



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

DETEKCE PAROXYSMÁLNÍ FIBRILACE A FLUTTERU SÍNÍ

DETECTION OF PAROXYSMAL ATRIAL FIBRILLATION AND ATRIAL FLUTTER

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Jan Krmela

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Radovan Smíšek

BRNO 2022

Bakalářská práce

bakalářský studijní program **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Student: Jan Krmela

ID: 219612

Ročník: 3

Akademický rok: 2021/22

NÁZEV TÉMATU:

Detekce paroxysmální fibrilace a flutteru síní

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s pojmy paroxysmální a perzistentní fibrilace a flutteru síní. Provedte literární rešerši v oblasti automatické detekce fibrilace a flutteru síní. 2) Provedte rešerši dostupných databází s EKG s anotovanými paroxysmálními fibrilacemi a/nebo fluttery síní. 3) Navrhněte a realizujte algoritmus pro klasifikaci srdečního rytmu. 4) Navrhněte a realizujte algoritmus pro automatickou detekci začátků a konců paroxysmální fibrilace a flutteru síní. 5) Otestujte a optimalizujte navržené algoritmy. 6) Porovnejte dosažené výsledky s výsledky jiných autorů.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] C. Liu, J. Oster, E. Reinertsen et al., "A comparison of entropy approaches for AF discrimination," *Physiological measurement*, vol. 39, no. 7, p. 074002, 2018.
- [2] X. Zhang, J. Li, Z. Cai et al., "Over-fitting suppression training strategies for deep learning-based atrial fibrillation detection," *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 59, no. 1, pp. 165-173, 2021.

Termín zadání: 7.2.2022

Termín odevzdání: 27.5.2022

Vedoucí práce: Ing. Radovan Smíšek

doc. Ing. Jana Kolářová, Ph.D.
předseda rady studijního programu

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

Tato bakalářská práce se zabývá problematikou fibrilace a flutteru síní, patofyziologií těchto arytmií a jejich automatickou detekcí. Obsahuje teoretický úvod, potřebný k pochopení bazální anatomie srdce, jeho činnosti, vzniku a popisu elektrokardiogramu a kapitulu o srdečních arytmiích. Dále obsahuje rešerši o automatické detekci fibrilace síní. V práci je také popsána databáze, se kterou se pracuje v praktické části. Samotná realizace klasifikace srdečního rytmu a automatické detekce začátků a konců paroxysmálních epizod je provedena v prostředí MATLAB, navrhnutý algoritmus je otestovaný na popísaných databázích a jsou vyhodnoceny jeho výsledky.

KLÍČOVÁ SLOVA

Srdce, fibrilace síní, flutter síní, elektrokardiogram, automatická detekce fibrilace síní, R-R intervaly, Pearsonův korelační koeficient, CV, RMSSD, MATLAB, matice záměn

ABSTRACT

This bachelor thesis deals with the problem of atrial fibrillation and flutter, the pathophysiology of these arrhythmias and their automatic detection. It includes a theoretical introduction necessary to understand the basal anatomy of the heart, its function, the origin and description of the electrocardiogram and a chapter on cardiac arrhythmias. It also includes a review of automatic detection of atrial fibrillation. The databases used in the practical part of the thesis are also described. The implementation of heart rhythm classification and automatic detection of the beginning and end of paroxysmal episodes is performed in MATLAB environment, the proposed algorithm is tested on the described databases and the results are evaluated.

KEYWORDS

Heart, atrial fibrillation, atrial flutter, electrocardiogram, automatic detection of atrial fibrillation and flutter, R-R intervals, Pearson correlation coefficient, CV, RMSSD, MATLAB, confusion matrix

KRMELA, Jan. *Detekce paroxysmální fibrilace a flutteru síní*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství, 2022, 46 s. Bakalářská práce. Vedoucí práce: Ing. Radovan Smíšek

Prohlášení autora o původnosti díla

Jméno a příjmení autora: Jan Krmela
VUT ID autora: 219612
Typ práce: Bakalářská práce
Akademický rok: 2021/22
Téma závěrečné práce: Detekce paroxysmální fibrilace a flutteru
síní

Prohlašuji, že svou závěrečnou práci jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucí/ho závěrečné práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené závěrečné práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této závěrečné práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského 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.

Brno

.....

podpis autora*

*Autor podepisuje pouze v tištěné verzi.

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkoval vedoucímu bakalářské práce panu Ing. Radovanu Smíškovi za odborné vedení, konzultace, trpělivost a podnětné návrhy k práci, rodičům a svým nejbližším za neutuchající podporu, Patriku Seidenglanzovi za jazykovou korekturu a Dorazu a svým spolužákům za nevysychající pramen inspirace.

Obsah

Úvod	11
1 Srdce	12
1.1 Základní anatomie srdce	12
1.1.1 Pravá síň a pravá komora	12
1.1.2 Levá síň a levá komora	12
1.2 Vlastnosti srdce	13
1.2.1 Autonomie	13
1.2.2 Automacie	13
1.3 Srdeční svalovina	13
1.3.1 Pracovní myokard	13
1.3.2 Převodní systém srdeční	14
1.4 Elektrické srdeční potenciály	15
1.4.1 Potenciály pracovního myokardu	15
1.4.2 Potenciály převodního systému	16
1.5 Elektrokardiogram	17
1.5.1 Svody EKG	17
1.5.2 EKG křivka	18
2 Srdeční arytmie	20
2.1 Flutter síní	20
2.1.1 Příčiny a léčba	20
2.2 Fibrilace síní	21
2.2.1 Vznik a léčba	21
3 Automatická detekce fibrilace a flutteru síní	23
3.1 Detekce fibrilace a flutteru síní na základě síňové aktivity	23
3.2 Detekce fibrilace a flutteru síní na základě komorové odezvy	24
3.2.1 „Předzpracování“ R-R intervalů	24
3.2.2 Variační koeficient	24
3.2.3 Střední kvadratická odchylka následujících intervalů	24
3.2.4 Absolutní mediánová odchylka	25
3.2.5 Shannonova entropie	25
3.2.6 Poměr bodů zvratu	26
3.2.7 Kolmogorovův-Smirnovův test	26
3.3 Smíšené metody využívající k detekci síňovou aktivitu i komorovou odezvu	27

3.4	Neuronové sítě a jejich využití v detekci	27
3.4.1	Řešení týmů ze soutěže CPSC 2021	27
4	Použitá databáze EKG signálů	28
4.1	WFDB datový formát	28
5	Realizace automatické detekce paroxysmální fibrilace a flutteru síní	29
5.1	Detekce R kmitů a výpočet R-R intervalů	29
5.1.1	Detekce R kmitů	29
5.1.2	Výpočet R-R intervalů	30
5.2	Výpočet hodnotícího parametru metodou korelačního koeficientu úseku před QRS komplexem	30
5.3	Výpočet hodnotících parametrů metodou pomocí variability R-R intervalů	31
5.4	Samotná realizace automatické detekce	32
6	Vyhodnocení úspěšnosti detekce	35
6.1	Vlastní výsledky	36
7	Shrnutí výsledků	40
8	Porovnání výsledků s výsledky jiných autorů	41
8.1	Porovnání s automatickými detektory paroxysmální fibrilace síní . . .	41
8.2	Porovnání s automatickými detektory perzistentní fibrilace síní	41
	Závěr	42
	Literatura	43

Seznam obrázků

1.1	Převodní systém srdeční	15
1.2	Akční napětí pracovního myokardu	16
1.3	Akční napětí buňky převodního systému	17
1.4	Schéma EKG křivky	19
2.1	EKG záznam paroxysmální fibrilace síní	21
5.1	Ukázka detekce R kmitů	30
5.2	Ukázka detekce úseků fibrilace v záznamu	34
6.1	Obecná matice záměn	35

Seznam tabulek

6.1	Matice záměn pro databázi trainingI	36
6.2	Úspěšnost detekce v databázi trainingI	37
6.3	Matice záměn pro databázi trainingII	37
6.4	Úspěšnost detekce v databázi trainingII	37
6.5	Matice záměn bez paroxysmálních záznamů pro databázi trainingI . .	38
6.6	Úspěšnost detekce bez paroxysmálních záznamů v databázi trainingI .	38
6.7	Matice záměn bez paroxysmálních záznamů pro databázi trainingII .	38
6.8	Úspěšnost detekce bez paroxysmálních záznamů v databázi trainingII	39
8.1	Srovnání úspěšnosti automatických detektorů paroxysmální fibrilace síní	41
8.2	Srovnání úspěšnosti automatických detektorů perzistentní fibrilace síní	41

Úvod

Tato bakalářská práce se zabývá jedněmi z nejrozšířenějších arytmií srdce, a to fibrilací a flutterem síní. Kromě perzistentní formy arytmiie, kdy nedochází k přechodu na normální srdeční rytmus, se práce zabývá i paroxysmální formou, pro kterou jsou typické pouze krátké epizody trvání.

Včasná detekce srdečních arytmií je naprosto klíčová pro následnou léčbu a zotavení pacienta. Automatizace detekce se dynamicky rozvíjí a jsou publikovány stále lepší a lepší algoritmy, které jsou schopny se v detekci nejen vyrovnat, ale často také dosahovat lepších výsledků než při manuální anotaci lékařem.

Cílem této bakalářské práce je provést rešerši o srdci, jeho arytmiích, o automatické detekci fibrilace a flutteru síní a o databázi, se kterou se pracuje v praktické části a ve vhodném programovacím jazyce navrhnout a realizovat algoritmus, který jednak hodnotí srdeční rytmus a jednak detekuje počáteční a koncové body paroxysmálních epizod fibrilace.

Algoritmus byl vytvořen v prostředí MATLAB a otestován na popsané databázi a na konci byly výsledky diskutovány a porovnány s jinými autory.

1 Srdce

Srdce je dutý svalový orgán ve tvaru pyramidy, který je uložen asymetricky v mezihrudí: dvě třetiny srdečního svalu leží vlevo a jedna třetina srdečního svalu leží vpravo od střední linie hrudníku. Je důležitým motorem cévní soustavy, jelikož periodickými kontrakcemi vypuzuje krev do periferních oddílů soustavy - do tepen, které se postupně dělí a zmenšují - až v tepénky. Z tepének proudí krev do vlásečnic, kde dochází k okysličování tkání a odvodu metabolitů do krve. Kapiláry se postupně spojují v žíly, které ústí zpátky do srdce.[1][2]

1.1 Základní anatomie srdce

Srdeční stěna tvoří čtyři dutiny uvnitř srdce, konkrétně pravou a levou síň a pravou a levou komoru. Tyto dutiny budou popsány ve směru cirkulace krve.[1]

1.1.1 Pravá síň a pravá komora

Tyto dvě dutiny tvoří takzvané pravé srdce, přes které se dostává odkysličená krev z těla do plic. Odkysličená krev je přiváděna do srdce horní a dolní dutou žilou, které ústí do zadního oddílu pravé síně. V embryonálním období je pravá síň spojena s levou síní otvorem foramen ovale, kterým proudí krev do levé síně.[1][2]

Pravá komora se dělí na část vtokovou a část výtokovou. Na začátku vtokové části se nachází trojcípá chlopeč, která reguluje tok krve v pravém srdci tím, že zabraňuje zásadnímu zpětnému toku krve z komory do síně. Vtoková část pravé komory má nerovný povrch, který napomáhá ke zpomalení krevního proudu. Dochází tím k lepšímu plnění komory v diastole. Z výtokové části vystupuje kmen plicní tepny, který se dále dělí na tepnu pro pravou a levou plíci a kterým se dostává odkysličená krev do plic. Mezi pravou komorou a kmenem plicní tepny je pulmonální chlopeč, která dovoluje při systole komory tok krve do plicního kmene. V diastole je chlopeč uzavřena. Výtoková část komory má hladkou stěnu, což umožňuje vyšší rychlost vypuzované krve.[1][2]

1.1.2 Levá síň a levá komora

Dohromady se tyto dvě struktury označují jako levé srdce, jehož úkolem se odvádět okysličenou krev z plic do těla. Krev z plic je přiváděna do levé síně čtyřmi pulmonálními žilami, jejichž ústí je bez chlopní. Stěna levé síně je silnější než stěna pravé síně, i když je objemově menší.[1][2]

Chlopní oddělení levé komory od síně zajišťuje dvojcípá mitrální chlopeč. Podobně jako pravá komora, tak i levá komora má část vtokovou a výtokovou. Na

rozdíl od pravého srdce jsou zde vtokové ústí ze síně a výtokové ústí do aorty umístěny těsně vedle sebe a jsou odděleny jedním cípem mitrální chlopně a částí aorty. Krev putuje z levé komory do těla přes aortu a zásadnímu zpětnému toku zabraňuje aortální chlopeň. Levá komora je oproti té pravé delší, užší a má tlustší stěny.[1][2]

1.2 Vlastnosti srdce

Základními dvěma vlastnostmi srdce jsou autonomie a automacie.[3]

1.2.1 Autonomie

Autonomie odráží schopnost srdce generovat vzruchy a stahy i bez vnějšího ovlivnění. Experimentálně bylo dokázáno, že srdce vyjmuté z těla a dostatečně zásobené kyslíkem a živinami, bude bez jakýchkoliv vnějších vlivů tepat svojí vlastní frekvencí 100 tepů za minutu.[3]

1.2.2 Automacie

Automacií je myšlena pravidelná repetice systoly a diastoly, která vzniká činností sinusového uzlu, o kterém bude pojednáno dále.[3]

1.3 Srdeční svalovina

Srdeční svalovina se dělí na větší část tvořenou pracovním myokardem a menší část tvořenou převodním systémem. Funkcí pracovního myokardu jsou vlastní stahy srdce - systola a diastola. Takto je vykonávána mechanická práce srdce a je čerpána a vypuzována krev. Převodní systém vytváří vzruchy a převádí je na pracovní myokard.[3]

1.3.1 Pracovní myokard

Základní podstatou stahu myokardu je vazba aktinu s hlavicemi myozinu, které se ohýbají a klouzají po molekule aktinu. Nezbytným požadavkem pro vznik této kontrakce je přítomnost molekul ATP z mitochondrií myokardu a zvýšená koncentrace vápníkových iontů uvnitř buňky. Molekuly ATP jsou potřeba rovněž k relaxaci myokardu, protože uvolňují vzniklou vazbu mezi aktinem a myozinem. K relaxaci je rovněž nutné rychlé snížení koncentrace vápníkových iontů uvnitř buňky.[3]

1.3.2 Převodní systém srdeční

Převodní systém je tvořen těmito dílčími komponenty: sinoatriální uzel (SA uzel), atrioventrikulární uzel (AV uzel), Hisův svazek, Tawarova raménka a Purkyněho vlákna.[1][3]

SA uzel

Schopnost generování vzruchu mají všechny části převodního systému, hlavním pacemakerem je ovšem SA uzel, neboť generuje vzruchy s nejvyšší frekvencí. Je uložen v horní části pravé síně, u ústí horní duté žíly a má vřetenovitý tvar, délky 5-9 mm, šířky 3-5 mm.[1][3]

AV uzel

Z SA uzlu je vzruch veden třemi drahami svaloviny síní do AV uzlu, který je lokalizován v pravé síni na jejím rozhraní s komorami. Má eliptický tvar a dosahuje délky 5-7 mm, šířky 2-5 mm a tloušťky 1-2 mm. AV uzel vzruch nejen převádí, ale také převod zpomaluje, aby se zajistila doba pro dokončení síňové systoly při komorové diastole.[1][3]

Hisův svazek

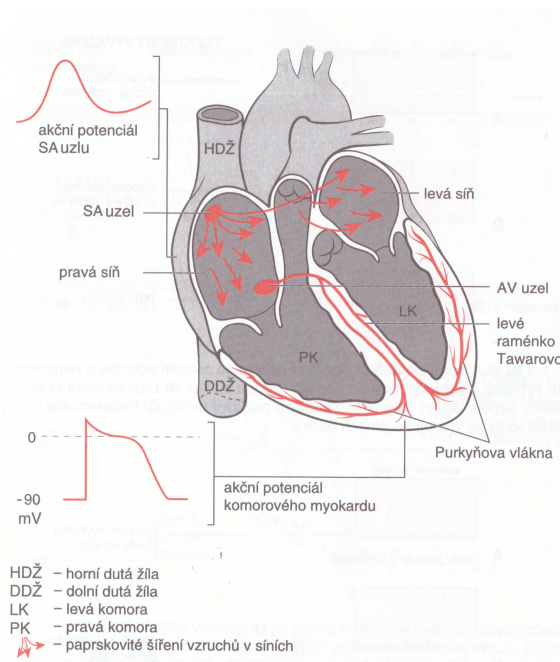
Vychází z přední dolní části AV uzlu a za fyziologických podmínek je jediným vodičným spojením mezi síněmi a komorami. Je asi 3 mm silný a má trojboký průřez.[1][3]

Tawarova raménka

Na komorové přepážce se Hisův svazek dělí ve dvě raménka, která se nazývají Tawarova a rozdělují se na pravé a na levé. Raménka zajišťují převod vzruchu na komory.[1][3]

Purkyněho vlákna

Tawarova raménka se rozpadají v Purkyněho vlákna, která jsou pomocí interkalárních disků napojena na buňky pracovního myokardu. Purkyněho vlákna rozvádějí vzruch na celou svalovinu komor. Jedno vlákno dokáže převést vzruch až na 10000 pracovních kardiomyocitů za jednotku času. Tímto je zajištěna synchronizace buněk při stahu.[1][3]



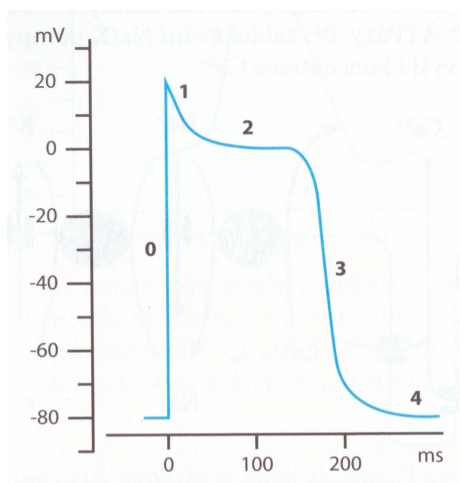
Obr. 1.1: Převodní systém srdeční a znázornění šíření vzruchu. Převzato z [4]

1.4 Elektrické srdeční potenciály

1.4.1 Potenciály pracovního myokardu

Všechny buňky srdeční svaloviny mají polarizované membrány, přičemž klidové membránové napětí je rovné hodnotě -90 mV. Akční napětí vzniká jako reakce na podnět z převodního systému.[3]

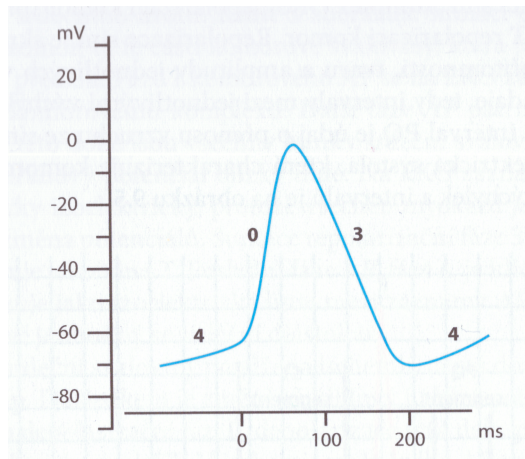
Akční napětí pracovního myokardu má čtyři fáze, viz. obrázek 1.2. Začíná rychlou depolarizací, která je způsobena otevřením sodíkových kanálů při úrovni napětí -70 až -60 mV. Těmito kanály vtéká sodík do buňky až do dosažení kladných hodnot akčního napětí, poté se tyto kanály uzavřou. Následuje fáze časné repolarizace, kdy se na malý okamžik otevřou draslíkové kanály, které se aktivují při 0 mV. Dále nastává fáze plató, což je nejdelší fáze tohoto cyklu. Pro tuto fázi je charakteristický přesun vápenatých iontů z extracelulárního prostředí do kardiomyocitů, což podporuje probíhající kontrakci. Poté membránové napětí dále klesá a nastává pozdní repolarizace, kdy důsledkem koncentračního gradientu dochází k přesunu draselných iontů do extracelulárního prostředí. Tato fáze končí dosažením hodnot klidového membránového napětí.[3]



Obr. 1.2: Akční napětí pracovního myokardu. Má 4 fáze: fáze 0 - rychlá depolarizace, fáze 1 - časná repolarizace, fáze 2 - plató, fáze 3 - pozdní repolarizace, fáze 4 - klidové membránové napětí. Převzato z [3]

1.4.2 Potenciály převodního systému

Na rozdíl od buněk pracovního myokardu nemají buňky převodního systému stálé klidové membránové napětí a jeho nejnegativnější hodnota nedosahuje tak záporných hodnot. Jejich membránové napětí je pomalu depolarizováno - spontánní diastolická depolarizace. Tato depolarizace je způsobena inaktivací draselného proudu a přísunem sodných a vápenatých iontů do buňky. Akční napětí převodního systému vzniká ve chvíli, kdy diastolická depolarizace dosáhne hodnoty -60 mV. Diastolická depolarizace probíhá nejrychleji v oblasti SA uzlu, proto tento uzel udává rytmus celému srdci. Tato rychlost zároveň určuje srdeční frekvenci. Jak se liší průběh akčního napětí u kardiomyocitů a buněk převodního systému lze vidět na Obr. 1.3. U buněk převodního systému probíhá depolarizace mnohem pomaleji a není zde výrazná fáze plató.[3]



Obr. 1.3: Akční napětí buňky převodního systému. Má 3 fáze: fáze 0 - depolarizace, fáze 3 - repolarizace, fáze 4 - spontánní diastolická depolarizace. Převzato z [3]

1.5 Elektrokardiogram

Elektrokardiogram (EKG) je záznam elektrické aktivity srdce, konkrétně elektrických proudů, jejich směru a velikosti. EKG je snímáno z povrchu těla vyšetřovaného a je důležitou diagnostickou metodou pro určení různých srdečních patologií.[3][4]

1.5.1 Svody EKG

Standardně je ke snímání EKG používáno deset elektrod umístěných na povrchu těla vyšetřovaného, které jsou propojeny s EKG přístroje. Ke každé končetině je připojena jedna elektroda a na přední stranu hrudníku se umísťuje šest elektrod. Při měření EKG je porovnávána elektrická aktivita srdce zachycená jednotlivými elektrodami a tato jednotlivá srovnání nám umožňují „pozorovat“ srdce z různých směrů.[3][5]

Dvanáctisvodové EKG se skládá z dvanácti charakteristických „pohledů“ na srdce, pocházejících ze šesti končetinových (Einthovenovy a Goldbergovy) a šesti hrudních (Wilsonovy) svodů:

- končetinové Einthovenovy svody I, II, III jsou bipolární svody, kdy je registrován aktivní potenciál oběma elektrodami tvořícími svod a je měřen jejich rozdíl.
- končetinové Goldbergovy svody aVR, aVL, aVF jsou unipolární svody. Aktivní elektrody registrují potenciál z obou rukou a levé nohy proti nulové elektrodě, která se nazývá Wilsonova svorka a vznikla spojením všech základních svodů dohromady.

- hrudní Wilsonovy svody V1 až V6 jsou unipolární svody. Registrují potenciál z šesti hrudních elektrod proti Wilsonově svorce.[3][5]

1.5.2 EKG křivka

Výchylky pod nebo nad izoelektrickou linií EKG křivky se označují jako kmity (např. kmit R) nebo vlny (např. vlna P) a značí se písmeny P až T (popř. výjimečně U). Dále v křivce rozlišujeme intervaly (např. PR) a segmenty (např. ST), viz. Obr. 1.4. Následuje popis nejdůležitějších částí EKG křivky:[3][4]

Vlna P

Vlna P zachycuje elektrickou aktivitu síní. Její první část odpovídá depolarizaci pravé síně, střední část vzniká při dokončení aktivace pravé síně a počínající depolarizaci levé síně. Konečná část vlny je tvořena depolarizací levé síně. Vlna P je první výchylkou v EKG křivce, je poměrně malá, zaoblená a předchází hrotnatému komplexu QRS.[3][4]

Interval PQ

Z délky tohoto intervalu lze poznat, jak dlouho se elektrický impulz šíří ze síní přes AV uzel, Hisův svazek, Tawarova raménka a Purkyňova vlákna až na svalovinu komor, kde způsobí depolarizaci.[3][4]

Komplex QRS

Mohutný komplex QRS (nebo také komorový komplex) odráží aktivaci myokardu komor. Při depolarizaci komor vznikají elektrické síly, které jsou na EKG křivce registrovány jako ostré, hrotnaté kmity.[3][4]

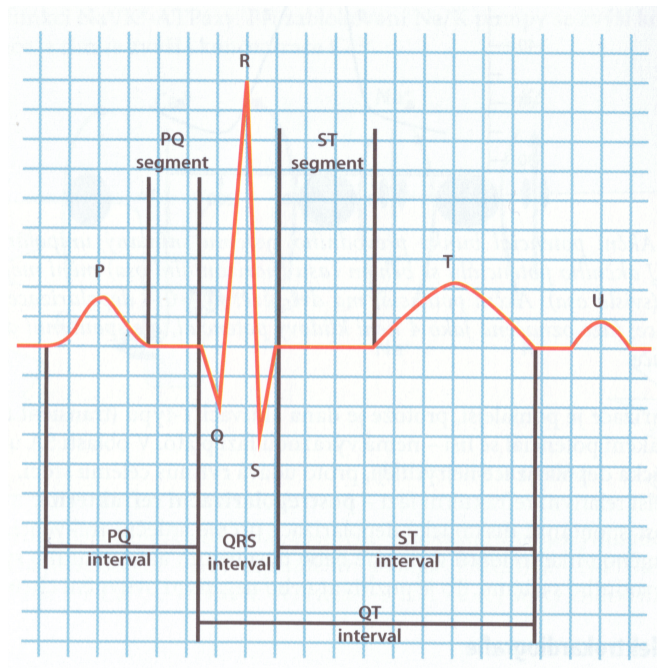
V komorovém komplexu je skryta repolarizace síní, kterou vzhledem k mnohem silnější elektrické aktivitě komor nelze na první pohled v EKG křivce spatřit.[3][4]

Segment ST

Segment začíná koncem QRS komplexu a končí začátkem vlny T. Fyziologicky je izoelektrický, neboť je všechen myokard komor depolarizovaný, anebo je vyrovnána elektrická aktivita končící depolarizace a počínající repolarizace. Segment ST je velmi důležitou částí EKG křivky při zkoumání patologií, srdeční ischemie se projevuje mimo jiné elevací tohoto segmentu.[3][4]

Vlna T

Vlna T je širokého a zaobleného tvaru. Odráží repolarizaci komor, následuje po každém komplexu QRS a jelikož repolarizace komor probíhá opačným směrem jako jejich depolarizace, je polarita vlny T podobná polaritě komplexu QRS.[3][4]



Obr. 1.4: Schéma EKG křivky s popisem jednotlivých výchylek, intervalů a segmentů. Je zde zaznamenána i vlna U, která je poměrně vzácná a její původ je nejasný. Převzato z [3]

2 Srdeční arytmie

Jako arytmie se označují poruchy srdečního rytmu nebo frekvence, jejichž podstatou jsou poruchy tvorby nebo vedení vzruchu a z klinického hlediska je lze rozdělit na tachyarytmie a bradyarytmie. Pro tachyarytmie je typická zrychlená srdeční aktivita, která může být koordinovaná nebo nekoordinovaná, s frekvencí větší než 100 tepů za minutu. Jako bradyarytmie se označuje nefyziologické zpomalení srdeční frekvence pod 60 tepů za minutu.[3][8]

Další možné dělení arytmií je podle místa jejich vzniku na supraventrikulární arytmie (pocházející ze síní, oblasti AV uzlu nebo kvůli výskytu přídatné dráhy, která převádí vzruch ze síní na komory abnormální cestou) a komorové arytmie (pocházející ze svaloviny komor nebo oblasti převodního systému pod Hisovým svazkem).[3][8]

2.1 Flutter síní

Flutter síní je běžná arytmie, která vzniká opakovaným kroužením vzruchu (okruhem reentry) v pravé síni. Vzruch může kroužit po směru i proti směru hodinových ručiček, obvyklejší je kroužení proti směru. Levá síň je aktivována pasivně, tedy vzruchy vznikajícími v pravé síni. Elektrická aktivita síní postižených flutterem má frekvenci 200-300 za minutu. Velmi často je vzruch na komory převáděn v poměru 2:1, výsledná frekvence komor je tedy 100-150 za minutu. Na EKG záznamu je při flutteru síní přítomen obraz „zubů pily“, bez přítomnosti izoelektrické linie mezi síňovými vlnami.[6][8]

2.1.1 Příčiny a léčba

Příčina flutteru síní je často idiopatická. Zvýšený výskyt flutteru síní je zaznamenáván u aktivních vytrvalostních sportovců a u pacientů po kardiochirurgické operaci jako důsledek jizvení v síních, např. po uzavření defektu septa síní.[6][8]

Jako nejefektivnější terapie flutteru síní se jeví katetrizační ablace, kdy je aplikována radiofrekvenční energie a dochází k přerušení okruhu reentry v pravé síni. Setrvalý flutter síní může být ukončen také elektrokardioverzí, tedy stejnosměrným výbojem o energii 50 až 100 W. Léčbou s kolísavou úspěšností je podání antiarytmik. Ta na jednu stranu mohou flutter síní ukončit, na druhou stranu mohou vést k urychlení komorové frekvence.[6][8]

2.2 Fibrilace síní

Fibrilace síní (FS) je supraventrikulární arytmie, pro kterou je typická rychlá, nepravidelná, nekoordinovaná, a tudíž neefektivní akce síní, způsobená mnoha vlnkami elektrické aktivace, které nekoordinovaně obíhají síní. Podle délky trvání můžeme FS rozdělit na:

- První dokumentovaná - první zachycená epizoda
- Paroxysmální - FS, která spontánně končí do 7 dnů a obvykle netrvá déle než 2 dny - u některých pacientů může přejít do perzistentní formy
- Perzistující - trvá déle než týden nebo vyžaduje kardioverzi
- Permanentní - FS, která je kardioverzí přerušena maximálně na 1 den, nebo je ke kardioverzi úplně rezistentní

FS jsou nejčastěji postiženy starší osoby s kardiovaskulárním onemocněním. Stále zvyšující se výskyt FS je nejpravděpodobněji způsoben stárnutím populace a vyšší mírou přežívání s kardiovaskulárním onemocněním.[6][7][8]

Na EKG záznamu (Obr. 2.1: Paroxysmální FS) při FS lze vidět rychlé fibrilační vlnky nebo jen pouhé vlnění izoelektrické linie. Při FS je elektrická aktivita síní v rozmezí 350 až 600 za minutu, frekvence komor pak 100 až 160 za minutu. Někdy může být akce komor relativně vyrovnaná, jindy může velmi kolísat. Chaotická aktivita síní vyvolává v EKG záznamu malé, nepravidelné vlny o vysoké frekvenci a zcela logicky úplně schází vlna P. Nepravidelnost komorového rytmu je způsobena tím, že AV uzel není schopný každý vzniklý vzruch převádět na komory, pokud by toho byl schopen, tak by okamžitě došlo k fibrilaci komor. Některé vzruchy jsou zablokovány a některé pronikají do AV uzlu jen částečně. [6][7][8]



Obr. 2.1: Krátký paroxysmus fibrilace síní. Převzato z [6]

2.2.1 Vznik a léčba

Příčiny vzniku FS mohou být kardiální nebo nekardiální. Mezi kardiální patří např. infarkt myokardu, hypertenze nebo chlopenní vady. Mezi nekardiální příčiny jsou řazeny např. hypertyreóza, tumor plic nebo plicní embolie. Velmi často je ovšem příčina FS idiopatická.[6][7][8]

Při léčbě FS je třeba se zaměřit nejen na samotnou arytmiu, ale také na prevenci tromboembolických příhod. Při FS totiž může v oušku levé síně vzniknout městnání krve, které později může vést k tvorbě trombů a jejich uvolnění do krevního řečiště. Nejvyšším rizikem je cévní mozková příhoda, může ale dojít také k embolizaci do končetin nebo do orgánů v dutině břišní. K snížení rizika embolizace je pacientům podáván například warfarin.[6][7][8]

Vlastní léčba FS se dělí dvěma směry: na obnovení a udržení sinusového rytmu a na kontrolu srdeční frekvence.[6][7][8]

Při kontrole srdeční frekvence se využívá toho, že mnoho léků zpomaluje převod vzruchu AV uzlem, a tudíž dochází ke zpomalení srdeční frekvence. Ke kontrole frekvence se využívají blokátory kalciového kanálu (verapamil, diltiazem), betablokátory a digoxin.[6][7][8]

V případě, že FS vznikla nejdéle před sedmi dny, lze k pokusu o nastolení sinusového rytmu použít farmakologickou kardioverzi. Ta spočívá v intravenózním podání specifických léčiv (flekainid, propafenon, sotalol a amiodaron). U většiny pacientů s FS může být sinusový rytmus nastolen pomocí elektrické kardioverze. Při jejím použití je ovšem nutné mít na paměti, že může dojít k bezprostředné embolizaci, protože hrozí uvolnění existujícího trombu z levé síně nebo ke vzniku nového trombu po kardioverzi.[6][7][8]

3 Automatická detekce fibrilace a flutteru síní

Pro maximalizaci šance na úspěšnou léčbu srdečních arytmií je důležitá jejich včasná detekce. Algoritmy pro automatickou detekci jsou vyvíjeny proto, aby nemocniční personál mohl investovat svůj čas do jiných věcí, než je detailní studování EKG záznamu pacienta a jeho manuální anotace. Podle sledovaných komponent v EKG záznamu se dělí detekční algoritmy na dva směry: detekce fibrilace a flutteru síní na základě síňové aktivity a detekce fibrilace a flutteru síní na základě komorové odezvy.[9][10]

3.1 Detekce fibrilace a flutteru síní na základě síňové aktivity

Tyto metody detekce jsou v praxi mnohem méně využívány, a to hned z několika důvodů. Jejich přesnost je vysoce závislá na kvalitě EKG záznamu, pro detekci síňové aktivity je potřeba stabilní a vysoce kvalitní EKG záznam, což bývá v praxi zřídka zajištěno. K získání takového záznamu nemusí občas stačit ani standardně používaný dvanáctisvodový systém, protože je potřeba ještě více elektrod a je třeba je rozmístit po těle pacienta jinak než při standardním vyšetření.[10]

Tyto metody se detailně zaměřují na tu část EKG záznamu, kde se projevuje aktivita síní, tzn. v případě fibrilace a flutteru síní se snaží detekovat tzv. f vlny, což jsou vlny typické pro nekoordinovanou činnosti síní při fibrilaci. Problémem u f vln je to, že u každého pacienta mohou mít odlišný tvar a neexistuje nějaký obecný vzor, jak tyto vlny vypadají. F vlny mají také velmi nízký poměr šumu a signálu. Dalším příznakem charakteristickým pro fibrilaci a flutter síní je absence vlny P, která se zde nevyskytuje, protože je odrazem fyziologické depolarizace síní, ke které při fibrilaci nebo flutteru nedochází. P vlna je nejobtížněji detekovatelnou částí EKG záznamu, protože má nízkou amplitudu a tedy i poměr šumu a signálu, proměnlivou časovou a frekvenční charakteristiku, vysokou variabilitu mezi pacienty a v případě arytmií může být posunuta do jiné části EKG křivky (skrytá v komplexu QRS nebo vlně T), může být nadbytečná nebo může úplně chybět.[9][10][11]

Vzhledem k výše uvedeným komplikacím a ne příliš častému využití zde nebudou tyto metody rozebrány více dopodrobna.

3.2 Detekce fibrilace a flutteru síní na základě komorové odezvy

Pro tyto metody je naprosto klíčové získání tzv. R-R intervalů. Jak už jejich název napovídá, jde o časové intervaly mezi R kmity v EKG záznamu, které odpovídají depolarizaci komor (proto detekce na základě komorové odezvy). Jelikož R kmity jsou nejvýraznějšími kmity EKG křivky a mají vysokou amplitudu, jejich detekce nebývá problematická ani v signálech, ve kterých je výrazný šum a obecně jsou méně kvalitní.[10]

3.2.1 „Předzpracování“ R-R intervalů

Jednoduchým způsobem, jak si předzpracovat R-R intervaly před vstupem do jednotlivých metod, je jejich filtrace mediánovým filtrem, viz. vzorec 3.1. Tato filtrace je používána proto, aby byly potlačeny ektopické cykly (extrémní hodnoty R-R intervalů).

$$RR_{mf} = \text{median}\{RR(n-2), RR(n-1), RR(n)\}, \quad (3.1)$$

kde RR_{mf} je R-R interval vystupující z mediánového filtru a $RR(\dots)$ je posloupnost tří R-R intervalů za sebou.[9]

3.2.2 Variační koeficient

Variační koeficient (CV) se počítá podle vzorce 3.2:

$$CV = \frac{RR_{\sigma}}{RR_{\mu}}, \quad (3.2)$$

kde RR_{σ} je směrodatná odchylka souboru R-R intervalů a RR_{μ} je průměrný R-R interval.[9]

U EKG záznamů, které obsahují fibrilaci síní, můžeme očekávat vyšší hodnotu CV než u záznamů se sinusovým rytmem. Pro detekci je tedy potřeba zvolit si vhodný práh.[12]

3.2.3 Střední kvadratická odchylka následujících intervalů

Tento koeficient označovaný jako RMSSD se počítá následovně:

$$RMSSD = \sqrt{\frac{1}{N-1} \left(\sum_{i=1}^{N-1} (RR_{i+1} - RR_i)^2 \right)}, \quad (3.3)$$

kde RR_i je daný R-R interval a N je délka okna, po kterém je EKG záznam procházen.[12]

Podobně jako u variačního koeficientu, i zde je po překročení nastaveného prahu segment označen jako fibrilace síní a hodnota koeficientu je vyšší než u normálního sinusového rytmu.[9]

3.2.4 Absolutní mediánová odchylka

Absolutní mediánová odchylka (MAD) je robustní parametr, který slouží k měření variability číselné řady dat, v tomto případě tedy R-R intervalů. Při použití této metody je vhodné mít signál rozdělen na segmenty. MAD se počítá podle vzorce 3.4:

$$MAD = \text{median}(|RR_i - \text{median}(RR_{seg})|), \quad (3.4)$$

kde RR_i je daný i -tý R-R interval a RR_{seg} jsou všechny R-R intervaly v rámci daného segmentu intervalů.[9]

Analogicky s již zmiňovanými metodami, u záznamů s fibrilací síní bude MAD nabývat vyšších hodnot než u záznamů s normálním sinusovým rytmem.[9]

3.2.5 Shannonova entropie

Shannonova entropie (SE) vyjadřuje kvantitativní míru neurčitosti náhodné veličiny. Konkrétně kvantifikuje pravděpodobnost, že série vzorů vykazující určitou pravidelnost bude tuto pravidelnost vykazovat i po dalším přírůstku množství dat. Například u bílého šumu můžeme očekávat velmi vysokou hodnotu SE, protože bílý šum je typicky stacionární proces. Naopak například jednoduchý sinusový signál je pravidelný, a tudíž u něj můžeme očekávat nízkou hodnotu SE, blížíci se k nule. Již z těchto jednoduchých příkladů lze vyvodit to, že u signálů s fibrilací nebo flutterem síní lze očekávat mnohem vyšší hodnotu SE než u signálu bez těchto arytmí.[12][32]

Pro výpočet SE u R-R intervalů je nutné nejprve sestrojít histogram daného úseku R-R intervalů. Z něj jsou odstraněny odlehlé hodnoty (ektopické cykly). Je nutné odstranit stejný počet nejkratších a nejdelších intervalů (např. 8 a 8). Zbývající R-R intervaly jsou roztrženy do ekvidistantních sloupců, jež jsou ohraničeny nejkratšími a nejdelšími R-R intervaly po vyřazení ektopických cyklů. K dosažení přesných výsledků je zapotřebí, aby histogram obsahoval minimálně tolik sloupců, kolik bylo vyřazeno odlehlých hodnot (v našem případě 16). Rozdělení pravděpodobnosti se potom počítá následovně:

$$p(i) = \frac{N_{bin(i)}}{l - N_{outliers}}, \quad (3.5)$$

kde $N_{bin(i)}$ je počet intervalů v i -tém sloupci, l je počet intervalů v celém segmentu a $N_{outliers}$ je počet odstraněných odlehlých hodnot (v tomto případě 16).[32]

Poté se Shannonova entropie počítá podle vzorce 3.6:

$$SE = - \sum_{i=1}^{16} p(i) \frac{\log(p(i))}{\log(\frac{1}{16})}. \quad (3.6)$$

3.2.6 Poměr bodů zvratu

Poměr bodů zvratu (turning point ratio, TPR) je založen na provedení neparametrického statistického testu, pomocí kterého je zjištěna náhodnost rozložení dat v daném segmentu. Jeho princip spočívá v tom, že je daný R-R interval porovnán se svými nejbližšími sousedy a pokud je menší nebo větší než oba jeho sousedé, je „udělen“ bod zvratu. Obecně lze zapsat podmínku „udělení“ bodu zvratu takto:

$$(RR(n) - RR(n - 1)) \cdot (RR(n) - RR(n + 1)) > 0, \quad (3.7)$$

kde $RR(n)$ je daný R-R interval a $RR(n \pm 1)$ jsou jeho sousední R-R intervaly.[12]

Samotný poměr, tedy TPR se počítá podle vzorce 3.8:

$$TPR = \frac{N((RR(n) - RR(n - 1)) \cdot (RR(n) - RR(n + 1)) > 0)}{L}, \quad (3.8)$$

kde $N(\dots)$ je počet bodů zvratu v segmentu a L je celková délka záznamu.[14]

3.2.7 Kolmogorovův-Smirnovův test

Kolmogorovův-Smirnovův test (K-S test) slouží k vyhodnocení rozdílu mezi rozdělením daného segmentu R-R intervalů a standardním rozdělení pro fibrilaci síní nebo sinusový rytmus. K tomuto vyhodnocení je nutné mít vytvořený histogram R-R intervalů a porovnat ho s histogramem standardního rozdělení fibrilace či sinusového rytmu. P-hodnota tohoto testu se počítá jako:

$$p = 2 \sum_{j=1}^{\infty} (-1)^{j-1} e^{-2j^2 \lambda^2}, \quad (3.9)$$

kde pro λ platí vztah 3.10:

$$\lambda = (\sqrt{N_e} + 0.12 + \frac{0.11}{\sqrt{N_e}}) \cdot D, \quad (3.10)$$

kde D je největší vzdálenost kumulativních četností mezi rozdělením R-R intervalů a standardním rozdělením pro fibrilaci síní nebo sinusový rytmus. N_e se počítá jako:

$$N_e = \frac{N_1 \cdot N_2}{N_1 + N_2}, \quad (3.11)$$

kde N_1 je počet prvků ve standardním rozdělení a N_2 je počet prvků v testovém rozdělení.[14][15]

Nízká p-hodnota znamená to, že rozdělení se od sebe výrazně liší a tedy histogramy jsou velmi odlišné, naopak vysoká p-hodnota značí velkou podobnost mezi daty a tedy i mezi histogramy.[14][15]

3.3 Smíšené metody využívající k detekci síňovou aktivitu i komorovou odezvu

Pro úplnost je vhodné zmínit i metody, které pro detekci fibrilací nebo flutteru síní využívají jak síňovou aktivitu, tak komorovou odezvu. Prvním příkladem je Markovovo modelování R-R intervalu kombinované s variabilitou intervalu P-R a měření morfologie vlny P. Druhým příkladem je fuzzy logická klasifikace pomocí kombinace nepravidelností R-R intervalu, nepřítomnosti P vlny, přítomností f vlny a hladiny šumu.[10]

3.4 Neuronové sítě a jejich využití v detekci

Stále častěji se pro detekci fibrilace síní používají neuronové sítě. V metodě [16] se používají dva druhy:

- Konvoluční neuronové sítě, které jsou velmi efektivní v klasifikačních úlohách u obrazových dat - u detekce fibrilace například u spektrogramu.[16]
- Obousměrné rekurentní neuronové sítě se používají pro svoji schopnost zachytit ve vstupních datech určitý vzor (templát).[16]

3.4.1 Řešení týmů ze soutěže CPSC 2021

Metody, které 3 vybrané týmy prezentovaly na oficiálních stránkách soutěže [17], využívají neuronové sítě, a to konkrétně:

- Tým *lingshui_BME* použil model založený na zbytkové neuronové síti (residual neural network) a transformátové kódovací struktuře.
- Tým *CeZIS* použil model založený na hlubokých konvolučních neuronových sítích, učící metodě náhodný les (random forrest) a Hamiltonově klasifikátoru.
- Tým *Lastone* využil rekurentní neuronovou síť, konkrétně typ BiLSTM.

4 Použitá databáze EKG signálů

Pro tuto práci je využívána databáze signálů EKG, která sloužila jako trénovací databáze pro týmy v soutěži *The 4th China Physiological Signal Challenge 2021 (CPSC 2021)*[17]. Zadání tohoto ročníku soutěže bylo *Paroxysmal Atrial Fibrillation Events Detection from Dynamic ECG Recordings*, tedy detekce epizod paroxysmální fibrilace síní z dynamických EKG záznamů.[17]

Data byla zaznamenána dvanáctisvodovým holterovským monitorovacím zařízením nebo třísvodovým „wearable“ zařízením. Data jsou poskytnuta ve formě fragmentů záznamu EKG s proměnnou délkou a jsou získána ze svodů I a II dlouhodobých dynamických EKG záznamů se vzorkovací frekvencí 200 Hz. Aby se předešlo nejednoznačností v anotacích epizod fibrilace síní, je daná epizoda omezena tak, aby obsahovala nejméně 5 srdečních tepů.[17]

První trénovací databáze (trainingI) obsahuje 730 záznamů získaných z holterovského monitorovacího zařízení od 10 pacientů s fibrilací síní (z toho 5 s paroxysmální fibrilací síní) a od 39 pacientů bez fibrilace síní (tzn. normální rytmus nebo jiné abnormální rytmy). Celkem je zde 482 záznamů anotovaných jako bez fibrilace nebo flutteru síní, 152 záznamů anotovaných jako perzistentní fibrilace síní a 96 záznamů anotovaných jako paroxysmální fibrilace síní. Druhá trénovací databáze (trainingII) obsahuje 706 záznamů od 37 pacientů s fibrilací síní (z toho 18 s paroxysmální fibrilací síní) a od 14 pacientů bez fibrilace síní. Celkem je zde 251 záznamů anotovaných jako bez fibrilace nebo flutteru síní, 322 záznamů anotovaných jako perzistentní fibrilace síní a 133 záznamů anotovaných jako paroxysmální fibrilace síní.[17]

Všechna data jsou ve formátu WFDB a anotace jsou standardizovány podle PhysioBank anotací, viz [18]. Anotace zahrnují anotace srdečního tepu (lokace R kmitu a jeho typ), anotace rytmu (anotovány změny rytmu a jeho typ) a obecnou diagnózu rytmu.[17]

4.1 WFDB datový formát

Pro každý záznam ve formátu WFDB existují 3 soubory:

- Soubor s příponou .hea se dá otevřít v poznámkovém bloku a slouží jako hlavička se všemi důležitými základními údaji o záznamu. Mezi tyto údaje patří například název záznamu, počet signálů (svodů) v záznamu, vzorkovací frekvence, fyzikální jednotka dané veličiny nebo textový komentář záznamu.
- Soubor s příponou .atr slouží k načtení anotací daného záznamu.
- Soubor s příponou .dat je záznam samotný.

Pro práci s tímto formátem bude použit WFDB toolbox pro MATLAB.[19][20]

5 Realizace automatické detekce paroxysmální fibrilace a flutteru síní

Praktická část bakalářské práce byla realizována v programovacím jazyce MATLAB, konkrétně ve verzi R2020A. Byly využity také toolboxy a již napsané funkce, které byly k práci poskytnuty a jsou také řádně odcitovány.

5.1 Detekce R kmitů a výpočet R-R intervalů

5.1.1 Detekce R kmitů

K detekci R kmitů byla využita poskytnutá funkce implementovaná v jazyce MATLAB, která využívá k detekci tři nezávislé metody - spojitou vlnkovou transformaci, Stockwellovu transformaci a fázorovou transformaci.[21]

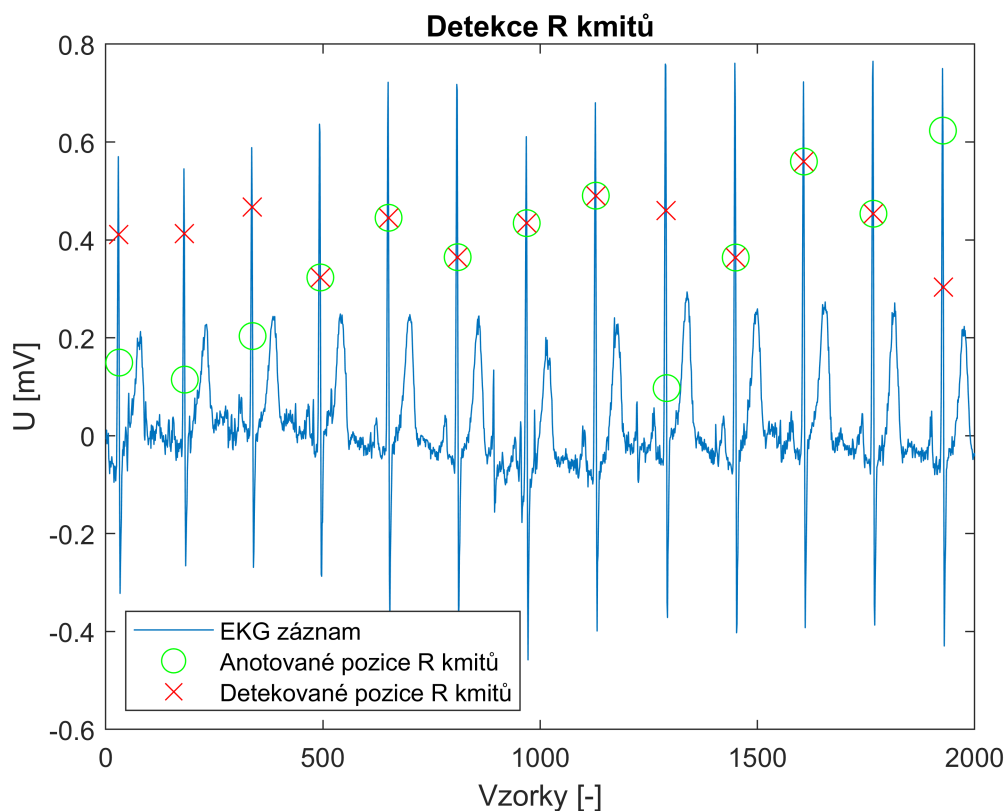
Spojité vlnkové transformace je užita pro zvýraznění QRS komplexů. Prahování se provádí v posuvném okně s délkou trvání 2 sekundy a prahová hodnota je odvozena ze směrodatné odchylky v rámci okna tak, že je vynásobena konstantou 1,73.[21]

Druhý přístup ke zvýraznění QRS komplexu je založen na časově-frekvenční analýze s využitím Stockwellovy transformace a Shannonovy energie obálky v rozsahu 5 až 20 Hz. Následně prahování je adaptabilní, zpočátku je nastaveno jako 0,375 násobek mediánu posledních tří R kmitů a později je práh upraven podle exponenciálního snižování, které je řízeno vzdáleností od posledního detekovaného kmitu.[21]

Třetí metoda zvýraznění QRS komplexu je založena na fázorové transformaci, kdy je fázorový signál procházen oknem o délce 300 ms a jsou hledána maxima. Poté je kontrolováno, zda je maximum vyšší než adaptabilní práh, který je nastaven na dvojnásobek směrodatné odchylky fázorového signálu vypočtené v okně o délce 2 sekundy.[21]

Testování bylo provedeno na třech veřejných EKG databázích dostupných na PhysioNet, konkrétně na MITBIH Arrhythmia Database (MITDB), European ST-T Database (EDB) a QT Database (QTDB) a bylo dosaženo senzitivity 99,16% a pozitivní prediktivní hodnoty 98,99%.[21]

Detektor nebyl schopen detekovat R kmitu u nejkratších záznamů v každé databázi. Jedná se ovšem pouze o zanedbatelné množství záznamů, konkrétně 1 záznam z první databáze trainingI, který byl kratší než 3000 vzorků (15 sekund), a o 4 záznamy z druhé databáze trainingII, které byly kratší než 5000 vzorků (25 sekund).



Obr. 5.1: Ukázka detekce R kmitů pro prvních 10 sekund (2000 vzorků) vybraného záznamu data_0_1, který je obsažen v databázi trainingI.

5.1.2 Výpočet R-R intervalů

Výpočet R-R intervalů byl proveden pomocí funkce *diff*. Ta dělá to, že od sebe rekurzivně odečítá sousední vzorky, a tak počítá jejich rozdíly, v tomto případě tedy R-R intervaly. Vstupem jsou x-souřadnice detekovaného R kmitu (pořadí daného vzorku), výstupem jsou pak samotné R-R intervaly. Ty jsou vydělené vzorkovací frekvencí, aby R-R intervaly vycházely v sekundách, jak jsou uváděny nejčastěji a také aby byly připraveny na výpočty parametrů dále.

5.2 Výpočet hodnotícího parametru metodou korelačního koeficientu úseku před QRS komplexem

Prvním parametrem, který bude využíván ke klasifikaci srdečního rytmu a k detekci začátků a konců paroxysmální fibrilace a flutteru síní, je Pearsonův korelační koeficient dvou po sobě jdoucích intervalů před QRS komplexem. Tyto intervaly jsou vytvořeny následovně:

- Nejprve je nalezeno lokální maximum daného R kmitu, a to v oblasti ± 20 vzorků (10 ms) od detekovaného R kmitu. Tím je zajištěno to, aby byly R kmity reprezentovány jejich maximální hodnotou, protože při detekci tomu tak ne vždycky je.
- Počáteční bod samotného segmentu je vytvořen odečtením konstanty k_1 od vzorkové (časové) hodnoty již zmiňovaného maxima R kmitu, koncový bod je vytvořen úplně stejným principem, jen je použita jiná konstanta k_2 , která musí být menší než k_1 . S ohledem na časové vlastnosti EKG cyklu byla optimalizováním zvoleny konstanty $k_1 = 75$ vzorků (375 ms) a $k_2 = 20$ vzorků (100 ms) zejména proto, aby do úseku nezasahoval QRS komplex a neměl vliv na hodnoty korelačního koeficientu.
- Následně je pro každé dva po sobě jdoucí úseky vypočítán korelační koeficient, který udává míru jejich lineární závislosti. Byl použit Pearsonův korelační koeficient, který je definován následovně:

$$\rho(A, B) = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N \left(\frac{A_i - \mu_A}{\sigma_A} \right) \left(\frac{B_i - \mu_B}{\sigma_B} \right), \quad (5.1)$$

kde A a B jsou dvě náhodné proměnné, v tomto případě tedy dva po sobě jdoucí úseky před QRS komplexem, N je počet prvků proměnných A a B, μ_A a σ_A je průměrná hodnota, resp. směrodatná odchylka proměnné A a μ_B a σ_B je průměrná hodnota, resp. směrodatná odchylka proměnné B.

Jelikož jsou proměnné A a B korelovány také samy se sebou, tak jsou prvky na jedné diagonále výsledné matice R rovny 1. Prvky na druhé diagonále jsou vždy stejné, výsledná matice je tedy symetrická:

$$R = \begin{pmatrix} 1 & \rho(A, B) \\ \rho(B, A) & 1 \end{pmatrix}, \quad (5.2)$$

kde R je výsledná matice a $\rho(A, B)$ a $\rho(B, A)$ je Pearsonův korelační koeficient proměnných A a B.[22][23][24]

5.3 Výpočet hodnotících parametrů metodou pomocí variability R-R intervalů

Další dva hodnotící parametry jsou vybrané z výčtu parametrů v části 3.2. Konkrétně jde o variační koeficient (CV), jehož výpočet vychází ze vzorce 3.2, a o střední kvadratickou odchylku následujících intervalů (RMSSD), která je vyjádřena vzorcem 3.3. U výpočtu obou parametrů byla zvolena délka plovoucího okna 5 R-R intervalů. Tato délka okna byla zvolena, jelikož je potřeba najít kompromis - u příliš velkého

okna by bylo později obtížné co nejpřesněji lokalizovat body začátku a konce úseku s fibrilací, u menšího okna by se významněji projevíly skoky mezi hodnotami, které nemusí být způsobeny změnou srdečního rytmu.

5.4 Samotná realizace automatické detekce

V této části bude detailněji popsána realizace detekce srdečního rytmu (perzistentní fibrilace síní nebo rytmus bez fibrilace) a u záznamů, které jsou klasifikovány jako paroxysmální fibrilace síní, bude popsána realizace detekce počátečních a koncových bodů fibrilačních epizod. Výstupní proměnná *predict endpoints* má pro záznam označený jako paroxysmální fibrilace podobu matice o velikosti $N \times 2$, kde N je počet detekovaných epizod fibrilace v záznamu. Pokud je záznam klasifikovaný jako perzistentní fibrilace, matice obsahuje první a poslední bod záznamu a má tedy velikost 1×2 . Posledním možným případem je klasifikace záznamu jako N , tedy bez fibrilace, který je reprezentován prázdným vektorem.

Prvním krokem je načtení všech proměnných pro danou databázi, které byly získány metodami zmiňovanými dříve a které budou pro detekci potřeba. Konkrétně se jedná o detekované R kmity (část 5.1.1), z nich vypočítané R-R intervaly (část 5.1.2), korelační matice pro všechny záznamy (část 5.2) a parametry CV a RMSSD, hodnotící variabilitu R-R intervalů v záznamech (část 5.3). Poté pro každý záznam z databáze následují tyto kroky:

- Z proměnné obsahující korelační matice pro všechny záznamy je získán vektor Pearsonových korelačních koeficientů pro sousední úseky před QRS komplexem záznamu, jak je to popisováno v části 5.2. V každé matici jde o prvek z vedlejší diagonály, na hlavní diagonále jsou autokorelace.
- Obdobně jsou z „globálních“ proměnných vybrány parametry CV a RMSSD pro daný záznam.
- V tomto kroku již může dojít k první klasifikaci srdečního rytmu, a to pokud má záznam některý z hodnocených parametrů velmi vysoký, nebo naopak velmi nízký. V této fázi jsou parametry posuzovány pro celý záznam jako celek, nikoliv pro úseky záznamu, to nastane až později. Namísto počítání průměrné hodnoty pro celý záznam je použita hodnota mediánu, který dokáže více potlačit případné odlehlejší hodnoty.

Záznam je klasifikovaný jako bez fibrilace síní, pokud:

- je jeho mediánová hodnota Pearsonova korelačního koeficientu větší než hodnota 0,7,
- nebo pokud je jeho mediánová hodnota koeficientu CV či RMSSD menší než 0,05.

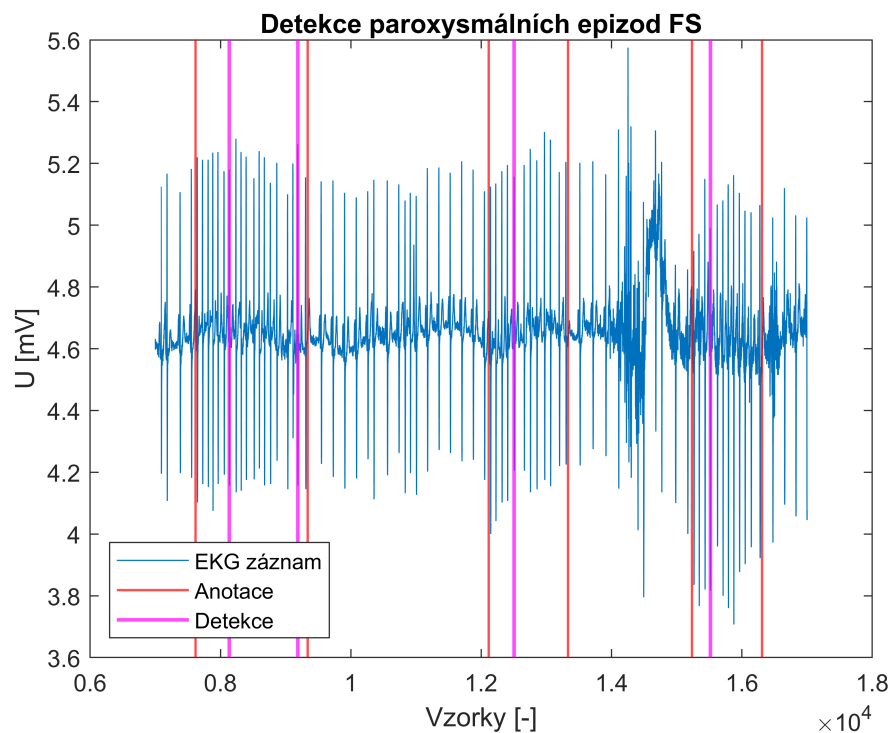
Jako perzistentní fibrilace síní je záznam klasifikován, pokud:

- je jeho mediánová hodnota Pearsonova korelačního koeficientu menší než hodnota 0,11,
- nebo pokud je jeho mediánová hodnota koeficientu CV či RMSSD větší než 0,3.

Všechny ostatní záznamy, které nesplnily tyto podmínky, pokračují v klasifikačním algoritmu dále.

- Nyní již dochází k detekci případných paroxysmálních epizod fibrilace. Začátky a konce epizod jsou hledány pro každý ze tří parametrů zvlášť, ke konsensu dochází až na konci algoritmu. Nejdříve jsou procházeny hodnoty Pearsonova korelačního koeficientu a pokud je nalezen velký skok mezi sousedními hodnotami (absolutní hodnota rozdílu větší než 0,6), je zkoumáno, zda jde o začátek, či konec epizody fibrilace či nikoliv. K tomuto ověření slouží srovnání mediánů desíti hodnot před zmiňovaným velkým rozdílem korelačního koeficientu a desíti hodnot po něm. Pokud je jejich rozdíl větší než 0,5, je bod určen jako hraniční bod fibrilace. Zda jde o začátek nebo konec se pozná podle znaménka (kladný rozdíl když se jedná o přechod z vyšší korelace na nižší, tudíž začátek fibrilace, u záporného je to přesně naopak, tedy konec fibrilace). Jsou ošetřeny i případy, kdy záznam fibrilací začíná nebo končí a aby nebyla detekována další začáteční pozice, když ještě není detekovaná koncová pozice pro předchozí začáteční pozici.
- Obdobný postup byl aplikován i na hodnoty CV a RMSSD pro daný záznam, rozdíl je akorát v tom, že při ověřování, zda jde o začátek paroxysmu či nikoliv, je zkoumaný úsek před a po skokovém bodu omezen na tři hodnoty místo desíti. Toto omezení je zapříčiněno tím, že samotné parametry CV a RMSSD byly již na rozdíl od korelačního koeficientu počítány pro více (5) R-R intervalů. Kromě toho jsou rozdílné také číselné konstanty:
 - U parametru CV musí být skok mezi sousedními hodnotami aspoň 0,25, aby se zkoumalo, zda jde o hraniční bod fibrilace či nikoliv. Pro vyhodnocení bodu jako hraničního musí být rozdíl mediánů úseků před bodem a po bodu aspoň 0,15.
 - U parametru RMSSD musí být skok mezi sousedními hodnotami aspoň 0,3, aby se zkoumalo, zda jde o hraniční bod fibrilace či nikoliv. Pro vyhodnocení bodu jako hraničního musí být rozdíl mediánů úseků před bodem a po bodu aspoň 0,2.
- Jelikož při optimalizaci dosahovala největší úspěšnosti metoda využívající korelační koeficient, jsou pro výsledné určení polohy začátků a konců paroxysmální fibrilace s ní použity její výstupní body. Pokud tato metoda žádné body nenajde, ale najdou je zbývající dvě metody, jsou výsledné hraniční body dány zprůměrováním bodů z metod využívajících CV a RMSSD.

- Korelační koeficienty záznamů, které stále nebyly v předchozích krocích klasifikovány, jsou rozděleny na tři přibližně stejně dlouhé úseky a klasifikační pravidla jsou následující:
 - Pokud má alespoň jeden úsek průměrný korelační koeficient větší než 0,5, tak je záznam klasifikovaný jako bez fibrilace.
 - Pokud mají všechny úseky průměrný korelační koeficient větší než 0,25, tak je záznam klasifikovaný jako bez fibrilace.
 - V ostatních případech je záznam klasifikovaný jako perzistentní fibrilace.
- Příklad poměrně dobře detekovaných úseků fibrilace je na obrázku 5.2. První epizoda ve vybrané části záznamu má téměř přesně detekovaný konečný bod, druhá a třetí epizoda se částečně překrývají s druhou detekovanou epizodou, když detekce nerozlišila chvilkový přechod na rytmus bez fibrilace. Oba detekované začátky paroxysmální fibrilace jsou oproti anotovaným začátkům mírně zpožděné. To může být zapříčiněno tím, že pro potvrzení detekovaného bodu jako začátku paroxysmu je potřeba, aby rozdíl mediánu desíti předchozích korelačních koeficientů a desíti následujících korelačních koeficientů byl větší než 0,5. Může tedy docházet k jakémusi „náběhu“, a proto dochází ke zpoždění.



Obr. 5.2: Ukázka poměrně přesné detekce úseků fibrilace v záznamu data 25_24. Fibrilační úsek začíná v tomto výřezu signálu, první svíslá čára jak pro anotaci, tak pro detekci značí začátek paroxysmu.

6 Vyhodnocení úspěšnosti detekce

Vyhodnocení je realizováno výpočtem klasických statistických parametrů (parametry vypočítané z distanční matice - senzitivita, specificita, přesnost atd.).

Pro toto hodnocení je klíčový pojem matice záměn (confusion matrix) a parametry, které jsou z ní odvozeny.

Matice záměn vyjadřuje klasifikační schopnost modelu (algoritmu). Má dvě dimenze: jedna je indexována anotovanou třídou proměnné, druhá je indexována klasifikovanou třídou proměnné. Obecně má velikost $N \times N$, kde N je počet hodnocených proměnných. Nejjednodušší matice je tedy velikosti 2×2 a obsahuje 4 prvky. Prvek TP (true positives) vyjadřuje počet pozitivních výsledků, které byly správně klasifikovány jako pozitivní, prvek FP (false positives) vyjadřuje počet negativních výsledků, které byly chybně klasifikovány jako pozitivní, prvek TN (true negatives) vyjadřuje počet negativních výsledků, které byly správně klasifikovány jako negativní, a prvek FN (false negatives) vyjadřuje počet pozitivních výsledků, které byly chybně klasifikovány jako negativní. Obecná matice záměn je znázorněna na obrázku 6.1.[25][26]

		Klasifikace	
		Pozitivní	Negativní
Anotace	Pozitivní	TP	FN
	Negativní	FP	TN

Obr. 6.1: Obecná matice záměn, vytvořeno podle [25].

Z těchto čtyř prvků se dají vypočítat další parametry, které jsou často používány k vyhodnocování algoritmů. Mezi tyto prvky patří specificita, senzitivita, přesnost, pozitivní prediktivní hodnota, negativní prediktivní hodnota a F-skóre.[25][26][27]

Specificita (SP) vyjadřuje schopnost správně rozeznat skutečně negativní (TN) výsledky. Matematicky je vyjádřena vzorcem 6.1[26]

$$SP = \frac{TN}{TN + FP}. \quad (6.1)$$

Senzitivita (SE) vyjadřuje schopnost správně rozeznat skutečně pozitivní (TP) výsledky. Matematicky je vyjádřena vzorcem 6.2[26]

$$SE = \frac{TP}{TP + FN}. \quad (6.2)$$

Přesnost (ACC) vyjadřuje schopnost správně odlišit pozitivní a negativní výsledky. Matematicky je vyjádřena vzorcem 6.3[26]

$$ACC = \frac{TP + TN}{TP + TN + FP + FN}. \quad (6.3)$$

Pozitivní prediktivní hodnota (PPV) vyjadřuje pravděpodobnost, že pozitivní výsledek je skutečně pozitivní. Matematicky je vyjádřena vzorcem 6.4[27]

$$PPV = \frac{TP}{TP + FP}. \quad (6.4)$$

Negativní prediktivní hodnota (NPV) vyjadřuje pravděpodobnost, že negativní výsledek je skutečně negativní. Matematicky je vyjádřena vzorcem 6.5[27]

$$NPV = \frac{TN}{FN + TN}. \quad (6.5)$$

Kombinací předchozích parametrů lze vypočítat tzv. F-score (F1-score), které je vyjádřeno vzorcem 6.6[28]

$$Fscore = 2 \cdot \frac{PPV \cdot SE}{PPV + SE} = \frac{2 \cdot TP}{2 \cdot TP + FP + FN}. \quad (6.6)$$

6.1 Vlastní výsledky

Pro obě poskytnuté databáze záznamů byly matice záměn sestaveny zvlášť, tím pádem byly pro obě databáze zvlášť vypočítány i parametry, které jsou z matice odvozené. Matice záměn mají rozměr 3x3, jelikož jsou klasifikovány 3 třídy srdečního rytmu (rytmus bez fibrilace síní, rytmus s perzistentní fibrilací a rytmus s paroxysmální fibrilací). Součet všech prvků v matici je roven hodnotě $len - N$, kde len je počet záznamů v databázi, a N je počet vyřazených záznamů, viz část. 4. Parametry z této matice s rozměrem 3x3 jsou počítány podle [29]

Matice záměn pro databázi trainingI je znázorněna v tabulce 6.1:

Tab. 6.1: Matice záměn pro databázi trainingI

Anotace ↓ Klasifikace →	Bez FS	Perzistentní FS	Paroxysmální FS
Bez FS	347	77	57
Perzistentní FS	1	137	14
Paroxysmální FS	55	18	23

Parametry, jež se z matice záměn počítají, jsou zaznamenány v tabulce 6.4. Jsou vypočítány pro každý typ rytmu zvlášť.

Tab. 6.2: Úspěšnost detekce v databázi trainingI

	Bez FS	Perzistentní FS	Paroxysmální FS
SP	0,77	0,84	0,89
SE	0,72	0,9	0,24
ACC	0,74	0,85	0,8
PPV	0,86	0,59	0,32
NPV	0,59	0,97	0,89
F-score	0,78	0,71	0,27

Pro databázi trainingII je matice záměn v tabulce 6.3:

Tab. 6.3: Matice záměn pro databázi trainingII

Anotace ↓ Klasifikace →	Bez FS	Perzistentní FS	Paroxysmální FS
Bez FS	131	65	55
Perzistentní FS	12	262	44
Paroxysmální FS	62	35	36

Parametry, jež se z matice záměn počítají, jsou zaznamenány v tabulce 6.4. Jsou opět vypočítány pro každý typ rytmu zvlášť, stejně jako u první databáze.

Tab. 6.4: Úspěšnost detekce v databázi trainingII

	Bez FS	Perzistentní FS	Paroxysmální FS
SP	0,84	0,74	0,83
SE	0,52	0,82	0,27
ACC	0,72	0,78	0,72
PPV	0,64	0,72	0,27
NPV	0,76	0,84	0,83
F-score	0,57	0,77	0,27

Jak lze vyčíst z matic záměn pro obě databáze, detekce paroxysmálních záznamů není příliš úspěšná, více rozebráno bude toto téma v následující části, kde budou výsledky podrobněji rozebrány. Pro porovnání úspěšnosti detekce s paroxysmálními

záznamy a bez nich byly z matice záměn tyto záznamy vynechány, a to jak záznamy anotované, tak i záznamy detekované. Počítané parametry jsou tedy jen pro záznamy bez fibrilace a pro záznamy s perzistentní fibrilací síní.

Matice záměn pro databázi trainingI potom vypadá následovně:

Tab. 6.5: Matice záměn bez paroxysmálních záznamů pro databázi trainingI

Anotace ↓ Klasifikace →	Bez FS	Perzistentní FS
Bez FS	347	77
Perzistentní FS	1	137

Parametry vypočítané z matice záměn 6.5 jsou v tabulce 6.6:

Tab. 6.6: Úspěšnost detekce bez paroxysmálních záznamů v databázi trainingI

	Hodnota parametru
SP	0,82
SE	0,99
ACC	0,86
PPV	0,64
NPV	0,997
F-score	0,78

Obdobně byla sestavena matice záměn bez paroxysmálních záznamů pro databázi trainingII:

Tab. 6.7: Matice záměn bez paroxysmálních záznamů pro databázi trainingII

Anotace ↓ Klasifikace →	Bez FS	Perzistentní FS
Bez FS	131	65
Perzistentní FS	12	262

Parametry vypočítané z matice záměn 6.7 jsou v tabulce 6.8:

Tab. 6.8: Úspěšnost detekce bez paroxysmálních záznamů v databázi trainingII

	Hodnota parametru
SP	0,67
SE	0,96
ACC	0,84
PPV	0,8
NPV	0,92
F-score	0,87

7 Shrnutí výsledků

Nejmenší úspěšnosti dosahuje detekční algoritmus u záznamů anotovaných jako paroxysmální fibrilace síní, a to jak u první, tak u druhé databáze. Pro tyto záznamy je charakteristická jejich proměnlivost, některé záznamy mohou obsahovat hodně krátkých epizod fibrilace, nebo méně dlouhých epizod fibrilace, což se projeví na parametrech záznamu popisovaných v části 5.2 a 5.3 a záznam je chybně klasifikován jako rytmus s perzistentní fibrilací. Mnohem více záznamů v obou databázích ovšem obsahuje kratší paroxysmy, tudíž jsou jeho parametry vyhodnoceny jako parametry záznamu bez fibrilace a záznam je takto klasifikován. To potvrzují i hodnoty z matic záměn 6.1 a 6.3, kde je vidět, že nejčastěji byl paroxysmální záznam klasifikován jako záznam bez fibrilace. Odráží se to i na nízkých hodnotách senzitivity (24% a 27%), pozitivní prediktivní hodnoty (32% a 27%) a F-score (27% a 27%). Zbylé parametry takto nízké nejsou. Tyto nedostatky by se daly odstranit sofistikovanější metodou detekce, například využitím strojového učení, nebo lepší optimalizací výpočtu parametrů detekčního algoritmu, i když byla vyvinuta snaha o co nejlepší optimalizaci. Také by mohlo pomoci vypočítání dalších příznaků a jejich použití v detekčním algoritmu.

U záznamů s perzistentní fibrilací nebo bez fibrilace jsou výsledky mnohem lepší. Například v databázi trainingI je u perzistentních záznamů dosaženo specificity 84% a senzitivity 90%, což jsou v kontextu ostatních hodnot dobré výsledky.

Za úspěch lze pokládat to, že klasifikace rytmu s perzistentní fibrilací jako rytmu bez fibrilace je nejméně častou záměnou. V praxi by tato záměna znamenala největší pochybení, proto je dobré, že se v detekci vyskytuje nejméně (jednou v databázi trainingI, dvanáctkrát v databázi trainingII, obě databáze mají přes 700 záznamů).

Dobrých výsledků dosahuje klasifikace srdečního rytmu, pokud jsou vyřazeny záznamy s paroxysmální fibrilací. Vysoká je zejména senzitivita (99% a 96%) a negativní prediktivní hodnota (99,7% a 92%). Zvedla se i přesnost, a to na 86% u první databáze a na 84% u druhé databáze. Při porovnání počtu záměn rytmů je daleko vícekrát zaměněn rytmus bez fibrilace za rytmus s perzistentní fibrilací. To může být částečně způsobeno tím, že to, že je rytmus anotovaný jako bez fibrilace, ještě neznamená, že je nutně sinusový. Vyskytují se zde například komorové extrasystoly, které mohou všechny užívané parametry (korelační koeficient, CV, RMSSD) negativně ovlivnit. Tato situace by se dala vyřešit použitím jiného příznaku, na který by případná extrasystola neměla vliv či optimalizací používaných parametrů (korelace úseků před QRS komplexem, které jsou si podobné nebo parametry variability tzv. N-N intervalů, které by nebraly v potaz R-R intervaly ovlivněné extrasystolou).

8 Porovnání výsledků s výsledky jiných autorů

8.1 Porovnání s automatickými detektory paroxysmální fibrilace síní

V této části budou výsledky této práce porovnány s výsledky jiných autorů, kteří se zabývali automatickou detekcí paroxysmální fibrilace síní.

Tab. 8.1: Srovnání úspěšnosti automatických detektorů paroxysmální fibrilace síní

	Specificita [%]	Senzitivita [%]	Přesnost [%]
CUI et al.[30]	97,96	97,04	97,78
PARSI et al.[31]	96	96	98
SHASHIKUMAR et al.[16]	95	-	94
Tato práce (obě databáze)	89 ; 83	24 ; 27	80 ; 72

8.2 Porovnání s automatickými detektory perzistentní fibrilace síní

Jelikož byla vyhodnocena přesnost i s vynecháním paroxysmálních záznamů, je možnost výsledky práce srovnat s autory, kteří se zabývali automatickou detekcí perzistentní fibrilace síní.

Tab. 8.2: Srovnání úspěšnosti automatických detektorů perzistentní fibrilace síní

	Specificita [%]	Senzitivita [%]	Přesnost [%]
DASH et al.[32]	95,1	94,4	-
ZHOU et al.[33]	95,07	96,72	96,05
LIAN et al.[34]	95,4	95,9	-
Tato práce (obě databáze)	82 ; 67	99 ; 96	86 ; 84

Závěr

Cílem této bakalářské práce bylo provést rešerši o srdci, jeho arytmiích, o automatické detekci fibrilace a flutteru síní a o databázi, se kterou se pracuje v praktické části. V praktické části bylo cílem navrhnout a realizovat algoritmy pro klasifikaci srdečního rytmu a pro detekci začátků a konců paroxysmální fibrilace a flutteru síní, otestovat je, optimalizovat je a porovnat jejich výsledky s výsledky jiných autorů.

V teoretické části je popsána nejprve anatomie a fyziologie samotného srdce, poté srdeční patologie a je provedena rešerše metod detekce paroxysmální fibrilace a flutteru síní, kde je největší pozornost upřena na metody detekce na základě komorové odezvy.

Praktická část začíná stručným popisem databází signálů EKG, které jsou využívány. Dále je popsán formát používaných dat, je provedena detekce R kmitů a z nich výpočet R-R intervalů.

Následuje výpočet hodnotících parametrů, které jsou využívány později při realizaci samotné detekce. Konkrétně jde o Pearsonův korelační koeficient, který je získán korelací dvou po sobě jdoucích úseků EKG záznamů před QRS komplexem. Úseky jsou dlouhé 275 ms a končí 100 ms před vrcholem QRS komplexu. Další dva parametry vychází z variability R-R intervalů, konkrétně jde o variační koeficient (CV) a střední kvadratickou odchylku následujících intervalů (RMSSD).

Dále je detailně popsán postup samotné klasifikace srdečního rytmu a detekce začátků a konců paroxysmální fibrilace. Vyhodnocení úspěšnosti detekce je provedeno pomocí matice záměn a z ní odvozených parametrů.

Tyto výsledky jsou nakonec diskutovány a porovnány s výsledky jiných autorů, a to jak u detekce paroxysmální, tak i perzistentní fibrilace síní.

Literatura

- [1] ELIŠKA, Oldřich a Miloslava ELIŠKOVÁ. *Systematická, topografická a klinická anatomie: Srdce a cévní systém*. Praha: Karolinum, 1998. ISBN 80-7184-119-6.
- [2] HOLIBKOVÁ, Alžběta a Stanislav LAICHMAN. *Přehled anatomie člověka*. 4. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2006. ISBN 80-244-1480-5.
- [3] ROKYTA, Richard. *Fyziologie a patologická fyziologie: pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing, 2015. ISBN 978-80-247-4867-2.
- [4] KHAN, M. I. Gabriel. *EKG a jeho hodnocení*. Přeložil František KÖLBEL. Praha: Grada, 2005. ISBN 80-247-0910-4.
- [5] HAMPTON, John R. *EKG stručně, jasně, přehledně*. Praha: Grada, 2013. ISBN 978-80-247-4246-5.
- [6] BENNETT, David H. *Srdeční arytmie: praktické poznámky k interpretaci a léčbě*. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-5134-4.
- [7] LUKL, Jan. *Fibrilace síní*. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-2768-4.
- [8] ASCHERMANN, Michael, Petr WIDIMSKÝ, Josef VESELKA, Aleš LINHART a Jiří KRUPÍČKA. *Kardiologie*. Praha: Galén, 2004. ISBN 80-7262-290-0.
- [9] KENNEDY, Alan, Dewar D. FINLAY, Daniel GULDENRING, Raymond R. BOND, Kieran MORAN a James MCLAUGHLIN. Automated detection of atrial fibrillation using R-R intervals and multivariate-based classification. *Journal of Electrocardiology* [online]. 2016, 49(6), 871-876 [cit. 2021-12-12]. ISSN 00220736. Dostupné z: doi:10.1016/j.jelectrocard.2016.07.033
- [10] LIU, Chengyu, Julien OSTER, Erik REINERTSEN, Qiao LI, Lina ZHAO, Shamim NEMATI a Gari D CLIFFORD. A comparison of entropy approaches for AF discrimination. *Physiological Measurement* [online]. 2018, 39(7) [cit. 2021-12-12]. ISSN 1361-6579. Dostupné z: doi:10.1088/1361-6579/aacc48
- [11] MARŠÁNOVÁ, Lucie, Andrea NĚMCOVÁ, Radovan SMÍŠEK, Martin VÍTEK a Lukáš SMITAL. Advanced P Wave Detection in Ecg Signals During Pathology: Evaluation in Different Arrhythmia Contexts. *Scientific Reports* [online]. 2019, 9(1) [cit. 2021-12-13]. ISSN 2045-2322. Dostupné z: doi:10.1038/s41598-019-55323-3

- [12] KENNEDY, Alan, Dewar D FINLAY, Daniel GULDENRING, Raymond BOND a James MCLAUGHLIN. The accuracy of beat-interval based algorithms for detecting atrial fibrillation. In: *2015 Computing in Cardiology Conference (CinC)* [online]. IEEE, 2015, 2015, s. 893-896 [cit. 2021-12-16]. ISBN 978-1-5090-0685-4. Dostupné z: doi:10.1109/CIC.2015.7411055
- [13] DASH, S., K. H. CHON, S. LU a E. A. RAEDER. Automatic Real Time Detection of Atrial Fibrillation. *Annals of Biomedical Engineering* [online]. 2009, 37(9), 1701-1709 [cit. 2021-12-27]. ISSN 0090-6964. Dostupné z: doi:10.1007/s10439-009-9740-z
- [14] TANG, Sung-Chun, Pei-Wen HUANG, Chi-Sheng HUNG, et al. Identification of Atrial Fibrillation by Quantitative Analyses of Fingertip Photoplethysmogram. *Scientific Reports* [online]. 2017, 7(1) [cit. 2021-12-28]. ISSN 2045-2322. Dostupné z: doi:10.1038/srep45644
- [15] CHAO HUANG, SHUMING YE, HANG CHEN, DINGLI LI, FANGTIAN HE a YUEWEN TU. A Novel Method for Detection of the Transition Between Atrial Fibrillation and Sinus Rhythm. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 2011, 58(4), 1113-1119 [cit. 2021-12-29]. ISSN 0018-9294. Dostupné z: doi:10.1109/TBME.2010.2096506
- [16] SHASHIKUMAR, Supreeth P., Amit J. SHAH, Gari D. CLIFFORD a Shamim NEMATI. Detection of Paroxysmal Atrial Fibrillation using Attention-based Bidirectional Recurrent Neural Networks. In: *Proceedings of the 24th ACM SIGKDD International Conference on Knowledge Discovery & Data Mining* [online]. New York, NY, USA: ACM, 2018, 2018-07-19, s. 715-723 [cit. 2022-05-22]. ISBN 9781450355520. Dostupné z: doi:10.1145/3219819.3219912
- [17] The 4th China Physiological Signal Challenge 2021: Paroxysmal Atrial Fibrillation Events Detection from Dynamic ECG Recordings. *The 10th International Conference on Biomedical Engineering and Biotechnology (ICBEB 2021)* [online]. 2021 [cit. 2021-12-30]. Dostupné z: <http://2021.icbeb.org/CPSC2021>
- [18] PhysioBank Annotations. *PhysioNet* [online]. [cit. 2021-12-30]. Dostupné z: <https://archive.physionet.org/physiobank/annotations.shtml>
- [19] SILVA, Ikaro a George B. MOODY. An Open-source Toolbox for Analysing and Processing PhysioNet Databases in MATLAB and Octave. *Journal of Open Research Software* [online]. 2014, 2 [cit. 2022-05-06]. ISSN 2049-9647. Dostupné z: doi:10.5334/jors.bi

- [20] GOLDBERGER, Ary L., Luis A. N. AMARAL, Leon GLASS, et al. PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet. *Circulation* [online]. 2000, 101(23) [cit. 2022-05-06]. ISSN 0009-7322. Dostupné z: doi:10.1161/01.CIR.101.23.e215
- [21] SMITAL, Lukas, Lucie MARSANOVA, Radovan SMISEK, Andrea NEMCOVA a Martin VITEK. *Robust QRS Detection Using Combination of Three Independent Methods* [online]. In: . 2020-12-30, s. - [cit. 2022-05-07]. Dostupné z: doi:10.22489/CinC.2020.100
- [22] FISHER, Ronald Aylmer. *Statistical methods for research workers*. 13th ed., rev. Edinburgh: Oliver and Boyd, 1958. Biological monographs and manuals.
- [23] KENDALL, Maurice G. *The advanced Theory of Statistics: with 16 Illustr. and 79 Tables*. London: Charles Griffin & Co., 1943.
- [24] PRESS, W., W. VETTERLING, S. A. TEUKOLSKY a B. P. FLANNERY. *Numerical recipes in C the art of scientific computing*. Cambridge: University Press, 1996. ISBN 0-521-43108-5.
- [25] SHULTZ, Thomas R., Scott E. FAHLMAN, Susan CRAW, et al. Confusion Matrix. SAMMUT, Claude a Geoffrey I. WEBB, ed. *Encyclopedia of Machine Learning* [online]. Boston, MA: Springer US, 2010, 2011, s. 209-209 [cit. 2022-05-17]. ISBN 978-0-387-30768-8. Dostupné z: doi:10.1007/978-0-387-30164-8_157
- [26] BARATLOO, A., Hosseini M, Negida A, El Ashal G. Part 1: Simple Definition and Calculation of Accuracy, Sensitivity and Specificity. *Emerg (Tehran)*. [online]. 2015;3(2):48-49. [cit. 2022-05-17]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4614595/>
- [27] CARVAJAL, D. N. a P. C. ROWE. Research and Statistics: Sensitivity, Specificity, Predictive Values, and Likelihood Ratios. *Pediatrics in Review* [online]. 2010, 31(12), 511-513 [cit. 2022-05-17]. ISSN 0191-9601. Dostupné z: doi:10.1542/pir.31-12-511
- [28] KORSTANJE, J. The F1 score. *Towards Data Science* [online]. [cit. 2022-05-18]. Dostupné z: <https://towardsdatascience.com/the-f1-score-bec2bbc38aa6>
- [29] BELEITES, Claudia, Reiner SALZER a Valter SERGO. Validation of soft classification models using partial class memberships: An extended concept of sensitivity & co. applied to grading of astrocytoma tissues. *Chemometrics and Intelligent Laboratory Systems* [online]. 2013, 122, 12-22 [cit. 2022-05-20]. ISSN 01697439. Dostupné z: doi:10.1016/j.chemolab.2012.12.003

- [30] CUI, Xingran, Emily CHANG, Wen-Hung YANG, Bernard JIANG, Albert YANG a Chung-Kang PENG. Automated Detection of Paroxysmal Atrial Fibrillation Using an Information-Based Similarity Approach. *Entropy* [online]. 2017, 19(12) [cit. 2022-05-22]. ISSN 1099-4300. Dostupné z: doi:10.3390/e19120677
- [31] PARSI, Ashkan, Martin GLAVIN, Edward JONES a Dallan BYRNE. Prediction of paroxysmal atrial fibrillation using new heart rate variability features. *Computers in Biology and Medicine* [online]. 2021, 133 [cit. 2022-05-22]. ISSN 00104825. Dostupné z: doi:10.1016/j.compbimed.2021.104367
- [32] DASH, S., K. H. CHON, S. LU a E. A. RAEDER. Automatic Real Time Detection of Atrial Fibrillation. *Annals of Biomedical Engineering* [online]. 2009, 37(9), 1701-1709 [cit. 2022-05-23]. ISSN 0090-6964. Dostupné z: doi:10.1007/s10439-009-9740-z
- [33] ZHOU, Xiaolin, Hongxia DING, Benjamin UNG, Emma PICKWELL-MACPHERSON a Yuanting ZHANG. Automatic online detection of atrial fibrillation based on symbolic dynamics and Shannon entropy. *BioMedical Engineering OnLine* [online]. 2014, 13(1) [cit. 2022-05-23]. ISSN 1475-925X. Dostupné z: doi:10.1186/1475-925X-13-18
- [34] LIAN, Jie, Lian WANG a Dirk MUESSIG. A Simple Method to Detect Atrial Fibrillation Using RR Intervals. *The American Journal of Cardiology* [online]. 2011, 107(10), 1494-1497 [cit. 2022-05-23]. ISSN 00029149. Dostupné z: doi:10.1016/j.amjcard.2011.01.028