0 - 81.6 %	72.7 - 82.6 %
diff1	atrio_fib vs. other	(13.16 - 49.42) ms	99.6 - 81.1 %	59.6 - 81.1 %	72.5 - 82.0 %
diff2	atrio_fib vs. other	(22.69 - 81.46) ms	99.2 - 82.3 %	59.6 - 82.0 %	72.4 - 83.0 %

Tabulka č. 11: Rozsah optimálních prahů při použití detektoru WT.

příznak	skupina	rozmezí prahu	rozsah TPR	rozsah TNR	rozsah PV+
CV	atrio_fib vs. other	0.05 - 0.14	99.2 - 84.0 %	63.2 - 82.0 %	74.1 - 83.3 %
SDNN	atrio_fib vs. other	(18.28 - 46.11) ms	99.2 - 81.1 %	60.1 - 81.1 %	72.6 - 82.1 %
RMSSD	atrio_fib vs. other	(17.1 - 62.71) ms	98.4 - 81.0 %	60.0 - 81.1 %	72.4 - 82.0 %
diff1	atrio_fib vs. other	(13.88 - 47.58) ms	98.8 - 81.1 %	59.6 - 81.1 %	72.3 - 82.1 %
diff2	atrio_fib vs. other	(22.51 - 79.24) ms	98.8 - 81.1 %	60.5 - 81.1 %	72.7 - 82.1 %

Tabulka č. 12: Rozsah optimálních prahů při použití detektoru ST.

příznak	skupina	rozmezí prahu	rozsah TPR	rozsah TNR	rozsah PV+
CV	atrio_fib vs. other	0.05 - 0.14	96.3 - 83.1 %	60.1 - 79.8 %	72.0 - 81.5 %
SDNN	atrio_fib vs. other	(18.39 - 44.17) ms	96.7 - 79.8 %	60.1 - 78.9 %	72.1 - 80.2 %
RMSSD	atrio_fib vs. other	(17.65 - 57.95) ms	95.9 - 80.2 %	60.1 - 79.8 %	71.9 - 80.9 %
diff1	atrio_fib vs. other	(12.30 - 43.53) ms	96.7 - 81.9 %	59.6 - 81.6 %	71.9 - 82.6 %
diff2	atrio_fib vs. other	(18.71 - 71.01) ms	96.3 - 83.1 %	60.1 - 83.3 %	72.0 - 84.2 %

Tabulka č. 13: Rozsah optimálních prahů pro neupravené RR intervaly.

příznak	skupina	rozmezí prahu	rozsah TPR	rozsah TNR	rozsah PV+
CV	atrio_fib vs. other	0.10 - 0.16	92 - 74 %	61 - 74 %	72 - 75 %
SDNN	atrio_fib vs. other	(38.70 - 49.36) ms	84 - 70 %	60 - 70 %	69 - 71 %
RMSSD	atrio_fib vs. other	(48.45 - 67.28) ms	87 - 70 %	60 - 69 %	70 - 71 %
diff1	atrio_fib vs. other	(32.77 - 52.33) ms	91 - 70 %	60 - 71 %	71 - 72 %
diff2	atrio_fib vs. other	(58.67 - 87.81) ms	88 - 70 %	61 - 69 %	71 - 71 %

6 ZÁVĚR

Hlavní motiv bakalářské práce spočíval v nastudování vhodných metod k určení variability srdečního rytmu s ohledem na detekci fibrilace síní, pro kterou volíme hraniční kritéria, abychom zhodnotili dynamický směr analyzovaných EKG záznamů.

Po jejich nastudování následuje programovaná implementace navržených příznaků k zhodnocení reálných dat s předem známou charakteristikou výskytu analyzované fibrilace síní. Abychom mohli otestovat diskriminační schopnost testovaných technik, vypočítáme jejich specifitu a senzitivitu a grafickou závislost zaneseme do grafu k vynesení a porovnání ROC křivek, přičemž křivka s nejvyšší plošnou hustotou bude více diskriminativního charakteru než křivky směřující blíže do středu grafu, kde se pravděpodobnost úspěšnosti posouvá k 50% hranici (1:2) a ztrácí tak plnohodnotnější význam.

V rámci provedené ROC analýzy se pod tuto hranici dostal výpočet koeficientu špičatosti K_m , těsně nad pak i koeficient šikmosti S_m , nicméně výsledky byly značně ovlivněny i přes vysokou senzitivitu hodnotami velmi nízké specifity, míra falešné positivity tak u koeficientu špičatosti udržovala se senzitivitou velmi podobnou hladinovou linii, která je o něco více rozdílná pak u koeficientu šikmosti, což svědčí sice o účinnosti těchto metod úspěšně detekovat fibrilace síní, ale zároveň o neschopnosti při správné detekci síňových fibrilací správně nedetekovat úseky, kde se fibrilace síní nevyskytuje.

Naopak nejlepších výsledků senzitivity a zároveň i specifity dosáhly parametry: variační koeficient, aproximace derivací – první a druhá difference, odmocnina z průměru kvadrátů diferencí a směrodatná odchylka, nejvýrazněji však u směrodatné odchylky, variačního koeficientu a aproximace derivace.

Z grafické závislosti podle ROC křivek nejvíce diskriminativními jsou po sobě jdoucím pořadí příznaky hodnot variačního koeficientu CV , aproximace první a druhé derivace, odmocniny z průměru kvadrátů diferencí $RMSSD$ a hodnot směrodatné odchylky $SDNN$, které se v závislosti na použité metodě a provedeném předzpracování může lišit.

Hlavním cílem bakalářské práce je především zaměření vlivu předzpracování signálu na otestované parametry zvolených metod k co nejpresnějšímu monitoringu v dlouhých EKG signálech, který může ovlivnit i přesnost detekce QRS komplexu a stanovené délky segmentů rozčleněného signálu, lze očekávat, že s delším oknem sice poroste výpočetní náročnost algoritmu, ale zároveň obratem získáme přesnější zpětná data, jejichž důsledná analýza povede ke zvýšení senzitivity a specifity aplikované metody, tedy i k spolehlivější detekci fibrilace síní v záznamu, jejíž úspěšnost má být alespoň zvýšena.

Pro zpřesnění detekce R vln bylo použito tří detektorů ÚBMI – detektoru založeném na Fázorové transformaci (FT), na vlnkové transformaci (WT) a na S-transformaci (ST). Při jejich aplikaci na testované rozdělení záznamů atrio-fibrilačních a sinusových signálů pozorujeme výrazné zlepšení senzitivity ROC křivek v oblasti optimální prahu u všech příznaků $SDNN$, $RMSSD$, $diff1$, $diff2$, CV , mimo koeficienty S_m a K_m , u nichž úroveň úspěšnosti nepřekračuje 60% hranici (výjimku tvoří detektor WT u koeficientu S_m (Graf č. 47)). Mírný pokles specifity však platí pro příznak aproximace

druhé derivace v případě detektoru WT, naopak u detektoru ST se průběh aproximace druhé derivace výrazně zlepšuje zvýšením jak úrovně specifity, tak i senzitivity, vylepšení se objevuje i u aproximace první derivace.

U testovaného rozdělení atrio-fibrilační záznamy vs. ostatní arytmie se oblast optimálního prahu výrazně vyostřuje zvýšením hladin úrovně senzitivity i specifity nad 80 % u obou, bez úvahy parametrů Sm a Km . Ke zpřesnění detekce fibrilace síní došlo použitím všech tří zmíněných detektorů.

V případě předúpravy sekvence vyhodnocovaných RR intervalů se nejspolehlivějším faktorem ke zlepšení detekce stává mediánový filtr následovaný průměrovým filtrem, možnosti obou filtrů se odráží v použití délek filtračních oken, které jsou předmětem k dalšímu prostudování. Naproti tomu stojí selhání seřizovacího filtru, jehož neúspěšnost ke zpřesnění detekce mohla spočívat v aplikaci délky okna pokrývající rovnou celý signál.

Průběh ROC křivek po segmentaci signálu nejdříve na jeho první polovinu a následně na druhou nepřinesl výraznější zpřesnění oproti signálu bez segmentace, stejně tak i u zprůměrování obou polovin a zanesením závislosti TPR na FPR do grafu. Nicméně diskutované výsledky nutně neznamenají nevyužitelnost segmentace ke zpřesnění detekce, pouze by bylo vhodné otestovat rozčlenění signálu na jednotlivé fragmenty kratší délky a vyhodnotit v různé kombinaci s mediánovými či průměrovými filtry.

V rámci vyhodnocovaných příznaků $SDNN$, $RMSSD$, $diff1$, $diff2$, CV , Sm a Km se testoval nový navržený příznak $diffMM$ pro výpočet difference mezi maximální a minimální hodnotou intervalu RR vyskytující se v analyzovaném EKG signálu. Výsledky při aplikaci na neupravené sekvence RR intervalů odpovídaly přibližně chování parametru aproximace průměrné první derivace $diff1$.

K výpočtu parametru $diffMM$ byla sestrojena funkce s volitelnou délkou aplikačního okna na posloupnost RR intervalů (v programovém prostředí MATLAB), která se pro prováděnou analýzu z časových důvodů nevyužila. Aplikační a filtrační okna jsou velmi vhodná právě při studii dlouhých EKG signálů, které můžou vést ke zpřesnění hledaných optimálních prahů nechtěných arytmií k co nejefektivnější detekci.

POUŽITÁ LITERATURA

- [1] EISENBERGER, M., BULAVA, A., FIALA, M. *Základy srdeční elektrofyziologie a katétrových ablací*. Praha: Grada, 2012. 263 s. ISBN 978-80-247-3677-8.
- [2] KORPAS, D. *Kardiostimulační technika*. Praha: Mladá fronta, 2011. Aeskulap. 206 s. ISBN 978-80-204-2492-1.
- [3] KVASNIČKA, J., HAVLÍČEK, A. *Arytmologie pro praxi*. Praha: Galén, 2010. 165 s. ISBN 978-80-7262-678-6.
- [4] BENNETT, H. D. *Srdeční arytmie: praktické poznámky k interpretaci a léčbě*. Praha: Grada, 2014. 384 s. ISBN 978-80-247-5134-4.
- [5] TÁBORSKÝ, M. *Fibrilace síní: novinky v léčbě 2013*. Praha: Axonite CZ, 2013. Asclepius. 208 s. ISBN 978-80-904899-3-6.
- [6] ŠTEJFA, M. *Kardiologie*. 3., přepr. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2007. 722 s. ISBN 978-80-247-1385-4.
- [7] LIAN, J. , WANG, L., MUESSIG, G. A Simple Method to Detect Atrial Fibrillation Using RR Intervals. *The American Journal of Cardiology* [online]. Elsevier, 2011, **107**(10), 1494-1497 [cit. 2017-11-20]. DOI: 10.1016/j.amjcard.2011.01.028. ISSN 0002-9149. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com.ezproxy.lib.vutbr.cz/science/article/pii/S0002914911003407>
- [8] BADA, V. *Základy klinickej elektrokardiografie: [vysokoškolská učebnica]*. 3. preprac. vyd. Bratislava: Vydavateľstvo UK, 2002. 123 s. ISBN 80-223-1718-7.
- [9] ŠVARCOVÁ, T., VESELÝ, J.. *Antikoagulační léčba u fibrilace síní*. Praha: Mladá fronta, 2014. Edice postgraduální medicíny. 254 s. ISBN 978-80-204-3047-2.
- [10] ZEMAN, K. *Poruchy srdečního rytmu v intenzivní péči*. Vyd. 2., nezměn. Brno: Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2011. 175 s. ISBN 978-80-7013-533-4.
- [11] KÖLBEL, F. *Praktická kardiologie*. Praha: Karolinum, 2011. 305 s. ISBN 978-80-246-1962-0.
- [12] KOZUMPLIK, J. *Analýza biologických signálů* [online]. VUT FE, Brno, 2012 [cit. 2017-10-31]. Po přihlášení dostupné z: <https://moodle.vutbr.cz/mod/folder/view.php?id=74853>.
- [13] *Studijní materiály BTBIO* [online]. 2014 [cit. 2016-06-16]. Po přihlášení dostupné z: http://is.muni.cz/el/1411/podzim2014/AFYZc/um/52341097/Srdce__EKG__srdecni_cyklu_s__elektricka_aktivita.pdf.
- [14] ŠMURDA, J., RYCHTÁŘIK, M. *Simulace průběhu akčních napětí a membránových proudů numerickým řešením zobecněných rovnic Hodgkina a Huxleye* [online]. [cit. 2016-12-20]. Po přihlášení dostupné z: <https://moodle.vutbr.cz/mod/resource/view.php?id=105954>.
- [15] WIDIMSKÝ, J., LEFFLEROVÁ, K., SEDLÁČEK, K. *Srdeční selhání*. 4., rozš. a přeprac. vyd. Praha: Triton, 2013. 203 s. ISBN 978-80-7387-680-7.,
- [16] TÁBORSKÝ, M. *Novinky v kardiologii 2015*. Praha: Mladá fronta, 2015. Edice postgraduální medicíny. 301 s. ISBN 978-80-204-3712-9.
- [17] CHEITLIN, Melvin D., Maurice SOKOLOW a Malcolm B. MCILROY. *Klinická kardiologie*. Jinočany: H & H, 2005. 847 s. ISBN 80-7319-005-2.

- [18] LUKL, J. *Klinická kardiologie stručně*. Olomouc: Univerzita Palackého, 2004. 270 s. ISBN 80-244-0876-7.
- [19] KOLÁŘOVÁ, J. *Přednáška k předmětu ATPT: Elektrická stimulace svalů a orgánů* [prezentace online]. 2014 [cit. 2017-11-01]. Po přihlášení dostupné z: <https://moodle.vutbr.cz/mod/folder/view.php?id=73764>.
- [20] VOJÁČEK, J., KETTNER, J., BULVAS, M.. *Klinická kardiologie*. 2. vyd. Praha: Nucleus HK, 2012. 1133 s. ISBN 978-80-87009-89-5.
- [21] ŠIMEK, J. *Tachykardie* [online]. II. interní klinika kardiologie a angiologie – 1. LF UK a VFN Praha, Praha, 2010 [cit. 2017-11-04]. Dostupné z: <http://int2.lf1.cuni.cz/file/5716/tachykardie-simek-j.pdf>
- [22] ADAMEC, J., ADAMEC R.. *EKG podle Holtera: elektrokardiografická interpretace*. Praha: Galén, 2003. 115 s. ISBN 80-7262-183-1.
- [23] HOLLAN, J. *Výukové materiály – František Šťastný: Popisné statistiky* [online]. 1997 [cit. 2017-12-28]. Dostupné z: http://amper.ped.muni.cz/jenik/nejistoty/html_tree/node13.html#SECTION000132300000000000000000
- [24] *Kardiologie pro sestry: obrazový průvodce*. Praha: Grada, 2013. Sestra (Grada). 248 s. ISBN 978-80-247-4083-6.
- [25] BĚLOHLÁVEK, J. *EKG v akutní kardiologii: průvodce pro intenzivní péči i rutinní klinickou praxi*. 2., rozš. vyd. Praha: Maxdorf, c2014. Jessenius. 468 s. ISBN 978-80-7345-419-7.
- [26] ČIHALÍK, Č., TÁBORSKÝ, M.. *EKG v klinické praxi*. Olomouc: Solen, Medical education, 2013. Meduca. 268 s. ISBN 978-80-7471-015-5.
- [27] PARK, J., LEE, S., JEON, M. Atrial fibrillation detection by heart rate variability in Poincare plot. *BioMedical Engineering Online* [online]. BioMed Central, 2009, **8**(1) [cit. 2017-11-20]. DOI: 10.1186/1475-925X-8-38. ISSN 1475925X. Dostupné z: <https://biomedical-engineering-online.biomedcentral.com/articles/10.1186/1475-925X-8-38>
- [28] DUVERNEY, D., GASPOZ, JM., PICHOT, V., ROCHE, F., BRION, R., ANTONIADIS, A., BARTHÉLÉMY, JC. High accuracy of automatic detection of atrial fibrillation using wavelet transform of heart rate intervals. *Pacing and Clinical Electrophysiology* [online]. Oxford, UK: Blackwell Futura Publishing, 0204n. l., **25**(4), 457-462 [cit. 2017-11-20]. DOI: 10.1046/j.1460-9592.2002.00457.x. ISSN 0147-8389. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com.ezproxy.lib.vutbr.cz/doi/10.1046/j.1460-9592.2002.00457.x/epdf>
- [29] TATENO, K., GLASS, L. Automatic detection of atrial fibrillation using the coefficient of variation and density histograms of RR and deltaRR intervals. *Medical & Biological Engineering & Computing* [online]. SPRINGER HEIDELBERG, 0111n. l., **39**(6), 664-671 [cit. 2017-11-20]. ISSN 0140-0118. Dostupné z: <https://link-springer-com.ezproxy.lib.vutbr.cz/content/pdf/10.1007%2F02345439.pdf>
- [30] PETRUCCI, E., BALIAN, V., FILIPPINI G., MAINARDI, L.T. Atrial fibrillation detection algorithms for very long term ECG monitoring. In: *Computers in Cardiology*, 2005 [online]. IEEE, 2005, s. 623-626 [cit. 2017-11-20]. DOI: 10.1109/CIC.2005.1588178. ISBN 0-7803-9337-6. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org.ezproxy.lib.vutbr.cz/xpls/icp.jsp?arnumber=1588178>

- [31] GHODRATI, A., MURRAY B., MARINELLO S. RR interval analysis for detection of atrial fibrillation in ECG monitors. *Engineering in Medicine and Biology Society, 2008. EMBS 2008. 30th Annual International Conference of the IEEE* [online]. IEEE, 0808, , 601-604 [cit. 2017-11-20]. DOI: 10.1109/IEMBS.2008.4649224. ISBN 978-1-4244-1814-5. ISSN 1557-170X. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org.ezproxy.lib.vutbr.cz/document/4649224/?part=1>
- [32] ŠPÁČ, J. *Přednáška k předmětu AKME: Onemocnění srdce I* [prezentace online]. 2016 [cit. 2017-11-18]. Po přihlášení dostupné z: https://is.muni.cz/auth/el/1411/podzim2016/AKMEp/um/Onemocneni_srdce_a_cev.pdf?studium=685186
- [33] KENNEDY, A., FINLAY D., GULDENRING, BOND R., MCLAUGHLIN J. The accuracy of beat-interval based algorithms for detecting atrial fibrillation. In: *Computing in Cardiology Conference (CinC), 2015* [online]. CCAL, 1509, s. 893-896 [cit. 2017-11-30]. DOI: 10.1109/CIC.2015.7411055. ISBN 978-1-5090-0685-4. ISSN 2325-8861. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org.ezproxy.lib.vutbr.cz/stamp/stamp.jsp?arnumber=7411055>
- [34] ŠKUTKOVÁ, H. *Přednáška k předmětu AUMI: Rozhodování v medicíně* [prezentace online]. 2016 [cit. 2017-11-30]. Po přihlášení dostupné z: <https://moodle.vutbr.cz/mod/folder/view.php?id=96900>
- [35] BORŮVKOVÁ, J., HORÁČKOVÁ, P., HANÁČEK, M. *Statistica: úvod do zpracování dat*. Jihlava: Vysoká škola polytechnická Jihlava, 2013. ISBN 9788087035795. Částečně dostupné z: <http://docplayer.cz/1760251-Vysoka-skola-polytechnicka-jihlava-katedra-matematiky-statistica-uvod-do-zpracovani-dat-jana-boruvkova-petra-horackova-miroslav-hanacek.html>
- [36] FAJMON, B., HLAVIČKOVÁ, I., NOVÁK, M. *Matematika 3 (Biomedicínská technika a bioinformatika)*. Brno: Vysoké učení technické, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav matematiky, 2014, 264 s.
- [37] MARŠÁNOVÁ, L. Detection of P, QRS and T Components of ECG Using Phasor Transform. In *Sborník příspěvků studentské konference Blansko 2016*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, 2016. s. 55-58. ISBN: 978-80-214-5389- 0.
- [38] VÍTEK, M.; HRUBEŠ, J.; KOZUMPLÍK, J. A Wavelet-Based ECG Delineation in Multilead ECG Signals: Evaluation on the CSE Database. In *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, September 7 - 12, 2009. Munich, Germany. IFMBE PROCEEDINGS*. Heidelberg: Springer, 2009. s. 177-180. ISBN: 978-3-642-03881- 5. ISSN: 1680-0737.
- [39] SMITAL, L.; HAIDER, C.; LEINVEBER, P.; JURÁK, P.; GILBERT, B.; HOLMES, D. Towards real- time QRS feature extraction for wearable monitors. In *2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. Orlando, Florida USA: IEEE, 2016. s. 3519-3522. ISBN: 978-1-4577-0220- 4.

SEZNAM VYBRANÝCH ZKRATEK A POJMŮ

A	atrium (sín)
AV	atrioventrikulární
AVN	atrioventrikulární uzel (AtrioVentricular Node)
bradykardie	pomalá srdeční frekvence pod 50/min
CV	variační koeficient (Coefficient of Variation)
DAD	opožděná následná depolarizace (Delayed After-Depolarization)
DWT	diskrétní vlnková transformace (Discrete Wavelet Transform)
dysrytmie	arytmie (porucha srdečního rytmu)
EAD	časná následná depolarizace (Early After-Depolarization)
EKG	elektrokardiogram
ERP	efektivní absolutní refrakterní perioda (období absolutně nedráždivého srdečního svalu)
ES	extrasystola – předčasný stah
FiS	fibrilace síní
FBM	fraktální analýza Brownova pohybu (Fractional Brownian Motion)
FT	Fázorová transformace
HR	tepová frekvence (Heart Rate)
HRV	variabilita srdečního rytmu (Heart Rate Variability)
ICHS	ischemická choroba srdeční
junkce	spojení mezi síní a komorou
junkční	spojkový
NEC	označení pro buňky alespoň s jedním bodem u RdR map (NonEmpty Cell)

NN intervaly	intervaly RR sinusového původu (Normal to Normal)
PQ interval	dobu přechodu vzruchu ze síní na komory
PSD	spektrální výkonová hustota (Power Spectral Density)
QRS	šíře komorového komplexu
QT interval	vzdálenost mezi kmitem Q a koncem vlny T
R-R interval	dobu mezi dvěma následnými komorovými komplexy
RMSSD	odmocnina z průměru kvadrátů diferencí sousedních intervalů RR (Root Mean Square Successive Differences)
SA	síňokomorový (SinoAtrial)
SAN	sinoatriální uzel (pacemaker – udavatel srdečního rytmu) (SinoAtrial Node)
SD	směrodatná odchylka
SDNN	směrodatná odchylka intervalů NN, popřípadě RR
ST	detektor založený na S-transformaci
tachykardie	rychlá srdeční frekvence nad 100/min
V	ventricle (komora)
VA	ventrikuloatriální
V-A vedení	retrográdní šíření, podráždění z komor do síní při stimulaci komor
WT	vlnková transformace; detektor založený na vlnkové transformaci (Wavelet Transform)

PŘÍLOHY

- přiložené DVD obsahující:

tereza_tesarova_BP_prilohy.zip

- podsoučást souboru: *CD.zip*

Obsahová část CD: 0) – 4) přiloženého souboru *CD.zip*

0) doplnění původních prahů v Excelu, box-ploty
Analyza - box plot
Analyza - nacitani_dat
1)Extrakt - rozdělení záznamů na testované skupiny
AAA_data_atrio_fib_extract
AAA_data_other_extract
AAA_data_sinus_extract
atrio_fib
other
recordAFIB
recordWithoutAFIB
sinus
struct2xml
xml2struct
2)Parametry - výpočet příznaků pro testovaná rozdělení
AAA_1_parametry_vypocet
atrio_fib, other, sinus
SDNN, RMSSD, CV, diff1, diff2, Sm, Km
parametry_atrio_fib_vs_other
parametry_atrio_fib_vs_sinus
3)Prahy a status - výpočet parametrů pro sestrojení ROC křivek
AAA_prahovani_rozsahy_atrio_fib_vs_other
AAA_prahovani_rozsahy_atrio_fib_vs_sinus
parametry_atrio_fib_vs_other - výsledky
parametry_atrio_fib_vs_other
parametry_atrio_fib_vs_sinus - výsledky
parametry_atrio_fib_vs_sinus
4)ROC křivky - závislost TPR na FPR
AAA_ROC_graf_atrio_fib_vs_other
AAA_ROC_graf_atrio_fib_vs_sinus
parametry_atrio_fib_vs_other - výsledky
parametry_atrio_fib_vs_sinus - výsledky
ROC křivky testovaných rozdělení pro všechny příznaky

Obsahová část CD 5) přiloženého souboru *CD.zip*

5) Segmentace - analýza
AAA_Segmentace1
analiza_signal
atrio_fib, other, sinus
SDNN, RMSSD, CV, diff1, diff2, Sm, Km
parametry_segmentace_atrio_fib_vs_other
parametry_segmentace_atrio_fib_vs_sinus
Segmentace-ROC
AAA_prahovani_rozsahy_atrio_fib_vs_other_segmentace_1
AAA_prahovani_rozsahy_atrio_fib_vs_other_segmentace_2
AAA_prahovani_rozsahy_atrio_fib_vs_other_segmentace_prumer
AAA_prahovani_rozsahy_atrio_fib_vs_sinus_segmentace_1
AAA_prahovani_rozsahy_atrio_fib_vs_sinus_segmentace_2
AAA_prahovani_rozsahy_atrio_fib_vs_sinus_segmentace_prumer
parametry_segmentace_atrio_fib_vs_other
parametry_segmentace_atrio_fib_vs_sinus
ROCseg_atrio_fib_vs_other_1
ROCseg_atrio_fib_vs_other_2
ROCseg_atrio_fib_vs_other_prumer
ROCseg_atrio_fib_vs_sinus_1
ROCseg_atrio_fib_vs_sinus_2
ROCseg_atrio_fib_vs_sinus_prumer
Segmentace-ROC: ROC
AAA_ROC_seg_graf_atrio_fib_vs_other
AAA_ROC_seg_graf_atrio_fib_vs_sinus
ROCseg_atrio_fib_vs_other_1
ROCseg_atrio_fib_vs_other_2
ROCseg_atrio_fib_vs_other_prumer
ROCseg_atrio_fib_vs_sinus_1
ROCseg_atrio_fib_vs_sinus_2
ROCseg_atrio_fib_vs_sinus_prumer
ROC křivky testovaných rozdělení pro všechny příznaky

Obsahová část CD 6) přiloženého souboru *CD.zip*

6) Detektory QRS - TK, WT, ST
pozice QRS
recordAFIB
recordWithoutAFIB
QRSDData
AAA_QRS_extract
AAA_QRS_tab
AAA_2_parametry_vypocet
atrio_fib, other, sinus
SDNN, RMSSD, CV, diff1, diff2, Sm, Km
atrio_fib_tab, other_tab, sinus_tab
QRSparametry_atrio_fib_vs_other
QRSparametry_atrio_fib_vs_sinus
QRS - ROC
AAA_prahovani_rozsahy_atrio_fib_vs_other_QRS_
AAA_prahovani_rozsahy_atrio_fib_vs_other_QRS_1
AAA_prahovani_rozsahy_atrio_fib_vs_other_QRS_2
AAA_prahovani_rozsahy_atrio_fib_vs_sinus_QRS_
AAA_prahovani_rozsahy_atrio_fib_vs_sinus_QRS_1
AAA_prahovani_rozsahy_atrio_fib_vs_sinus_QRS_2
QRSparametry_atrio_fib_vs_other
QRSparametry_atrio_fib_vs_sinus
QRSparametry_atrio_fib_vs_other - výsledky
QRSparametry_atrio_fib_vs_other - výsledky1
QRSparametry_atrio_fib_vs_other - výsledky2
QRSparametry_atrio_fib_vs_sinus - výsledky
QRSparametry_atrio_fib_vs_sinus - výsledky1
QRSparametry_atrio_fib_vs_sinus - výsledky2
QRS - ROC: ROC
AAA_ROC_QRS_graf_atrio_fib_vs_other
AAA_ROC_QRS_graf_atrio_fib_vs_sinus
QRSparametry_atrio_fib_vs_other - výsledky
QRSparametry_atrio_fib_vs_other - výsledky1
QRSparametry_atrio_fib_vs_other - výsledky2
QRSparametry_atrio_fib_vs_sinus - výsledky
QRSparametry_atrio_fib_vs_sinus - výsledky1
QRSparametry_atrio_fib_vs_sinus - výsledky2
ROC křivky testovaných rozdělení pro všechny příznaky

Obsahová část CD 7) – 1. přiloženého souboru *CD.zip*

7) Dynamika, mediánový a průměrovací filtr - Dynamika - diff MAX MIN
AAA_3_parametry_vypocet
analiza_diff_minmax
atrio_fib, other, sinus
atrio_fib_vs_other_diffMM
atrio_fib_vs_sinus_diffMM
diffMM - ROC
AAA_prahovani_rozsahy_atrio_fib_vs_other_diffMM
AAA_prahovani_rozsahy_atrio_fib_vs_sinus_diffMM
atrio_fib_vs_other_diffMM
atrio_fib_vs_sinus_diffMM
parametry_atrio_fib_vs_other_diffMM
parametry_atrio_fib_vs_sinus_diffMM
diffMM - ROC: ROC
AAA_ROC_diffMM_graf_atrio_fib_vs_other
AAA_ROC_diffMM_graf_atrio_fib_vs_sinus
parametry_atrio_fib_vs_other_diffMM
parametry_atrio_fib_vs_sinus_diffMM
ROC_diffMM_atrio_fib_vs_other
ROC_diffMM_atrio_fib_vs_sinus
7) Dynamika, mediánový a průměrovací filtr - Dynamika - sort
AAA_sort1
analiza_sort
atrio_fib, other, sinus
SDNN, RMSSD, CV, diff1, diff2, Sm, Km
parametry_sort_atrio_fib_vs_other
parametry_sort_atrio_fib_vs_sinus
Vykreslení sortů pro skupiny - stem
Dynamo-ROC
AAA_prahovani_rozsahy_atrio_fib_vs_other_sort
AAA_prahovani_rozsahy_atrio_fib_vs_sinus_sort
parametry_sort_atrio_fib_vs_other
parametry_sort_atrio_fib_vs_sinus
ROCsort_atrio_fib_vs_other
ROCsort_atrio_fib_vs_sinus
Dynamo-ROC: ROC
AAA_ROC_sort_graf_atrio_fib_vs_other
AAA_ROC_sort_graf_atrio_fib_vs_sinus
ROCsort_atrio_fib_vs_other
ROCsort_atrio_fib_vs_sinus

Obsahová část 7) – 2. příloženého souboru *CD.zip*

7) Dynamika, mediánový a průměrovací filtr - Medián a průměr
AAA_Filtrace1
analiza_med
analiza_prum
atrio_fib, other, sinus
SDNN, RMSSD, CV, diff1, diff2, Sm, Km
parametry_filtrace_atrio_fib_vs_other
parametry_filtrace_atrio_fib_vs_sinus
Filtrace-ROC
AAA_prahovani_rozsahy_atrio_fib_vs_other_filtrace_med
AAA_prahovani_rozsahy_atrio_fib_vs_other_filtrace_prum
AAA_prahovani_rozsahy_atrio_fib_vs_sinus_filtrace_med
AAA_prahovani_rozsahy_atrio_fib_vs_sinus_filtrace_prum
parametry_filtrace_atrio_fib_vs_other
parametry_filtrace_atrio_fib_vs_sinus
ROCfiltr_atrio_fib_vs_other_med
ROCfiltr_atrio_fib_vs_other_prum
ROCfiltr_atrio_fib_vs_sinus_med
ROCfiltr_atrio_fib_vs_sinus_prum
Filtrace-ROC: ROC
AAA_ROC_filtr_graf_atrio_fib_vs_other
AAA_ROC_filtr_graf_atrio_fib_vs_sinus
ROCfiltr_atrio_fib_vs_other_med
ROCfiltr_atrio_fib_vs_other_prum
ROCfiltr_atrio_fib_vs_sinus_med
ROCfiltr_atrio_fib_vs_sinus_prum
ROC křivky testovaných rozdělení pro všechny příznaky