



**VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ**

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH  
TECHNOLOGIÍ**

**ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ**

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION  
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

## **ANALÝZA RYTMU Z INTERVALŮ RR**

AN ARRHYTHMIA CLASSIFICATION BASED ON RR INTERVAL

**BAKALÁŘSKÁ PRÁCE**

BACHELOR'S THESIS

**AUTOR PRÁCE**

AUTHOR

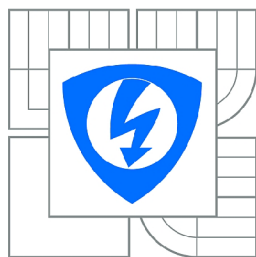
**JIŘÍ NOVOTNÝ**

**VEDOUCÍ PRÁCE**

SUPERVISOR

**doc. Ing. JIŘÍ KOZUMPLÍK, CSc.**

BRNO 2013



VYSOKÉ UČENÍ  
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky  
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

# Bakalářská práce

bakalářský studijní obor  
Biomedicínská technika a bioinformatika

**Student:** Jiří Novotný

**ID:** 138946

**Ročník:** 3

**Akademický rok:** 2012/2013

**NÁZEV TÉMATU:**

## Analýza rytmu z intervalů RR

**POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:**

1) Prostudujte problematiku klasifikace arytmií, založenou na posloupnosti měřených intervalů RR. 2) Vyberte a v prostředí Matlab realizujte detektor komplexů QRS pro získání posloupnosti intervalů RR. 3) Ověřte funkčnost detektoru a zhodnoťte jeho spolehlivost. 4) Popište algoritmus klasifikace arytmií vycházející z intervalů RR a realizujte ho. 5) Ověřte spolehlivost klasifikace na reálných signálech EKG.

**DOPORUČENÁ LITERATURA:**

[1] RANGAYYAN, R.M.: Biomedical Signal Analysis. A Case-Study Approach. IEEE Press, John Wiley & Sons, 2002, ISBN 0-471-20811-6  
[2] SORNMO, L., LAGUNA, P.: Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications. Elsevier Academic Press, 2005.

**Termín zadání:** 11.2.2013

**Termín odevzdání:** 31.5.2013

**Vedoucí práce:** doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.

**Konzultanti bakalářské práce:**

**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**

Tato bakalářská práce řeší problematiku automatické klasifikace srdečního rytmu, založené na posloupnosti RR intervalů. Její teoretická část se zabývá charakteristikou arytmii, které byly klasifikovány, a principy detektorů a klasifikátorů použitých v této práci. V praktické části byl v Matlabu realizován detektor komplexů QRS založený na výpočtu obálky EKG signálu. Dále byl vytvořen algoritmus ke klasifikaci arytmii na základě analýzy RR intervalů. Spolehlivost detektoru a účinnost klasifikátoru byla ověřena na standardní databázi CSE. Senzitivita detektoru byla 98,28% a jeho pozitivní prediktivní hodnota byla 98,38%. Diagnózy realizovaného klasifikátoru se v 73,17% shodovaly s diagnózami kardiologů.

## **Klíčová slova**

EKG signál, R vlna, detektor R vln, standardní databáze CSE, komorová bigeminie, komorová trigeminie, komorové kuplety, komorová tachykardie, komorový flutter/fibrilace, srdeční blok II. stupně, sinusová tachykardie, sinusová bradykardie

## **Abstract**

This bachelor's thesis deals with automatic classification of cardiac rhythm based on the sequence of RR intervals. The theoretical part deals both with characteristics of arrhythmias, which have been classified and the principles of the detectors and classifiers used in this thesis. In the practical part, the QRS detector based on the calculation of the envelope of the ECG signal was realized in Matlab. Furthermore, the algorithm classifying arrhythmias based on the analysis of RR intervals was created. The reliability of the detector and the efficiency of the classifier was tested on the standard database CSE. The sensitivity of the detector was 98,28% and its positive predictive value was 98,38%. The diagnoses of the implemented classifier concurred in 73,17% with the cardiologists' diagnoses.

## **Keywords**

ECG signal, R wave, R wave detector, CSE standard database, ventricular bigeminy, ventricular trigeminy, ventricular couplets, ventricular tachycardia, ventricular flutter/fibrillation, 2° heart block, sinus tachycardia, sinus bradycardia

### **Bibliografická citace**

Novotný, J. *Analýza rytmu z intervalů RR*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2013. 47 s. Vedoucí bakalářské práce doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci na téma Analýza rytmu z intervalů RR jsem vypracoval 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 práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujícího autorského zákona číslo 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne

.....  
Jiří Novotný

## **Poděkování**

Děkuji vedoucímu mé bakalářské práce doc. Ing. Jiřímu Kozumplíkovi, CSc., za odborné rady a odbornou pomoc při jejím vypracování. Dále bych chtěl poděkovat ještě Ing. Martinovi Vítkovi, Ph.D., za poskytnutí jeho detektoru komplexu QRS.

V Brně dne

.....  
Jiří Novotný

# Obsah

1	Úvod.....	8
2	Elektrokardiogram.....	9
2.1	Vliv artefaktů.....	9
2.1.1	Artefakty ve vztahu k registraci záznamu.....	9
2.1.2	Artefakty ve spojení s registračním přístrojem.....	10
2.1.3	Artefakty způsobené vyhodnocovacím přístrojem.....	10
2.2	Popis EKG.....	10
3	Detektory R vln.....	12
3.1	Realizovaný detektor.....	12
3.1.1	Předzpracování.....	12
3.1.2	Vlastní detekce.....	13
3.2	Převzatý detektor.....	14
3.2.1	Vlnková transformace (WT).....	15
3.3	Testování účinnosti realizovaného detekčního algoritmu.....	16
4	Arytmie.....	22
4.1	Techniky klasifikace arytmií.....	22
4.2	Seznámení s klasifikovanými arytmiemi.....	23
4.2.1	Komorová bigeminie.....	23
4.2.2	Komorová trigeminie.....	24
4.2.3	Komorové kuplety.....	24
4.2.4	Komorová tachykardie (KT).....	25
4.2.5	Komorový flutter.....	26
4.2.6	Komorová fibrilace.....	26
4.2.7	Srdeční blok II. stupně.....	27
4.2.8	Komorové extrasystoly.....	28
4.2.9	Sinusová tachykardie.....	29
4.2.10	Sinusová bradykardie.....	30
4.3	Princip realizované metody.....	30
4.3.1	Předzpracování.....	31
4.3.2	Detekce komplexů QRS.....	32

4.3.3	Klasifikace arytmičických cyklů .....	33
4.3.4	Detekce a klasifikace arytmičických epizod .....	33
4.4	Další metoda klasifikace arytmičických cyklů .....	34
4.5	Ověření spolehlivosti klasifikace .....	36
5	Závěr .....	41
	Použité zkratky .....	42
	Seznam obrázků .....	43
	Seznam tabulek .....	44
	Seznam použité literatury .....	45
	Seznam příloh.....	47

# 1 Úvod

V dnešní době vzhledem k prodlužování průměrného věku, častým stresovým situacím a nesprávné životosprávě narůstá počet kardiovaskulárních onemocnění, k jejichž diagnóze pomáhá analýza EKG křivky. Proto vyvstává potřeba automatické klasifikace EKG záznamu. V teoretické části jsou představeny jednotlivé typy komorových arytmií a charakteristika EKG křivky.

V úvodní části bude provedena detekce pozic jednotlivých R vln v záznamech EKG. V této práci je pracováno se dvěma detektory. Jeden je přímo realizován a druhý je převzat od Ing. Martina Vítka, Ph.D. Převzatý detektor je založen na výpočtu vlnkové transformace, kdežto realizovaný detekční algoritmus je založen na výpočtu obálky analyzovaného signálu. Ve vlastní klasifikaci arytmií je použit modernější převzatý detekční algoritmus.

Dalším krokem praktické části bude získání RR intervalů (srdečních cyklů), které budou vypočítány pomocí pozic jednotlivých komorových komplexů a vzorkovací frekvence. Dále následuje klasifikace jednotlivých srdečních cyklů do tří arytmiických a jedné fyziologické kategorie. Posledním krokem praktické části této bakalářské práce bude detekce a klasifikace jednotlivých arytmiických epizod v záznamech EKG, což bude provedeno porovnáním po sobě jdoucích oklasifikovaných srdečních cyklů se shluky srdečních cyklů, jejichž výskyt určuje jednotlivé komorové arytmie.

## 2 Elektrokardiogram

Elektrokardiogram je záznam elektrické aktivity srdce. V EKG záznamu snímáme rozdíl elektrických potenciálů, které měříme mezi určitými místy na povrchu lidského těla, kde jsou umístěny elektrody. Velikost těchto potenciálů se udává v milivoltech. EKG můžeme jednoduše snímat povrchovými elektrodami, které umísťujeme na hrudník a na obě horní i dolní končetiny. Elektrokardiografický záznam běžně tvoří 12 svodů, které je-li to nezbytně nutné, lze doplnit ještě dalšími svody. 12 základních svodů se skládá ze tří končetinových svodů (Einthovenovy svody), tří unipolárních končetinových svodů (Goldbergvy svody) a šesti unipolárních hrudních svodů (Wilsonovy svody).

Kromě těchto základních svodů existuje možnost doplnit EKG záznamy z dalších svodů. Mezi svody, které se běžně nepoužívají, patří tři unipolární hrudní svody zadní, čtyři pravostranné unipolární svody hrudní, šest etážových unipolárních hrudních svodů a jícnové neboli ezofageální svody. Zajímavost jícnového svodu spočívá v připojení unipolární elektrody, snímající EKG ze zadní strany srdce, na kabel některého z hrudních svodů [8], [11].

### 2.1 Vliv artefaktů

Při snímání elektrokardiografického záznamu z jakéhokoliv svodu může být signál kromě šumu rušen ještě několika typy artefaktů. Artefakty jsou rušivé elementy v EKG záznamu, které komplikují vyhodnocení zkoumaného EKG. Mezi artefakty například patří pohyby pacienta, u kterého je tento záznam snímán. V nejzazším případě může výskyt těchto artefaktů vést až k chybnému stanovení diagnózy lékařem. Rozpoznání artefaktů vyskytujících se v záznamu je mnohem jednodušší pro zkušeného lékaře než pro automatický detektor. Z tohoto důvodu je také větší pravděpodobnost stanovení chybné diagnózy při výskytu artefaktů na EKG záznamech, které jsou hodnoceny automatickými klasifikátory.

V praxi se rozlišují tři typy artefaktů. Jedná se o artefakty ve vztahu k registraci záznamu, artefakty ve spojení s registračním přístrojem a artefakty způsobené vyhodnocovacím přístrojem.

#### 2.1.1 Artefakty ve vztahu k registraci záznamu

Tento typ artefaktu nejčastěji vzniká u Holterovského záznamu, protože je snímán nejen za klidového režimu, ale i za zvýšené tělesné aktivity. U zvýšené aktivity je přítomno pocení, které mění vodivé vlastnosti kůže. Prevencí výskytu těchto artefaktů je pečlivá příprava pokožky a přilepení elektrod. Těmto artefaktům, které zhoršují čitelnost EKG záznamu, lze předejít porovnáním jednoho svodu s ostatními, kvůli menší pravděpodobnosti výskytu daného artefaktu ve všech svodech najednou.

Další jevy, které mohou způsobit artefakty náležející do této skupiny, jsou kontrakce hrudní svaloviny. Těm lze předejít umístěním snímacích elektrod nad sternum a žebra.

### **2.1.2 Artefakty ve spojení s registračním přístrojem**

U záznamu, který se pořizuje na kazetu, existuje možnost výskytu artefaktů zapříčiněných nepravidelnými otáčkami. Při pomalejším převíjení pásky (z důvodu slabé baterie nebo umístění zařízení v chladném prostředí), může dojít k tzv. tachykardizaci (zrychlení záznamu), která se projevuje na EKG záznamech zkrácením komorových komplexů a intervalů PR a PQ. V opačném případě se jedná o tzv. bradykardizaci, která způsobuje rozšíření QRS komplexů. Další možností vzniku artefaktů tohoto typu je špatná demagnetizace kazety před jejím použitím u jiného záznamového přístroje.

Dalším artefaktem patřícím do této skupiny může být dvojitý záznam. Tento typ artefaktu vzniká po nedostatečném odstranění předchozího záznamu, což může způsobovat falešnou tachykardii.

### **2.1.3 Artefakty způsobené vyhodnocovacím přístrojem**

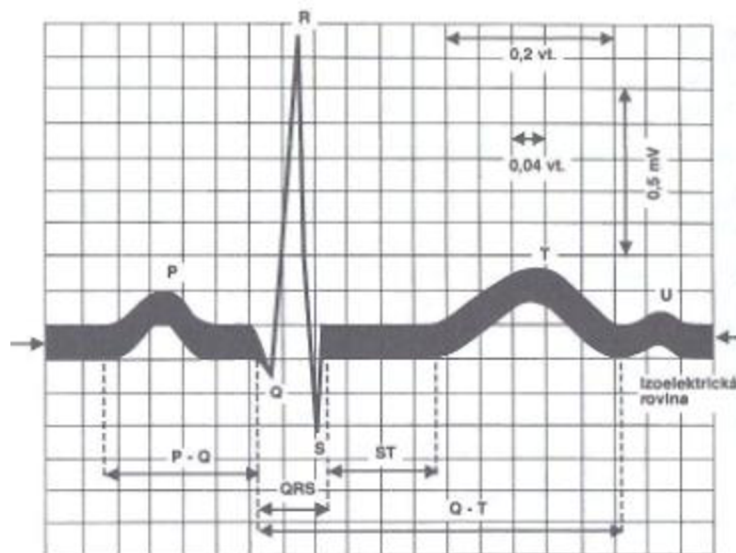
Výskyt artefaktů tohoto typu není příliš častý. Tyto problémy se vyskytují hlavně u automatického čtení záznamu. Objevují se za podmínky, že je kazeta s EKG záznamem čtena pozpátku. Hlavním důsledkem tohoto artefaktu je fakt, že záznam nemusí být vždy okamžitě pochopitelný [2].

## **2.2 Popis EKG**

Záznam fyziologického EKG je tvořen vlnou P, komplexem QRS a vlnou T, jak můžeme vidět na Obr. 2.1.

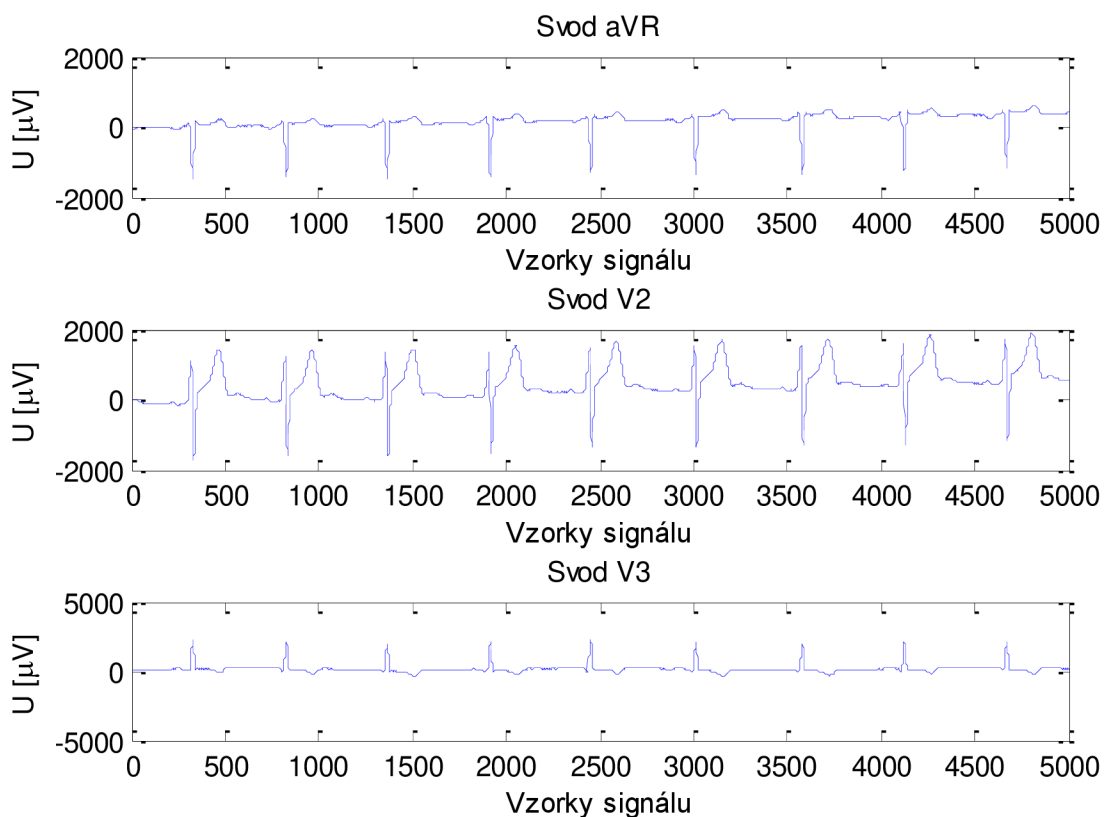
Jednotlivé vlny a kmity na záznamu EKG představují elektrické děje v srdci. Mezi tyto elektrické srdeční děje patří depolarizace a repolarizace jak síní, tak i komor. Vlna P na elektrokardiogramu představuje depolarizaci síní, komplex QRS na EKG záznamu reprezentuje depolarizaci komor se skrytou repolarizací síní a vlna T na elektrokardiogramu zastupuje repolarizaci komor [5], [11].





Obr. 2.1 Ideální cyklus EKG, převzato z [2]

Na Obr. 2.2 je EKG záznam z více svodů, který má k dispozici lékař při snímání elektrické aktivity srdce z pacientů. Pojmem reálný záznam je myšlen takový EKG záznam, ve kterém se vyskytují složky šumu, jako jsou například drift a brum u svodu V2.



Obr. 2.2 Reálný záznam EKG, signál číslo 80 z databáze CSE

### 3 Detektory R vln

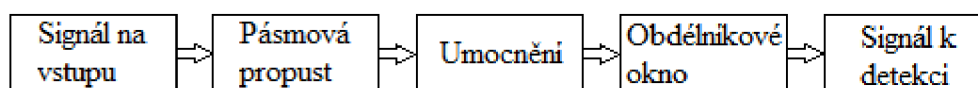
Pro detekci jednotlivých depolarizací komor neboli v EKG záznamu komplexů QRS a hlavně jeho nejvýraznější složky R vlny, jsou používány 2 detekční algoritmy. První z nich je založen na zvýraznění frekvenčního pásma, ve kterém se běžně vyskytuje komplex QRS a na následném výpočtu obálky analyzovaného signálu. Druhý detektor je založen na výpočtu vlnkové transformace.

#### 3.1 Realizovaný detektor

Popis detekčního algoritmu, který byl realizován v prostředí Matlab, bude rozdělen do dvou fází. První fáze se bude zabývat získáním signálu pro samotnou detekci. Tato fáze byla nazvána předzpracování a druhá fáze se pak týká samotné detekce. Realizovaný detektor je přiložen jako matlabovská funkce s názvem DetektorQRS.m.

##### 3.1.1 Předzpracování

Typ detektoru R vln, který byl realizován, nepatří mezi nejsložitější. I přestože není zcela univerzální, jak bude v dalším textu zmíněno, je v praxi hojně využíván. Tento typ detekčního algoritmu, který je založen na výpočtu obálky EKG signálu, je zmiňován v řadě publikací. Některé z nich byly prostudovány a citovány v této práci. Základní blokové schéma tohoto předzpracování je následující:



Obr. 3.1 Schéma předzpracování, převzato z [9]

Podle schématu na Obr. 3.1 je na vstup filtru typu pásmová propust přiveden EKG signál, u kterého má detekční algoritmus v následující fázi vlastní detekce detekovat jednotlivé R vlny. Filtr typu pásmová propust slouží pro zobrazení pouze určitého frekvenčního pásma signálu. Tento typ filtru je použit proto, že QRS komplex se nevyskytuje pouze na jedné frekvenci, nýbrž v relativně úzkém pásmu, které má dolní mezní frekvenci 10 Hz a horní mezní frekvenci kolem 25 Hz [9].

Další blok, který následuje za filtrem typu pásmové propusti je umocnění na druhou. Jako vstup pro umocnění slouží signál, který je získán po filtraci pásmovou propustí. Toto umocnění je realizováno prvek po prvku, slouží ke zvýraznění rozdílů mezi šumovými složkami a signálovou složkou, po průchodu filtrem typu pásmová propust, a vede k snazší a spolehlivější detekci R vln v EKG záznamu. Výstupem bloku umocnění je signál, který je přiveden jako vstupní signál do následujícího bloku filtrace pomocí obdélníkového okna [1].

Poslední krok před samotnou detekcí je filtrace zpracovaného EKG záznamu obdélníkovým oknem. Důsledkem filtrace tohoto typu je „vyhlazení“ analyzovaného signálu. Jedná se o krok s cílem eliminovat zákmity na analyzovaném signálu, které by v průběhu samotné detekce mohly způsobovat falešné detekce [4], [10].

### 3.1.2 Vlastní detekce

Detekce u realizovaného detektoru je založena na detekci hodnot, které jsou nad určitou prahovou hodnotou, na signálech, které jsou výstupem předzpracování popisovaného v předchozích odstavcích. Možností, jak si vybrat určitou prahovou hodnotu je více. Prahová hodnota pro detekci by mohla být nastavena na pevnou hodnotu podle výsledků předzpracování. Tento postup by zdaleka nefungoval u všech EKG signálů, protože jednotlivé elektrokardiografické záznamy se mezi sebou liší výškou jednotlivých vln. Metoda pevného prahu by se nedala použít ani na všechny svody jednoho EKG záznamu, protože každá snímací elektroda je umístěna na trochu odlišných místech lidského těla a díky tomu zaznamenávají různou velikost jednotlivých vln [4].

U realizovaného detektoru byl použit násobek směrodatné odchylky jako prahová hodnota pro detekci R vln, která byla vypočítána aplikací jednoduché matlabovské funkce `std` na analyzovaný EKG záznam. Ani tato metoda ovšem není bez nebezpečí falešných detekcí nebo nedetekování komplexu QRS. V analyzovaném signálu se může vyskytovat jedna nebo více odlehlých hodnot, které se výrazně promítnou do velikosti směrodatné odchylky. Takto zvýšená hodnota směrodatné odchylky může způsobit nedetekování některých R vln. Falešně pozitivní detekce jsou naopak způsobeny malými rozdíly mezi užitečnou a šumovou složkou vyskytujícími se vybraném frekvenčním pásmu pomocí filtru typu pásmová propust. Nejsou-li mezi oběma složkami patrné rozdíly, není zvýraznění signálu umocněním tak účinné.

Detekční algoritmus vyhledává ve vypočítané obálce signálu nadprahové hodnoty. Pozice těchto nadprahových hodnot jsou shlukovány do jednotlivých intervalů. Jednotlivé intervaly pozic nadprahových hodnot tvoří pozice prvků větších než práh, jejichž rozdíl činí 1 vzorek. Tyto intervaly se pak aplikují na vstupní signál, který je pouze zbavený kolísavé nulové izolinie (odstranění driftu). V takto rozděleném vstupním signálu jsou v jednotlivých intervalech vyhledávána lokální maxima, která odpovídají vlastním R vlnám.

Po ukončení samotné detekce provede detekční algoritmus ještě několik typů ošetření detekovaných R vln. Prvním z nich je zanedbání R vlny, která je detekována v prvních třiceti vzorcích EKG záznamu, aby nebyla detekována „neúplná“ R vlna. Vznik této „neúplné“ R vlny je způsoben zapnutím EKG záznamu v době komorového komplexu QRS. Totožné opatření bylo ze stejného důvodu aplikováno i na posledních 30 vzorků EKG záznamu. Poslední opatření použité u detekčního algoritmu spočívá v uvažování refrakterní fáze srdce (200 ms), což je fáze, kdy po detekovaném komplexu QRS nelze podráždit myokard dalším elektrickým impulsem.

Posledním úkonem, který provádí tento detekční algoritmus je prosté vykreslení prahové přímky a vykreslení jednotlivých R vln ať již detekovaných v předchozích krocích nebo těch referenčních, které byly později použity k testování účinnosti tohoto detekčního algoritmu.

Grafické ukázky detekce R vln budou přiloženy až v kapitole Testování účinnosti realizovaného detekčního algoritmu na straně 16, kde jsou řešeny veškeré situace, které při srovnání výsledků používaného detektoru s referenčními pozicemi mohou nastat.

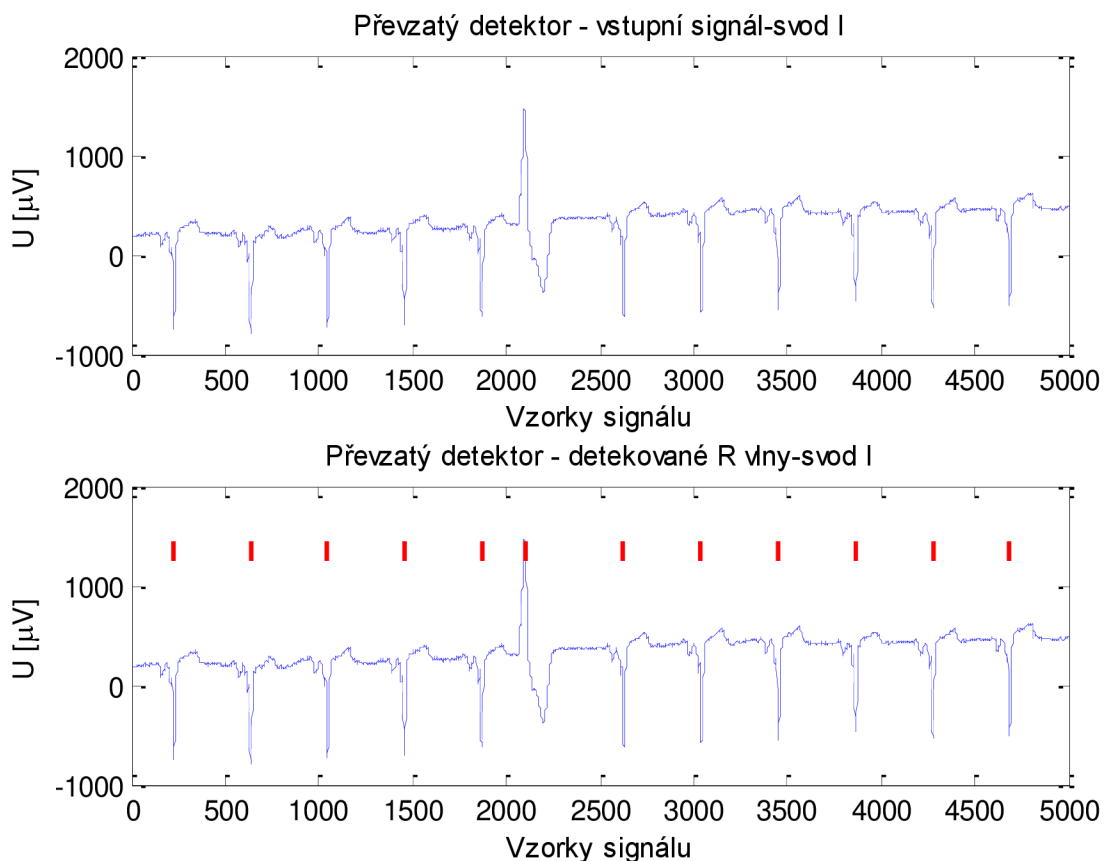
## 3.2 Převzatý detektor

Detektor, který jsem převzal od Ing. Martina Vítka, Ph.D., je založen na výpočtu vlnkové transformace. Převzatý detektor je přiložen jako matlabovský soubor s názvem QRSdetektor\_global.m.

První, co tento detekční algoritmus udělá při pracovním postupu je transformace signálu do měřítka 15 za předpokladu vzorkovací frekvence 500 Hz. Pokud by byl EKG záznam navenkován s jinou vzorkovací frekvencí než je 500 Hz, tak se musí měřítka přepočítat, aby se nové pásmo co nejvíce blížilo k pásmu o velikosti 15. Pro korekci zkreslení na počátku i na konci signálu se používá konvoluce zpracovávaného EKG záznamu s příslušnou vlnkou typu bior 1.5.

Realizace detekce maxim z jednotlivých komplexů QRS začíná v transformovaném elektrokardiografickém záznamu hledáním dvojice blízkých extrémů, z nichž jeden musí mít záporné znaménko a druhý kladné znaménko. Aby algoritmus takové extrémy zaznamenal, musí být v absolutní hodnotě větší než násobek zadaného prahu. Práh je stejně jako v případě realizovaného detekčního algoritmu stanoven jako násobek směrodatné odchylky. Další podmínkou pro detekci těchto extrémů je jejich časová vzdálenost. Aby se mohlo jednat o část komorového komplexu QRS, nesmí jejich časová vzdálenost přesahovat 120 ms. Tato doba je použita proto, že se jedná o hranici trvání fyziologického komplexu QRS. Výsledná poloha komplexu QRS se určuje jako poloha průchodu nulovou hladinou mezi oběma extrémy. Výsledné polohy QRS komplexů jsou takové, na kterých se komorové komplexy vyskytují ve všech analyzovaných svodech daného EKG záznamu [15].

Na Obr. 3.2 můžeme vidět příklad detekce komorových komplexů QRS na záznamu EKG číslo 40, který byl náhodně vybrán ze školní databáze CSE. U tohoto detekčního algoritmu nebyla v této práci testována účinnost, protože se jedná o již dříve ověřený detektor. Z tohoto důvodu nebude v následujícím textu znázorněno více příkladů detekce komorových komplexů převzatým detekčním algoritmem.



Obr. 3.2 Ukázka detekce komplexů QRS převzatého detektoru na signálu číslo 40 z CSE

### 3.2.1 Vlnková transformace (WT)

Vlnková transformace je typem analýzy všech signálů, které mohou být označovány jako přechodné, přerušované, neperiodické a podobně. Díky této transformaci vzniklo mnoho metod zpracování a analýzy signálů. Jedná se o typ transformací, které patří mezi diskrétní lineární transformace, a které mají shodné charakteristické vlastnosti, ale liší se rozdílným tvarem používaných funkcí. WT lze obecně použít jako alternativu ke klasickým transformacím.

Od klasických transformací se tento typ transformace liší vlastností, která má za následek, že jakákoliv hodnota spektra, na kterou byl použit daný typ vlnky, není ovlivněna celým úsekem analyzovaného signálu, ale pouze tou částí, ve které má daná vlnka pouze nenulové hodnoty. V ostatních úsecích signálu ovšem není podmínkou, aby tyto hodnoty byly nulové, ale oproti úseku s nenulovými hodnotami jsou hodnoty, které se vyskytují v ostatních úsecích signálu zanedbatelně malé. Při WT je úplnost informace nesené v signálu plně zachována, protože analyzovaný signál je po částech pokryt jednotlivými báзовými vlnkami.

V současnosti lze tuto metodu použít například pro analýzu finančních indexů, monitoring činnosti srdce, při kompresi videa a v mnoha dalších oblastech [3], [6].

### 3.3 Testování účinnosti realizovaného detekčního algoritmu

Zkoumání účinnosti detektoru je založeno na výpočtu senzitivity, pro kterou bude v dalším textu zavedena zkratka Se, a pozitivní prediktivní hodnoty, která bude označována jako  $P^+$ .

Pro posuzování účinnosti a spolehlivosti realizovaného detekčního algoritmu byly jako referenční hodnoty použity výsledky diplomové práce z roku 2009 na téma Detekce komplexů QRS s využitím vlnkové transformace [7]. Testování bylo prováděno na 123 třísvodových elektrokardiografických záznamech ze školní standardní databáze CSE pro svody značené I, II a III. Používaná databáze obsahuje sice 125 záznamů, ale ve výše zmiňované práci byly hodnoceny pouze pozice komorových komplexů QRS na 123 signálech, protože signály číslo 67 a 70 jsou sejmuty od pacientů s implantovaným kardiostimulátorem.

V souboru hodnot, které byly považovány za referenční, bylo detekováno na 123 EKG záznamech celkem 1453 R vln pro jeden svod. Realizovaný algoritmus ve svodech I, II a III nadetekoval celkem 4354 R vln. Při porovnání s referenčními hodnotami se R vlny detekované realizovaným algoritmem dělí do tří kategorií. Do první kategorie – True Positive (TP) byly zařazeny veškeré pozice R vln, které se vyskytují v intervalu <referenční pozice - 30; referenční pozice + 30>. Číselné hodnoty v intervalu jsou udávány ve vzorcích a jsou považovány za referenční. Druhou kategorií, která obsahuje pozice R vln detekovaných testovaným detekčním algoritmem, se nazývá False Positive (FP). Do této skupiny patří pozice všech R vln, které se nevešly do intervalu, který je uveden u kategorie TP. Poslední z těchto tří kategorií má název False Negative (FN). Tato skupina obsahuje pozice všech R vln, které se objevovaly v referenčních hodnotách, ale testovaný detektor je nedetekoval v již zmíněném intervalu, který byl definován u skupiny TP.

Z celkového počtu 4354 R vln detekovaných testovaným detekčním algoritmem na svodech I, II a III, splňovalo kritéria pro přiřazení do kategorie TP 4284 pozic R vln. Do druhé kategorie FP bylo přiřazeno celkem 70 pozic R vln. Do poslední kategorie FN bylo přiřazeno 75 pozic R vln, které testovaný detektor nezachytil. Pomocí dvou jednoduchých výpočtů, které jsou níže uvedeny, byla provedena kontrola, že při tomto hodnocení nebyla přehlédnuta žádná pozice ani v pozicích referenčních QRS komplexů ani v pozicích R vln detekovaných testovaným algoritmem.

$$\text{Počet referenčních R vln} = \text{TP} + \text{FN}. \quad (3.1)$$

$$\text{Počet detekovaných R vln} = \text{TP} + \text{FP}. \quad (3.2)$$

Následující rovnice slouží pro vlastní ověření spolehlivosti testovaného algoritmu. Jak již bylo zmíněno, tak se při tomto ověřování počítá senzitivita a pozitivní prediktivní hodnota. Senzitivita se počítá podle následujícího vztahu:

$$Se = \frac{TP}{TP+FN}. \quad (3.3)$$

Pozitivní prediktivní hodnota se vypočítá podle vztahu:

$$P^+ = \frac{TP}{TP+FP}. \quad (3.4)$$

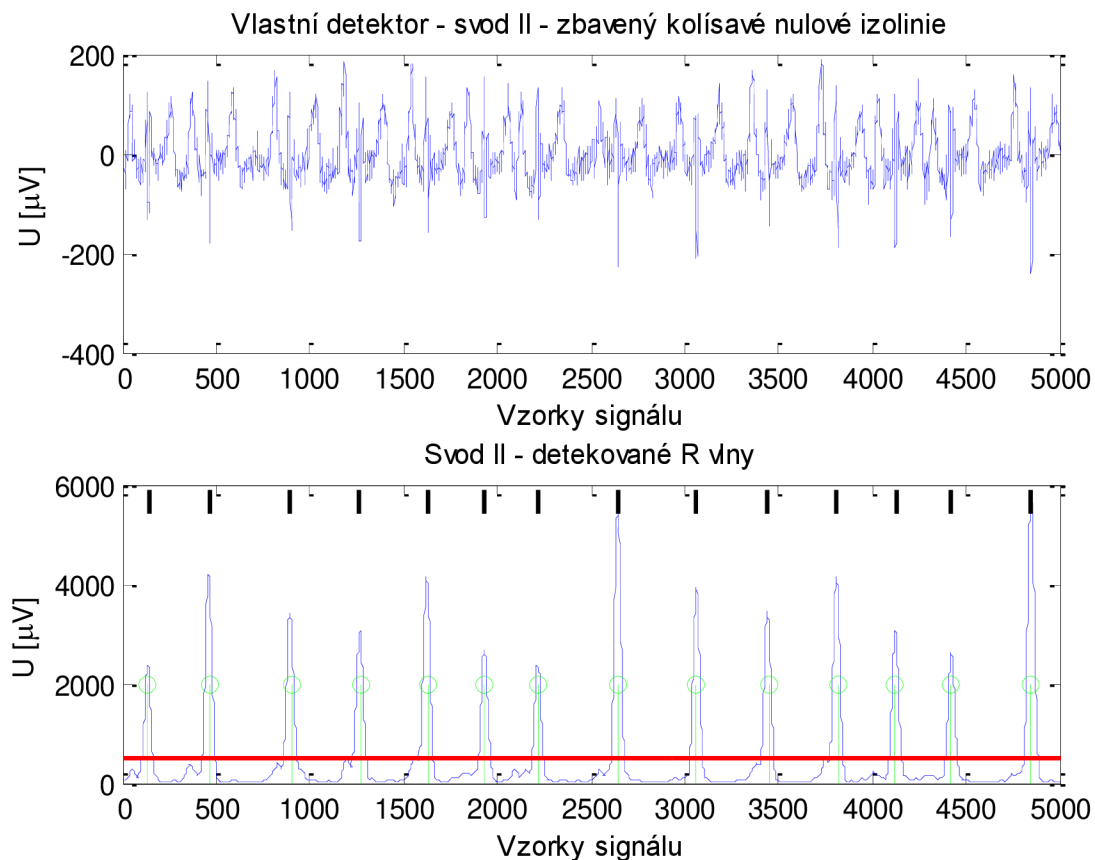
Při dosazení konkrétních čísel za hodnoty TP, FP a FN, která jsou v předchozím textu zmíněna, vyšla senzitivita detektoru 98,28% a jeho pozitivní prediktivní hodnota vyšla 98,39%. Tyto vypočítané hodnoty jsou poměrně dobré, ale spolehlivost detekčního algoritmu byla ověřena pouze na třísvodovém záznamu EKG pro všechny tři svody I, II a III. Pokud by byl realizovaný detekční algoritmus testován ještě na ostatních svodech z dvanáctisvodového EKG záznamu, tak by se pozitivní prediktivní hodnota a hodnota senzitivity měnily maximálně v řádech desetin procent.

Všechny detektory, které jsou založeny na detekci nadprahových hodnot, jejichž práh je určený jako libovolný násobek směrodatné odchylky, jsou ovlivněny zejména výskytem velmi odlehklých hodnot R vln ve srovnání s ostatními R vlnami. Dalším faktorem, který má u těchto algoritmů vliv na spolehlivost detekce, je malý rozdíl mezi maximální velikostí detekovaných píků, ve kterých se v nezpracovaném signálu nacházejí R vlny, a výraznými šumovými špičkami vyskytujícími se v užitečném frekvenčním pásmu, které je získáno pomocí filtru typu pásmová propust s dolní mezní frekvencí 10 Hz a s horní mezní frekvencí 25 Hz [10].

Hodnoty  $P^+$  a  $Se$  realizovaného detekčního algoritmu by mohly být vylepšeny laděním detekčního prahu na signálech, ve kterých se vyskytuje větší počet pozic R vln v kategoriích TP a FN. Takovéto signály jsou například signál číslo 65 pro svod I a II, a signál 10 pro svod III z databáze CSE. Nelze ovšem jednoznačně zaručit, že pokud se povede zlepšit hodnoty  $P^+$  a  $Se$  nastavením velikostí detekčního prahu v daném svodu nebo v celém EKG signálu, u kterých je testovaný detekční algoritmus méně účinný, že to bude znamenat celkové vylepšení hodnot  $Se$  a  $P^+$ , protože díky těmto změnám může detektor selhávat u mnohem více EKG záznamů, než na kterých byla jeho účinnost vylepšena. Vzhledem k tomu, že u těchto detekčních algoritmů nelze nikdy dosáhnout hodnoty 100% ani u hodnoty  $Se$  ani u hodnoty  $P^+$  pro všechny svody EKG, tak při hodnotách získaných při ověřování realizovaného algoritmu uvedených v předchozím textu, nebyl důvod pro další ladění detekčního prahu kvůli zlepšení obou dosažených hodnot.

Na následujících obrázcích jsou graficky znázorněny veškeré možnosti, které nastaly při zjišťování účinnosti používaného detekčního algoritmu. Horní polovina u následujících obrázků obsahuje signály z databáze CSE, které byly analyzovány, a dolní polovina obsahuje signál po zpracování a detekci. Červenou přímkou je znázorněna prahová hodnota pro detekci

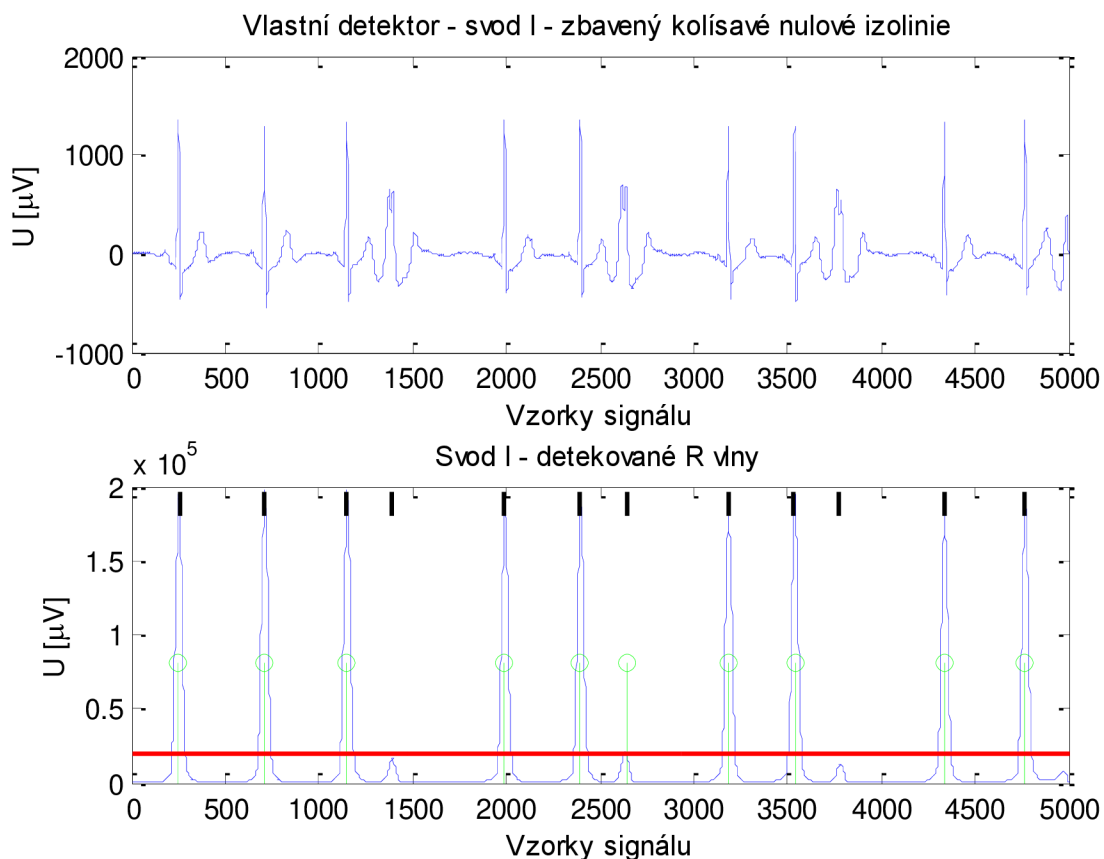
jednotlivých R vln, zelené úsečky vyznačují polohu R vlny detekované realizovaným detekčním algoritmem a černou barvou jsou v horní polovině dolních obrázků znázorněny referenční pozice R vln. Toto barevné značení je shodné pro všechny obrázky z Matlabu, které jsou uvedeny v této kapitole.



Obr. 3.3 Třísvodový záznam EKG číslo 32, svod II

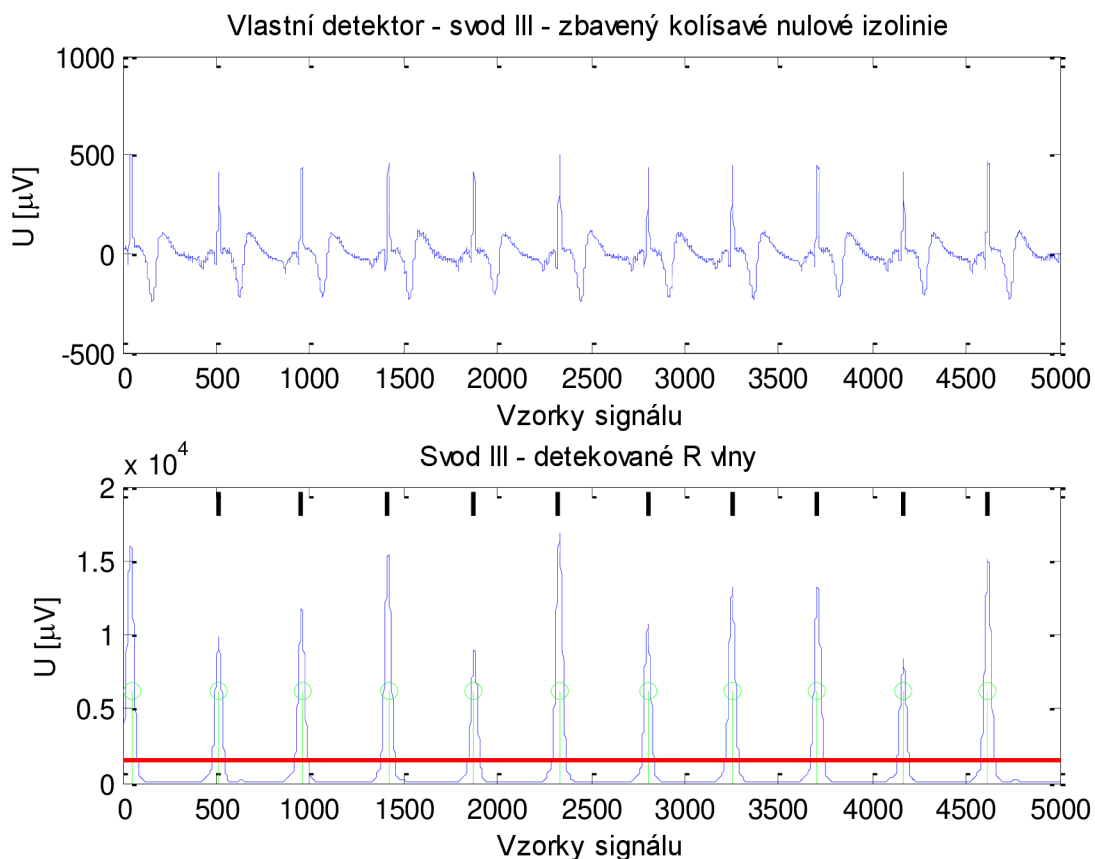
Na Obr. 3.3 je ukázka signálu EKG, kdy všechny detekované R vlny testovaným detekčním algoritmem spadají do kategorie TP. Této shody bylo dosaženo u 318 z 369 testovaných signálů. Ve zbývajících 51 záznamech se již vyskytují chybně detekované R vlny, které musí být zařazeny buď do kategorie FP, nebo do kategorie FN.





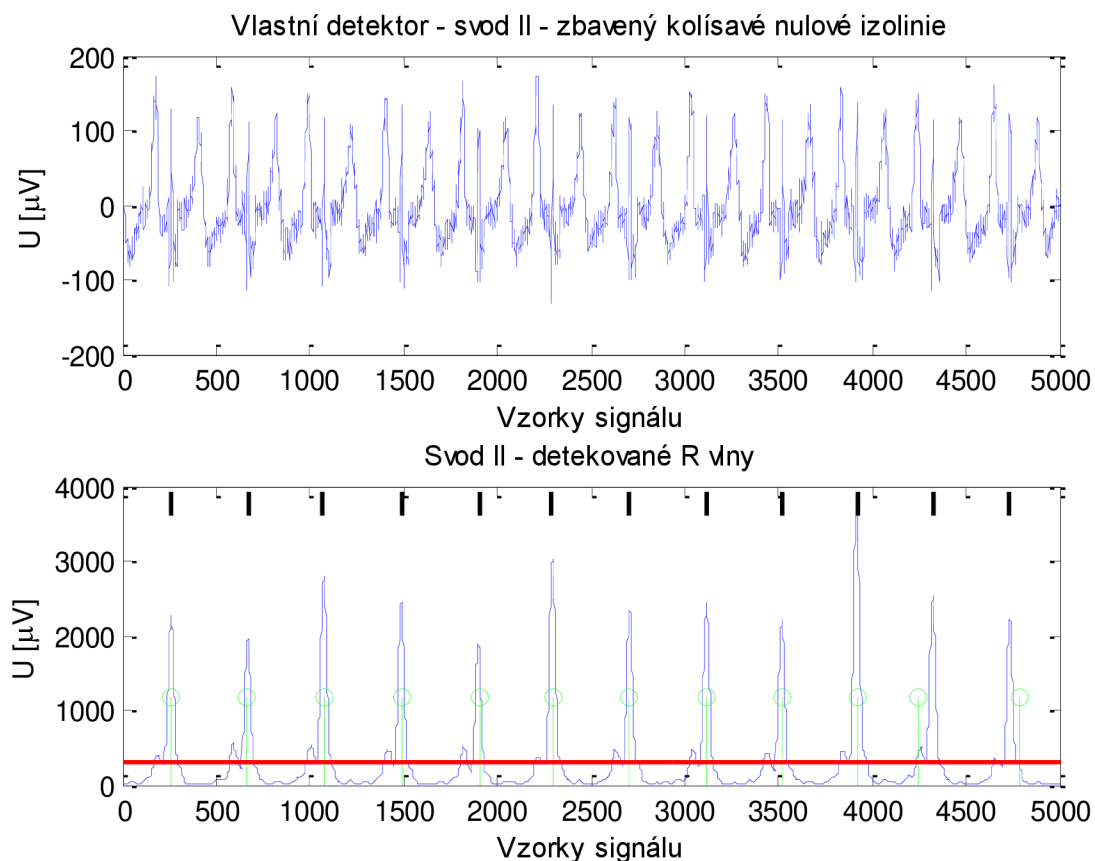
Obr. 3.4 Třísvodový záznam EKG číslo 34, svod I

Další stav, který při ověřování funkčnosti detektoru nastal, lze vidět na Obr. 3.4. Jedná se o stav, který na první pohled není patrný, ale při srovnání s referenčními pozicemi R vln se zde vyskytují pozice R vln, které musí být zařazeny do skupiny FN. Pozice R vln, které patří do této kategorie, jsou na pozicích 1394 a 3778 v zobrazeném záznamu. Na Obr. 3.4 je znázorněn případ, kdy by se dala hodnota  $Se$  a  $P^+$  vyladit na jednom elektrokardiografickém záznamu, ale s obrovským rizikem, že se tím zhorší u více signálů jak hodnota  $P^+$ , tak i hodnota  $Se$ , jak již bylo výše popsáno.



Obr. 3.5 Třívodový záznam EKG číslo 72, svod III

Na Obr. 3.5 je zobrazena další situace, která při detekci nastala. Může být o něco lépe pozorovatelná pouhým okem než stav na Obr. 3.4. V zobrazovaném záznamu EKG číslo 72 se vyskytuje R vlna, která spadá do skupiny FP. Tato R vlna se nachází na pozici 47. Může se jednat buď o R vlnu, která je prokazatelná v originálním signálu, ale nevyskytuje se v referenčních hodnotách, jako v tomto případě, nebo se ve většině případů jedná o detekci některých výraznějších šumových špiček. Nedokonalosti tohoto typu se vyskytovaly nejčastěji. Většinu z nich ovšem tvořily záznamy, kdy se pozice R vlny zařazená do skupiny FP vyskytovala buďto na začátku, nebo na konci daného EKG záznamu. Na tomto místě je vhodné ještě jednou zdůraznit, že hodnoty považované za referenční byly získány použitím výsledků diplomové práce z roku 2009, jejíž název byl už výše zmiňován [7].



Obr. 3.6 Třísvodový záznam EKG číslo 9, svod II

Poslední stav, který při hodnocení spolehlivosti nastal, je zobrazen na Obr. 3.6. Jedná se o signál, kde se vyskytují obě předchozí situace. U tohoto signálu se vyskytují R vlny, jejichž pozice je nutné při srovnání s referenčními hodnotami zařadit jak do skupiny TP, tak i do skupiny FP, které se objevují na pozicích 4244 a 4783. Poslední skupina R vln, která se v tomto EKG záznamu vyskytuje, je klasifikována do kategorie FN. Pozice těchto R vln se v referenčních hodnotách vyskytují na pozicích 4322 a 4375. Z celkového počtu 369 EKG záznamů, na kterých byl detekční algoritmus testován, se R vlny spadající do všech tří kategorií vyskytovaly celkově v 17 EKG záznamech.

## 4 Arytmie

Existuje celá řada definic srdečních arytmii. Jedna z nejpoužívanějších definic je, že arytmie je buď ojedinelý nepravidelný srdeční cyklus nazývaný extrasystola, nebo se také může jednat o nepravidelnou skupinu arytmiických cyklů, což se nazývá arytmiická příhoda nebo přesněji arytmiická epizoda. Pojmy arytmie nebo arytmiický cyklus, popřípadě arytmiická epizoda nemusí být nutně spojeny pouze s nemocným srdcem. Arytmie se vyskytuje i u zdravých jedinců bez jakýchkoliv negativních vlivů na organismus. Jako příklad můžeme uvést srdeční arytmie vázané na dechovou vlnu – tzv. sinusová respirační arytmie. Výskyt arytmiických epizod u zdravého srdce může pro postiženého znamenat i závažný problém, který ho může i akutně ohrožovat na životě například vznikem cévní mozkové příhody nebo náhlé srdeční smrti [14], [18].

### 4.1 Techniky klasifikace arytmii

Pro automatickou detekci a klasifikaci srdečního rytmu existuje v současné době několik typů technik. Některé tyto techniky jsou založeny na detekci jednotlivých arytmiických typů a na jejich odlišení od fyziologického rytmu a také na rozlišování mezi dvěma odlišnými arytmiickými typy. Veškeré techniky detekce a klasifikace arytmii, které patří do právě zmíněné kategorie, obsahují například analýzu v časové oblasti, algoritmus sekvenčního testování hypotéz, umělé neuronové sítě, práh pro křížení intervalů [13].

Metody popsané v předchozím odstavci ovšem nejsou jedinými metodami, kterými byly klasifikace arytmii realizovány. Mezi další metody, které se zabývají tímto problémem, patří techniky klasifikující srdeční arytmie do tří arytmiických tříd a normálního sinusového rytmu. Tyto metody pracují s neuronovými sítěmi, vlnkovou analýzou a mnoha dalšími technikami. Pro klinickou kardiologii jsou nejdůležitější techniky, které detekují a klasifikují přítomnost srdečních arytmii v reálném čase.

V poslední době se objevují studie, které se zabývají detekcí a klasifikací jednotlivých srdečních cyklů do 3 arytmiických skupin a jedné fyziologické skupiny. Následná klasifikace arytmiických epizod se provádí z posloupnosti RR intervalů, které se získají ze srdečních cyklů, které byly rozřazeny do jednotlivých kategorií. Tuto techniku nelze v drtivé většině případů realizovat bez předchozí filtrace šumových složek ze signálu EKG. Tato metoda se nepoužívá pro analýzu EKG v reálném čase, protože se jedná o metodu časově velmi náročnou. Podrobněji bude tato klasifikace arytmiických cyklů zmíněna v kapitole Klasifikace arytmiických cyklů na straně 33.

Všechny metody a techniky, které zde byly zmíněny, mají několik společných vlastností. Všechny jsou založeny na znalostech kardiologa specialisty a na analýze EKG záznamu. Jejich nejvýraznější nevýhoda je spatřována v tom, že klasifikují pouze omezené množství

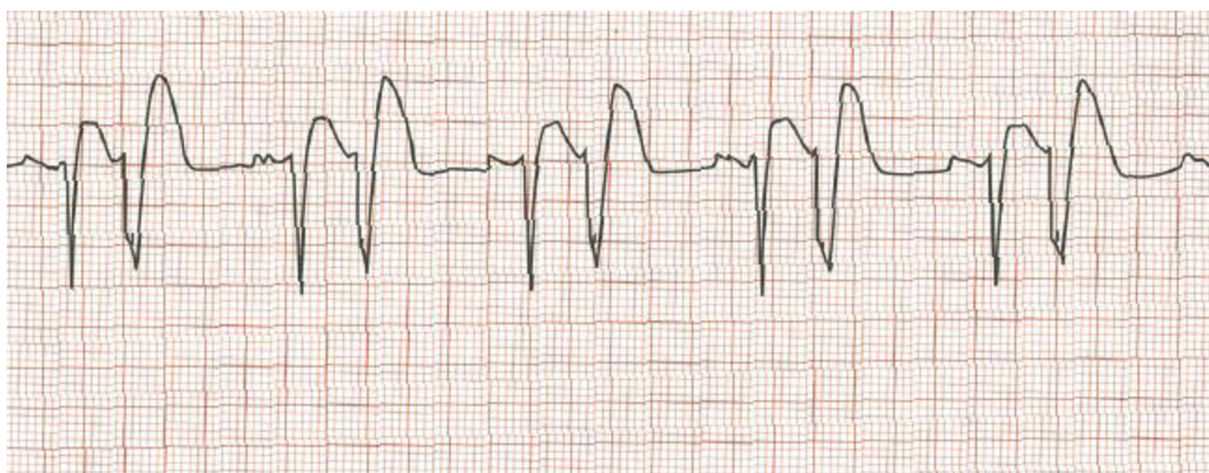
poruch srdečních rytmů. Nejčastěji klasifikované automatické arytmie jsou atriální tachykardie, ventrikulární tachykardie, atriální fibrilace a ventrikulární fibrilace.

Podrobněji bude popsána metoda, která je založena na principu klasifikace jednotlivých srdečních cyklů a následné klasifikaci arytmiických epizod v kapitole Detekce a klasifikace arytmiických epizod na straně 33, protože pomocí této metody byla provedena klasifikace arytmiických epizod v této práci.

## 4.2 Seznámení s klasifikovanými arytmiemi

Protože hlavním cílem bakalářské práce byla klasifikace arytmií z RR intervalů, tak se tato práce nezabývá klasifikací atriálních (síňových) arytmií, protože R vlna na EKG je projevem depolarizace komorových buněk. V praktické části této práce je srdeční rytmus klasifikován do devíti arytmiických a jedné fyziologické kategorie – komorové bigeminie, komorové trigeminie, komorových kupletů, komorové tachykardie, komorového flutteru/fibrilace, srdečního bloku II. stupně, komorových extrasystol, pravidelného sinusového rytmu, sinusové tachykardie a sinusové bradykardie. Srdeční rytmus je do posledních tří kategorií klasifikován pouze za podmínky, že analyzovaný záznam EKG neobsahuje některou z předchozích poruch srdečního rytmu. Jelikož se v dalším textu bude používat devět vyjmenovaných typů arytmiických epizod, proto budou v následujících odstavcích tyto typy stručně popsány. U každé arytmiické epizody bude uvedena její charakteristika a dále ukázka záznamu EKG, kde se daná epizoda vyskytuje.

### 4.2.1 Komorová bigeminie



Obr. 4.1 Komorová bigeminie-modifikovaný bipolární svod V1, převzato z [17]

Tento typ arytmií je charakterizován pravidelným výskytem předčasného komorového stahu ihned po fyziologickém stahu komor. Extrasystoly mají původ v komorových ložiskách



ischemie nebo na rozhraní se zdravou tkání díky měnícím se iontovým poměrům a některým léčivům.

V elektrokardiografickém záznamu lze tento typ arytmie snadno rozpoznat, protože každý druhý QRS komplex je rozšířený s abnormálním tvarem a po něm následuje kompenzační pauza [17]. Na Obr. 4.1 je zobrazen EKG záznam s epizodou komorové bigeminie.

#### 4.2.2 Komorová trigeminie



Obr. 4.2 Komorová trigeminie-svod V1, převzato z [17]

Pro komorovou trigeminií je charakteristický předčasný komorový stah, který má původ v pravé komoře, za každým druhým fyziologickým komplexem QRS.

Na EKG záznamu je patrný za dvojicí fyziologických QRS komplexů jeden rozšířený komorový komplex se stejnou polaritou jako předchozí dvojice nearytmických cyklů [17]. Na Obr. 4.2 je ukázka EKG záznamu s epizodou komorové trigeminie.

#### 4.2.3 Komorové kuplety



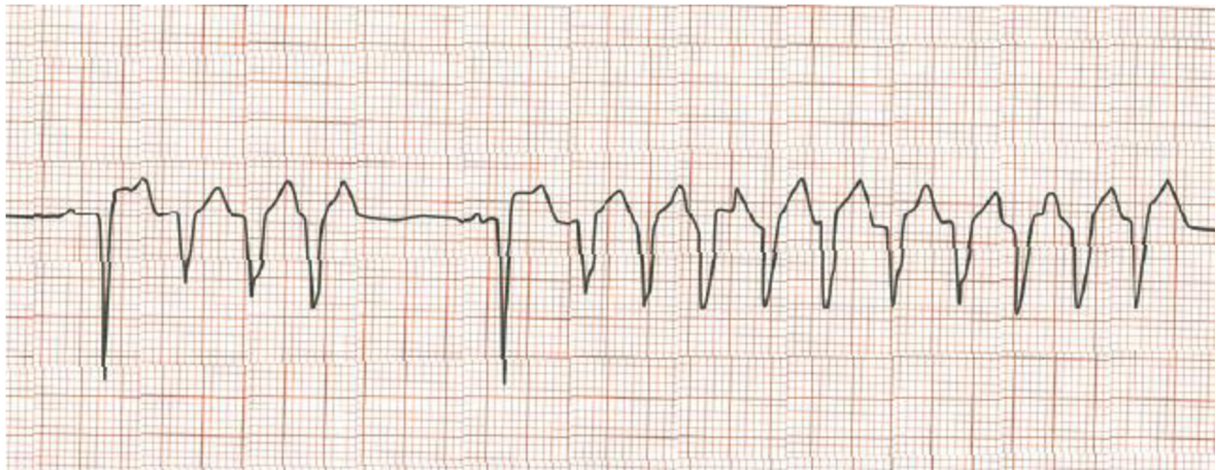
Obr. 4.3 Komorové kuplety-modifikovaný bipolární svod V1, převzato z [17]

Komorové kuplety jsou pravidelné střídání komorové bigeminie s komorovou trigeminii. Považuje se za jednu z nejzávažnějších komorových dysrytmií, která je zařazena do

4. kategorie podle Lownovy klasifikace komorových dysrytmií. Jedná se o klasifikaci, kdy se do jednotlivých kategorií přiřazují EKG záznamy podle výskytu komorových arytmií.

Na EKG se komorové kuplety rozlišují kombinací QRS komplexů pro komorovou bigeminií a komorovou trigeminií [17]. Na Obr. 4.3 vidíme záznam s epizodou komorových kupletů.

#### 4.2.4 Komorová tachykardie (KT)



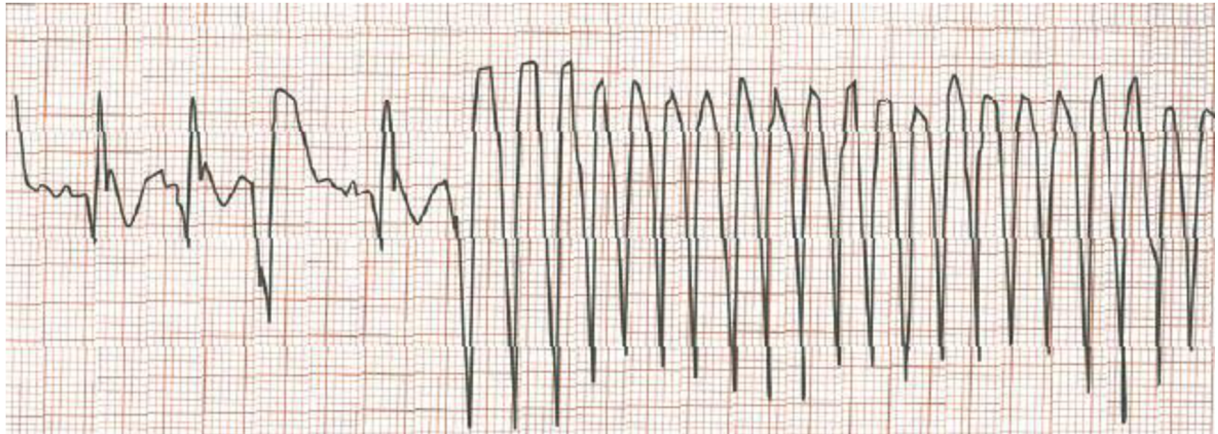
Obr. 4.4 Komorová tachykardie-modifikovaný bipolární svod V1, převzato z [17]

Jedná se o organizovanou aktivitu komor, která je limitována minimální tepovou frekvencí 100 cyklů za minutu. Je možné najít i jiné hraniční hodnoty tepové frekvence, které se v jednotlivých odborných publikacích nemusí shodovat. Běžně se jedná o oscilaci do 10 cyklů za minutu.

Na EKG záznamu se projevuje rozšířeným komplexem QRS, který trvá alespoň 0,12 s (fyziologický komorový QRS komplex trvá 80-100 ms). Některé typy KT mají na elektrokardiografickém záznamu podobné QRS komplexy jako supraventrikulární arytmie s aberací vedení. Dělí se na monomorfní (shodná morfologie QRS komplexů) a na polymorfní (opakující se morfologické změny v komplexech QRS) [16]. Na Obr. 4.4 je záznam snímaný na pacientovi s komorovou fibrilací.



#### 4.2.5 Komorový flutter

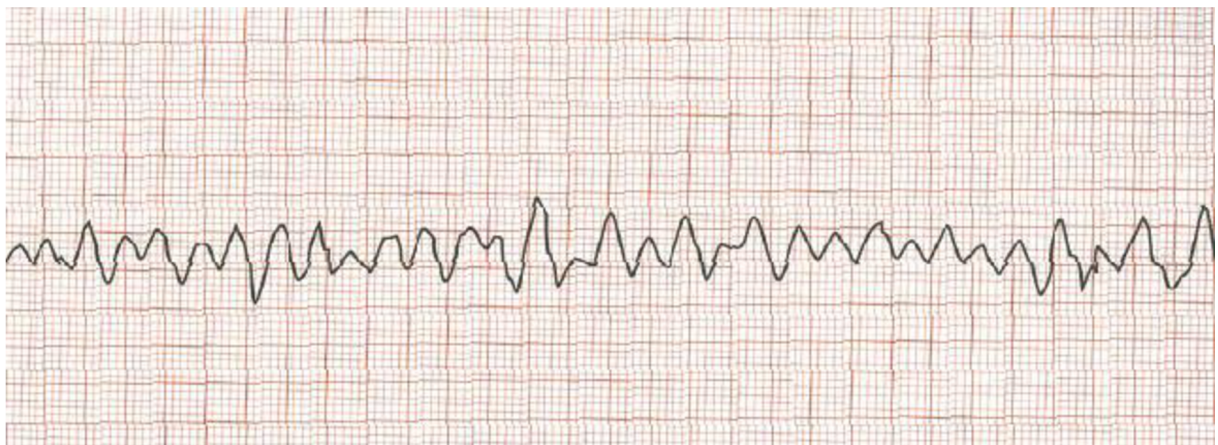


Obr. 4.5 Komorový flutter-modifikovaný bipolární svod V1, převzato z [17]

Jedná se o arytmii, která patří do skupiny tachydysrytmií svědčících o těžkém postižení myokardu (nejběžněji infarktem myokardu). Tepová frekvence bývá obvykle v rozmezí 240-430 cyklů za minutu. Jedná se o hemodynamicky významnou arytmii, jejímiž důsledky jsou pokles tlaku, synkopa, rychlé bezvědomí a náhlá srdeční smrt.

V EKG se projevuje komplexy QRS v rychlém sledu [17]. Obr. 4.5 znázorňuje EKG záznam se zřetelným komorovým flutterem.

#### 4.2.6 Komorová fibrilace



Obr. 4.6 Komorová fibrilace-modifikovaný bipolární svod V5, převzato z [17]

Jedná se o další typ komorových tachyarytmií, které vedou okamžitě k zástavě oběhového systému. Často se vyskytuje po předchozí KT s různou tepovou frekvencí, ale v žádném případě to není pravidlem (například u akutních ischemií myokardu).



Na záznamu EKG chybí organizovaná aktivita. Místo pravidelných komorových komplexů se v záznamu objevují nepravidelné kmity o různé amplitudě. Na začátku epizody bývá amplituda nejvyšší, ale s časem klesá stejně jako úspěšnost defibrilace. Může být spouštěna monotopními extrasystolami [16]. Pro srovnání s předchozím záznamem komorového flutteru, je na Obr. 4.6 zachycena epizoda komorové fibrilace.

#### 4.2.7 Srdeční blok II. stupně

Pod pojmem srdeční blok II. stupně jsou v této práci označeny srdeční arytmie dvou typů. Jedná se o atrioventrikulární blokádu II. stupně 1. typu a o atrioventrikulární blokádu II. stupně 2. typu.

##### a) Atrioventrikulární blokáda II. stupně 1. typu (AVII)

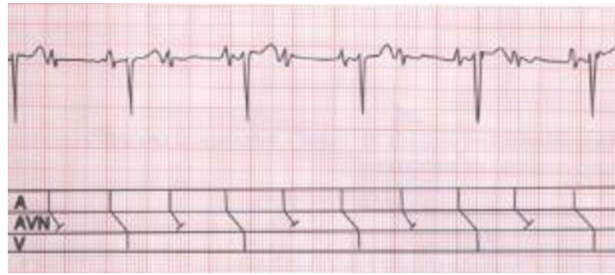


Obr. 4.7 AV blokáda II stupně 1. typu-modifikovaný bipolární svod V1, převzato z [17]

U tohoto typu arytmie vznikají elektrické podněty stejně jako u zdravého srdce v sinoatriálním uzlíku (SA uzlík) a klasickou cestou se dostávají do atrioventrikulárního uzlíku (AV uzlík). Zde je blokován každý čtvrtý, třetí nebo druhý elektrický impuls. Jedná se o blokádu Wenckenbachova typu.

Na EKG je možné tuto poruchu srdečního rytmu pozorovat až na delším časovém záznamu, protože za některými P vlnami chybí komorové komplexy [17]. Obr. 4.7 znázorňuje kromě EKG záznamu s AVII Wenckenbachova typu v dolní části obrázku také převod elektrických impulsů ze síní (A) přes atrioventrikulární uzlík (AVN) na komory (N).

## b) Atrioventrikulární blokáda II. stupně 2. typu (AVII)

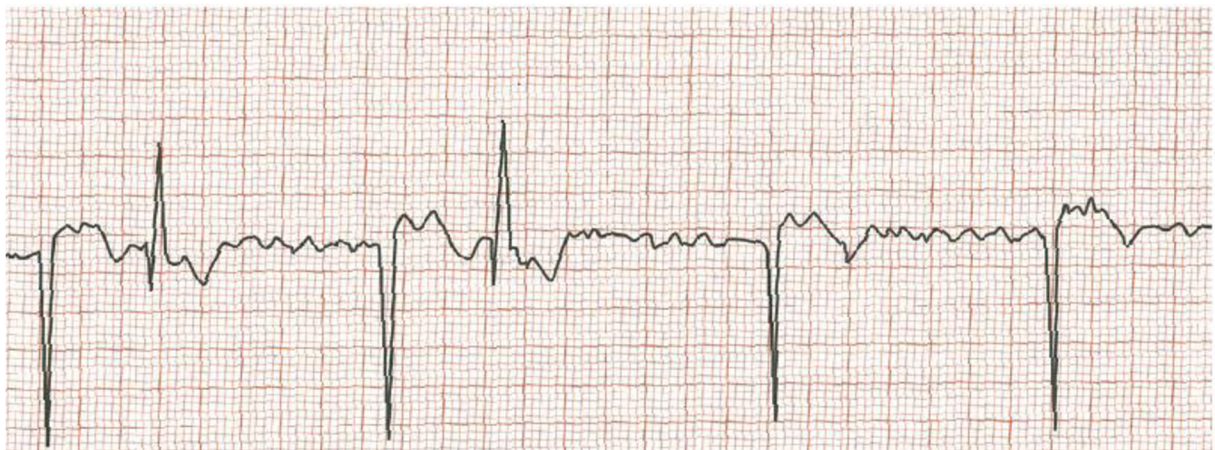


Obr. 4.8 AV blokáda II. stupně 2. typu, modifikovaný bipolární svod V1, převzato z [17]

Tento typ AVII 2. typu je označován jako Mobitzova sinoatriální blokáda. Její nejběžnější příčinou jsou degenerativní onemocnění. Dalšími příčinami, které mohou spouštět tento typ srdeční blokády, jsou akutní ischemie nebo infarkt myokardu. Tato porucha se objevuje v nižší oblasti atrioventrikulární junkce a bývá spojována s rozšířeným komorovým komplexem a postižením komorových ramének. Při srovnání obou typů AVII je AVII Mobitzova typu mnohem nebezpečnější a jeho přesná diagnóza je možná pouze z elektrofyzilogického vyšetření.

Na EKG jsou tyto arytmie rozpoznatelné, protože za každou druhou P vlnou chybí komorový komplex QRS [17]. Obr. 4.8 znázorňuje totéž jako předchozí záznam, jen pro AVII Mobitzova typu.

### 4.2.8 Komorové extrasystoly



Obr. 4.9 Komorové extrasystoly-modifikovaný svod V1, převzato z [17]

Jedná se o stahy vznikající v srdečním převodním systému těsně pod větvením Hisova svazku, v Purkyňových vláknech nebo v myokardu. Často se vyskytuje i u jedinců bez zdra-

votních komplikací. Vyskytne-li se u pacientů s dysfunkcí levé komory více jak 10 extrasystol za den, jsou tito pacienti více náchylní k náhlé srdeční smrti.

Na EKG se extrasystoly projevují širším komplexem QRS a úplnou kompenzační pauzou, což se týká i intervalu mezi dvěma QRS komplexy, který je roven dvojnásobku fyziologických RR intervalů. Vlny P nemusí být u extrasystol zřetelné, nebo je registrujeme až za komorovým komplexem jako na Obr. 4.9, na kterém je ukázka EKG záznamu s komorovými extrasystolami [16].

#### 4.2.9 Sinusová tachykardie



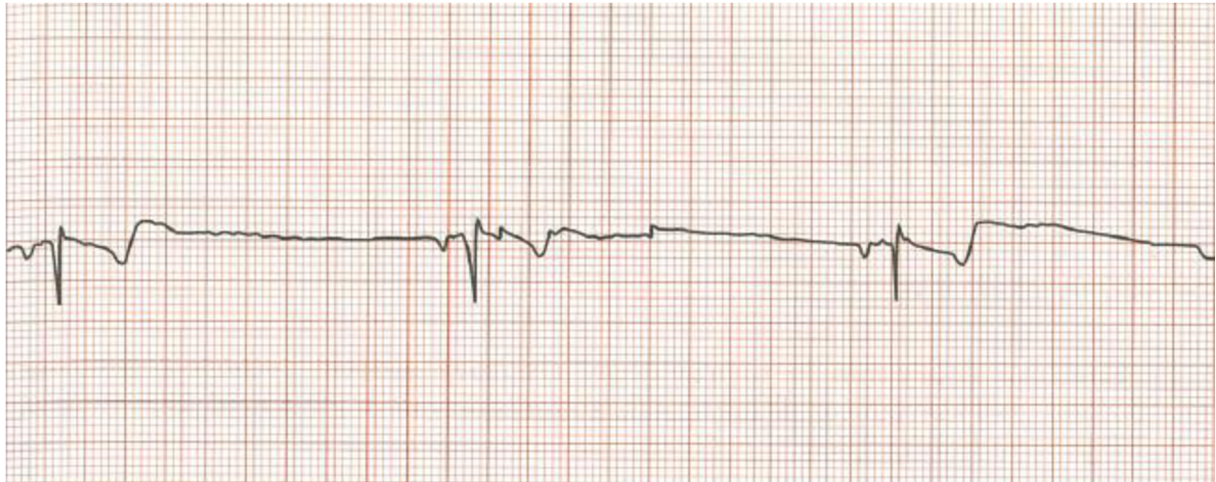
Obr. 4.10 Sinusová tachykardie-svod V1, převzato z [17]

Jedná se o arytmii, při které tepová frekvence roste nad 100 cyklů za minutu, ale může se dostat i na frekvenci vyšší než 150 cyklů za minutu. Fyziologicky se tento typ arytmie vyskytuje na počátku fyzické zátěže, kdy poklesne tonus bloudivého nervu, který v klidových podmínkách udržuje tepovou frekvenci na hodnotě okolo 70 cyklů za minutu. Trvalá tachykardie patří k průvodním jevům horečky, hypoxie, acidózy, plicní embolie a dalších onemocnění.

Jedním z projevů sinusové tachykardie na EKG záznamu je zkrácení PQ a PP intervalů [12]. Na Obr. 4.10 je zachycen záznam se sinusovou tachykardií.



#### 4.2.10 Sinusová bradykardie



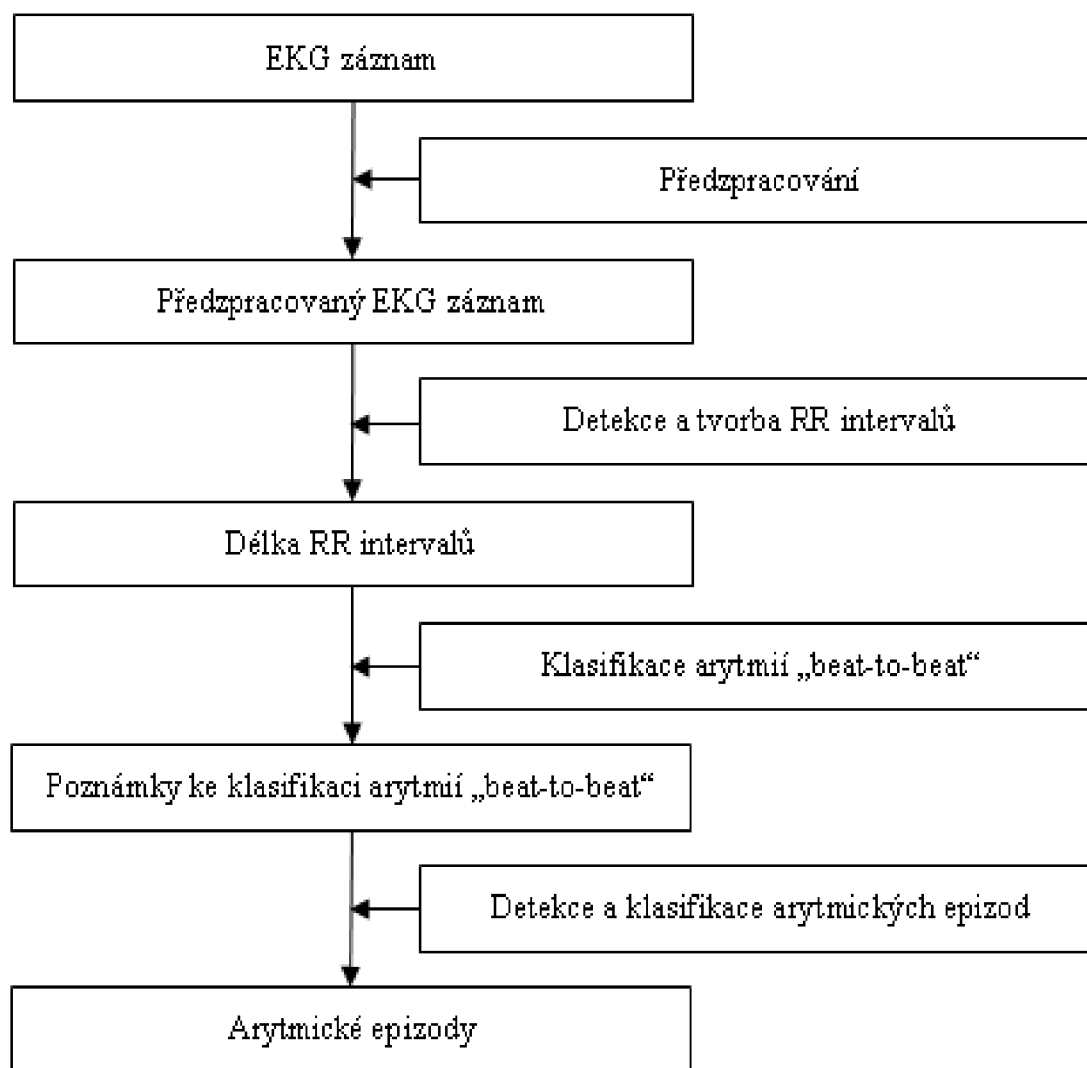
Obr. 4.11 Sinusová bradykardie-svod V1, převzato z [17]

Jedná se o typ srdečního rytmu, kdy tepová frekvence klesá pod frekvenci 60 cyklů za minutu (v jiné odborné literatuře se opět může vyskytovat odchylka o několik cyklů za minutu). Elektrický vzruch vzniká v sinoatriálním uzlíku a na komory se šíří běžnou cestou atrioventrikulárního uzlíku. Tato arytmie nemusí být pouze patologickým jevem. Fyziologická sinusová bradykardie značí u sportovců dobrou trénovanost a běžně se vyskytuje ve spánku [16]. EKG na záznamu na Obr. 4.11 vyobrazuje sinusovou bradykardii.

### 4.3 Princip realizované metody

V této práci byl softwarově realizován algoritmus pro detekci a klasifikaci arytmiických epizod ze získaných RR intervalů. Základním principem této metody je klasifikace jednotlivých srdečních cyklů a pomocí těchto oklasifikovaných srdečních cyklů byla provedena vlastní klasifikace arytmiických epizod.

Jak je z blokového schématu na Obr. 4.12 patrné, tak může být tato metoda rozdělena do čtyř základních bloků. Toto blokové schéma bylo přepracováno podle originálního blokového schématu, které je popsáno v [13]. Prvním blokem, který mají společný všechny detektory je načtení signálu. Další blok provádí detekci samotných R vln společně s následným výpočtem jednotlivých RR intervalů. Předposlední blok v tomto schématu se zabývá klasifikací jednotlivých srdečních cyklů podle délky jejich trvání a poslední částí ze schématu je samotná klasifikace jednotlivých arytmiických epizod. Do tohoto bloku lze také přiřadit výpis výsledků, ze kterých je zřejmé, jakým typem srdečních arytmií pacient trpí.



Obr. 4.12 Schéma užívaného detektoru a klasifikátoru arytmií

### 4.3.1 Předzpracování

Tato fáze zahrnuje načtení signálu. Samotné načtení signálu se u jednosvodových a vícsvodových detekčních algoritmů trochu liší. Odlišnost spočívá v povinnosti vybrat u jednosvodových detektorů pouze jeden svod, který bude analyzován. Jeho výsledky ovšem nebudou tak přesné, jako u systémů vícsvodových.

Vlastní předzpracování začíná až odstraněním neúčinných složek šumu, a to jak driftu, tak i brumu, což je rušení elektrické sítě na frekvenci 50 Hz ve většině zemí světa nebo na 60 Hz, které je v záznamech získaných například ve Spojených státech amerických. Brum se vyskytuje u všech elektrických snímačů, které jsou napájeny z rozvodné sítě. Brumu se zbavíme úzkopásmovou filtrací filtrem typu pásmová zadrž, který nebude propouštět frekvence okolo 50 Hz nebo 60 Hz.

Zároveň je nutná i filtrace driftu, který si můžeme představit jako rušení fyziologickými pohyby v těle pacienta, u kterého snímáme elektrokardiografický záznam. Mezi pohyby, které

se řadí do driftu, patří například dýchací pohyby, pohyby gastrointestinálního traktu, EMG signály a mnohé další. Driftu se lze zbavit přímo filtrem typu horní propust, nebo můžeme odečíst výstup filtru typu dolní propust od snímaného elektrokardiografického záznamu. Touto filtrací je současně zbaven analyzovaný signál i kolísavé nulové izolinie. Tento krok nelze v detekčních algoritmech zanedbat kvůli odstranění nulové izolinie v signálu, ve kterém se hledá pozice maximální hodnoty v nadprahových hodnotách u realizovaného detekčního algoritmu. Více se lze dočíst v kapitole Předzpracování na straně 12.

### 4.3.2 Detekce komplexů QRS

Detekci komorových komplexů QRS lze realizovat pomocí několika metod. Jedna z nejpoužívanějších technik pro jejich detekci je založena na zisku užitečného frekvenčního pásma, které obsahuje komorové komplexy, jeho zvýraznění umocněním na druhou a filtrace takto zvýrazněného signálu obdélníkovým oknem. Metoda, která počítá obálku signálu, je více charakterizována v kapitole Vlastní detekce na straně 13.

Jinou technikou používanou pro k detekci komorových komplexů je metoda, která je založená na výpočtu vlnkové transformace. Blíže je tato technika popsána v kapitole Převzatý detektor na straně 14. Zisk RR intervalů se provádí jednoduchým výpočtem, který bude uveden v následujícím textu.

V neposlední řadě existuje i metoda, která začíná detekcí bodu komplexu QRS pomocí algoritmu navrženého Hamiltonem a Tompkinsem. V dalším kroku této techniky se v okně o velikosti  $[QRS - 280; QRS + 120]$  hledá R vlna pomocí polohy, na které se vyskytuje vzorek s největší absolutní hodnotou. Číselné hodnoty, které se vyskytují v délce okna podle Hamiltona a Tompkinse jsou uvedeny v milisekundách.

Kromě vlastní detekce R vln je v této podkapitole zmíněn ještě výpočet jednotlivých RR intervalů a jejich současné převedení na časovou hodnotu. V použitém algoritmu se jedná pouze o jednu jednoduchou následující rovnici:

$$\mathbf{RR\ intervaly} = \frac{\mathbf{Rvlna}_2 - \mathbf{Rvlna}_1}{\mathbf{fvz}}, \quad (4.1)$$

kde  $\mathbf{Rvlna}_1$  a  $\mathbf{Rvlna}_2$  udávají pozice, na kterých jsou detekovány jednotlivé R vlny a  $\mathbf{fvz}$  je konstanta, která určuje, kolik vzorků se vyskytuje v jedné sekundě záznamu.

V softwarové realizaci klasifikátoru srdečních arytmií je použit převzatý detektor komplexů QRS, protože bylo předpokládáno, že má lepší hodnoty senzitivity ( $Se$ ) a pozitivní prediktivity ( $P^+$ ) než realizovaný detektor a to hned ze dvou příčin. První příčinou je, že výpočty v převzatém detektoru jsou realizovány pomocí vlnkové transformace, která dává lepší výsledky než výpočet obálky signálu realizované ve vlastním detekčním algoritmu. Druhým

důvodem je, že převzatý detektor průměruje všechny svody z analyzovaného signálu a výsledné polohy komplexů QRS jsou na pozicích, na kterých se vyskytují ve většině svodů.

### 4.3.3 Klasifikace arytmiických cyklů

V tomto kroku se vychází z vektoru RR intervalů, který je výsledkem získaným z výpočtů popisovaných v kapitole Detekce komplexů QRS na předchozí straně. Během této části zpracování EKG signálu jsou jednotlivé RR intervaly neboli srdeční cykly klasifikovány do čtyř kategorií. Tři z těchto kategorií představují patologické srdeční cykly a jsou obrazem různých arytmiických epizod. Pouze jedna kategorie přísluší pravidelné srdeční činnosti. Mezi arytmiické kategorie patří předčasný komorový stah (PVC), komorový flutter/fibrilace (VF) a srdeční blok II. stupně (BII). Poslední kategorie pak popisuje fyziologický srdeční cyklus (N).

Software je realizován tak, že signál prochází klouzavým oknem o velikosti tří prvků (vždy se zkoumají tři po sobě jdoucí RR intervaly a klasifikuje se ten prostřední). Jakmile je v jednom klasifikačním cyklu zařazen do některé z výše uvedených kategorií, posune se klouzavé okno takovým způsobem, že první ze tří RR intervalů je „zapomenut“ a do okna se na volné místo dostane ten RR interval, který se do něj v předchozím klasifikačním kroku nevešel. Jednotlivé srdeční cykly jsou do příslušných kategorií klasifikovány na základě časových definic, které nemusí být v každé kardiologické literatuře zcela totožné, ale měly by oscilovat kolem konstantních hodnot. Časové definice použité v tomto algoritmu byly převzaty z [13].

### 4.3.4 Detekce a klasifikace arytmiických epizod

K detekci a klasifikaci arytmiických epizod lze použít také více technik. Technika, která zde byla realizována, porovnává vektor klasifikovaných arytmiických cyklů s předdefinovanými vektory po sobě jdoucích srdečních cyklů. Pokud se takovéto konfigurace srdečních cyklů v elektrokardiografickém záznamu vyskytují, jsou detekovány a následně klasifikovány jednotlivé arytmiické epizody.

Realizovaná technika klasifikuje již zmiňované arytmiické epizody do jednotlivých kategorií podle shluku po sobě jdoucích cyklů. Předdefinované vzory (minimální počet a typ po sobě jdoucích arytmiických cyklů) potřebné pro klasifikaci zmíněných arytmiických epizod byly převzaty z použité literatury [13]. Pokud se nevyskytl v analyzovaném záznamu žádný arytmiický cyklus, byly hodnoty o mezních počtech komorových komplexů pro rozlišení sinusové tachykardie a sinusové bradykardie převzaty z kardiologické učebnice [17].

V této práci byly analyzovány pouze EKG záznamy o délce 10 sekund, proto zde není příliš velká pravděpodobnost, že by se objevil záchyt více arytmiických epizod v jednom záznamu. Realizovaný detekční algoritmus obsahuje veškeré kombinace všech arytmiických epizod (komorové bigeminie, trigeminie, komorových kupletů, komorové tachykardie, srdeč-

ního bloku II. stupně a komorového flutteru/fibrilace), pokud by byl analyzován delší EKG záznam, ve kterém by se vyskytovalo více typů arytmiických epizod.

#### **4.4 Další metoda klasifikace arytmiických cyklů**

Klasifikace arytmiických cyklů lze provést kromě techniky zmíněné v předchozí podkapitole také pomocí techniky, jejíž blokové schéma je zobrazeno na Obr. 4.13.

Tato technika používá výsledky, které byly zmíněny v podkapitole Klasifikace arytmiických cyklů na straně 33. Klasifikátor, který je používán touto metodou, obsahuje celkem osm fází. Tato technika používá analýzu „beat-to-beat“ (posloupnost jednotlivých srdečních cyklů). Mezi jednotlivými fázemi se přechází podle toho, jaký arytmiický cyklus zrovna přijde na vstup klasifikátoru. V dalším textu budou zmíněny charakteristiky jednotlivých fází.

Fáze 1 je počáteční fáze klasifikátoru, ve které klasifikátor zůstává tak dlouho, dokud na jeho vstup budou přiváděny cykly, které jsou klasifikovány jako fyziologické. Dostane-li se na vstup klasifikátoru arytmiický cyklus klasifikovaný jako PVC, pokročí klasifikátor do fáze 2. Objeví-li se na vstupu klasifikačního algoritmu cyklus VF, přeskočí klasifikátor do fáze 7, a pokud je registrován BII, přejde k fázi 8.

Fáze 2 je fáze, která detekuje možnou přítomnost epizody komorové bigeminie, trigeminie, kupletů nebo tachykardie. Následuje-li další detekovaný srdeční cyklus klasifikovaný jako fyziologický, přechází klasifikátor k fázi 3. Ovšem pokud je další srdeční cyklus kategorizován jako PVC a zároveň se na EKG záznamu vyskytuje epizoda bigeminie nebo trigeminie, je právě tento cyklus považován za konec těchto epizod a algoritmus se dostane do fáze 5. Pokud je za stejných podmínek místo cyklu PVC klasifikován fyziologický cyklus, je to opět znamení ukončení arytmiické epizody, ale klasifikátor pokračuje fází 5. Vyskytne-li se však na vstupu cyklus VF nebo BII při probíhající bigeminické nebo trigeminické epizodě, jsou tyto cykly považovány za konec této epizody a algoritmus se vrátí do počáteční fáze 1.

Fáze 3 řeší možnou přítomnost komorové bigeminie. Probíhá-li epizoda bigeminie a na vstup se dostane cyklus PVC, znamená to její ukončení a návrat klasifikátoru k fázi 2. Je-li za stejných podmínek detekován fyziologický cyklus, jedná se opět o konec již započaté epizody a návrat klasifikátoru do fáze 1, jinak se algoritmus posune do fáze 4. Je-li za nezměněných podmínek následující cyklus VF nebo BII, tak probíhající epizoda končí a klasifikační algoritmus se vrátí do fáze 1.

Ve fázi 4 je možná detekce přítomnosti komorové trigeminie. Je-li následující cyklus PVC, vrátí se algoritmus do fáze 2, jinak při již probíhající epizodě trigeminie ji tento cyklus ukončí a klasifikátor se vrátí do počáteční fáze 1.

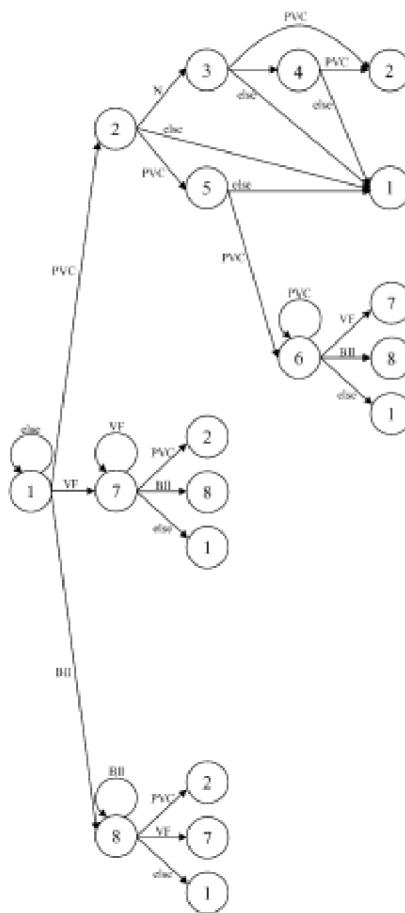
Fáze 5 řeší komorové kuplety a komorovou tachykardii. Pokud na vstup klasifikátoru přišly 2 PVC cykly za sebou a další klasifikovaný cyklus je rovněž PVC, algoritmus postoupí do fáze 6 pro komorovou tachykardii. V ostatních případech jsou rozpoznány komorové kuplety a cyklus se vrátí do počáteční fáze 1.



Fáze 6 je pro komorovou tachykardii. Je detekována tehdy, dostanou-li se na vstup klasifikačního algoritmu 3 po sobě jdoucí cykly PVC. V této arytmiické epizodě je důležité, aby byl přesně určen počet cyklů a dokud na vstup přichází PVC cykly, zůstává klasifikátor ve stejné fázi. Přejde-li ovšem na vstup jakýkoli jiný cyklus, nastane konec této epizody a posun detekčního algoritmu do dalších fází je určen jednotlivými arytmiickými cykly. Pokud se dostane na vstup cyklus VF, pokračuje algoritmus do fáze 7. Přítomnost BII cyklu posune algoritmus do fáze 8, v ostatních případech se klasifikátor vrací do fáze 1.

Fáze 7 se zabývá průkazem přítomnosti epizody komorového flutteru/fibrilace. Přítomností cyklu klasifikovaného jako VF začíná epizoda flutteru/fibrilace. Stejně jako u epizody komorové tachykardie je důležité, aby byl přesně určen počet VF cyklů. Dokud se na vstupu neobjeví jiný cyklus, setrvává detekční algoritmus v této fázi. Tato epizoda je ukončena prvním cyklem, který není VF. Algoritmus se dostává buď do fáze 2, pokud je detekován cyklus PVC, nebo do fáze 8, dostane-li se na vstup BII cyklus, a v posledním případě, kdy je detekován normální cyklus, přejde klasifikátor do fáze 1.

Fáze 8 řeší výskyt srdečního bloku druhého stupně. Tato epizoda začíná přítomností arytmiického cyklu typu BII. Trvá tak dlouho, dokud jsou na vstupu detekovány BII cykly a stejně jako u předchozích dvou fází je nezbytně nutné zjistit počet arytmiických cyklů tohoto typu. Ke změně fáze klasifikačního algoritmu dojde opět detekcí jiného cyklu. Klasifikátor se může dostat do fáze 7, je-li zjištěn cyklus PVC, nebo do fáze 2, je-li detekován na vstupu PVC cyklus, nebo do fáze 1, vyskytne-li se na vstupu fyziologický cyklus [13].



Obr. 4.13 Schéma klasifikátoru arytmiických epizod, převzato z [13]

#### 4.5 Ověření spolehlivosti klasifikace

Ověření spolehlivosti použité techniky klasifikace arytmiických epizod probíhalo konfrontací s klasifikací reálných záznamů EKG, které prováděli kliničtí kardiologové. Spolehlivost této techniky byla testována na 123 signálech z databáze CSE (testování použité metody klasifikace srdečního rytmu neproběhlo stejně jako u testování spolehlivosti detektoru QRS komplexů na signálech sejmutých od pacientů s kardiostimulátory). U tohoto testování nelze provádět hodnocení pozitivní prediktivní hodnoty ani hodnocení senzitivity, protože výsledkem testovaného algoritmu může být pouze správná nebo chybná diagnóza. Proto byla pouze stanovena procentuální úspěšnost shody diagnóz testovaného klasifikačního algoritmu s diagnózou klinických kardiologů podle vztahu:

$$\text{Úspěšnost metody} = \frac{\text{Počet shodných diagnóz}}{\text{Počet všech diagnóz}} * 100. \quad (4.2)$$

Po konzultaci výsledků s kardiologickým pracovníkem byl počet shodných diagnóz 90 ze 123 analyzovaných EKG záznamů. Procentuální úspěšnost je tedy 73,17%. Tabulka 4.1

obsahuje veškeré EKG signály včetně diagnóz jak klinických kardiologů, tak i ověřovaného algoritmu, u kterých se diagnóza testovaného algoritmu neshodovala s diagnózou vytvořenou klinickými kardiology. Vzhledem k použité metodě se jedná o relativně vysokou četnost shodných nálezů, která je ale zároveň dost nízká na to aby tato metoda mohla být používána ke komplexnímu hodnocení EKG v kardiologických ordinacích. Úspěšnost této metody je totiž zatížena dvěma závažnými chybami, které nelze nijak výrazně ovlivnit. První z nich je způsob hodnocení EKG záznamu. Testovaný algoritmus klasifikuje EKG záznam jako úsečku na nulové izolínii, na kterou jsou v místech výskytu R vln vedeny kolmice, kdežto klinický kardiolog specialista hodnotí EKG záznam vždy také podle tvarů jednotlivých vln a kmitů, tudíž první velký problém může vzniknout už při klasifikaci jednotlivých arytmiických cyklů. Druhý problém spočívá v tom, že v testovaném klasifikačním algoritmu je striktně nastavena hranice mezi sinusovou bradykardií a normálním sinusovým rytmem a také mezi sinusovou tachykardií a normálním sinusovým rytmem. Kdežto kliničtí kardiologové nemají striktně dané hranice a hraniční počty jednotlivých srdečních cyklů mohou brát jako sinusovou bradykardií nebo jako pravidelný sinusový rytmus a stejně tak je tomu u sinusové tachykardie [18].

Posledním faktorem, který se neřadí mezi závažné chyby, výrazně snižující účinnost testovaného klasifikačního algoritmu je, že některé záznamy EKG jsou od klinických specialistů klasifikovány pouze z pohledu síňových arytmí, na což nemůže testovaný klasifikační algoritmus zareagovat, protože se zaměřuje pouze na komorové arytmie.

Tabulka 4.1 Přehled signálů s neshodnými se diagnózami

EKG	Dr.	Klinické diagnózy	Diagnóza mého algoritmu	Shoda
6	1	sinusový, junkční (nodální) ES	komorové extrasystoly	Neshoda
	2	sinusový, polytopní supraventrikulární extrasystoly		
	3	sinusový, polytopní supraventrikulární extrasystoly		
11	1	pravid. sinusový	komorové extrasystoly	Neshoda
	2	pravid. sinusový, sporad. funkční supraventr. extrasys		
	3	sinus, 1 supraventrikulární extrasystola		
14	1	pravid. sinusový	sinusová bradykardie	Neshoda
	2	pravid. sinusový		
	3	sinusový		
18	1	fibrilace síní	komorová bigeminie	Neshoda
	2	fibrilace síní		
	3	fibrilace síní		

EKG	Dr.	Klinické diagnózy	Diagnóza mého algoritmu	Shoda
20	1	sinus. tachykardie	komorové extrasystoly	neshoda
	2	sinus. tachyk., sporad.junkční suprav.extrasystola		
	3	sinus. tachyk., 1 junkční extrasystola		
23	1	SA blok II. st. (Mobitz. typ 2)	komorové extrasystoly	neshoda
	2	sinusový, sinoatriální blok, síňové ES		
	3	sinusová bradykardie, četné supraventrik. extrasyst.		
32	1	sinusová arytmie vegetativní	komorové extrasystoly	neshoda
	2	sinus. tachykardie, sinusová arytmie		
	3	sinus - respirační arytmie		
33	1	sinus	sinusová bradykardie	neshoda
	2	sinus. rytmus		
	3	pravid. sinusový		
37	1	interference sinusového a ektopického síň. rytmu	komorové extrasystoly	neshoda
	2	sinusová arytmie		
	3	sinusový, supraventrik ES		
45	1	fibrilace síní	komorové extrasystoly	neshoda
	2	fibrilace síní		
	3	junkční rytmus		
47	1	sinus, junkční ES	komorové extrasystoly	neshoda
	2	sinusový, supraventrikulární extrasystoly		
	3	sinus. tachykardie s ojedinělou SV extrasystolií		
50	1	sinusový	sinusová bradykardie	neshoda
	2	sinusový		
	3	sinusový (1. stah na křivce), dále junkční bradykardie		
52	1	fibrilace síní	komorové extrasystoly	neshoda
	2	fibrilace síní		
	3	fibrilace síní		
55	1	sinus	sinusová bradykardie	neshoda
	2	pravid. sinusový		
	3	pravid. sinusový		
57	1	fibrilace síní	komorové extrasystoly	neshoda
	2	flutter síní s nepravidelným blokem		
	3	síňový fibroflutter		
63	1	sinus	sinusová bradykardie	neshoda
	2	pravid. sinusový		
	3	pravid. sinusový		

EKG	Dr	Klinické diagnózy	Diagnózy mého algoritmu	Shoda
79	1	pravid. sinus	sinusová bradykardie	neshoda
	2	pravid. sinusový		
	3	sinus		
80	1	pravid. sinus	sinusová bradykardie	neshoda
	2	pravid. sinusový		
	3	sinus		
82	1	sinusový	sinusová bradykardie	neshoda
	2	sinusový, sinoatriální blokáda		
	3	sinoatriální blokáda		
86	1	pravid. sinus	sinusová bradykardie	neshoda
	2	sinusový, sinusová zástava		
	3	sinus		
87	1	pravid. sinus	sinusová bradykardie	neshoda
	2	sinusový, sinusová zástava		
	3	sinus		
89	1	fibrilace síní	komorové extrasystoly	neshoda
	2	fibrilace síní, zástava srdeční		
	3	fibrilace síní s pomalou odpovědí komor		
90	1	pravid. sinus	sinusová bradykardie	neshoda
	2	sinusový, sinusová zástava		
	3	sinus		
91	1	pravid. sinus	sinusová bradykardie	neshoda
	2	sinusový, sinusová zástava		
	3	sinus		
92	1	fibrilace síní	komorové extrasystoly	neshoda
	2	fibrilace síní, zástava srdeční		
	3	fibrilace síní		
93	1	fibrilace síní	komorové extrasystoly	neshoda
	2	fibrilace síní, zástava srdeční		
	3	fibrilace síní		
94	1	dolní síně (neg. P II, III) s prodl. PQ	komorové extrasystoly	neshoda
	2	sinusový, AV blok I.st., sinus, zástava		
	3	sinusová tachykardie s AV blokádou Wenckenbach 4:3		
95	1	pravid. sinus	komorové extrasystoly	neshoda
	2	pravid. sinusový, sinusová zástava		
	3	sinus		
96	1	pravid. sinusový, hraniční PQ	sinusová bradykardie	neshoda
	2	sinusový, AV blok I.st., sinusová zástava		
	3	sinus, a-v blok I st.		

EKG	Dr.	Klinické diagnózy	Diagnózy mého algoritmu	Shoda
100	1	fibrilace - fibroflutter síní	komorové extrasystoly	neshoda
	2	flutter síní s nepravidelným blokem		
	3	fibrilace síní		
104	1	pravid. sinus	sinusová bradykardie	neshoda
	2	sinusová tachykardie		
	3	sinus		
111	1	síňový flutter s nekonst. převodem	komorová bigeminie a trigeminie	neshoda
	2	síňový flutter blokový 2:1 až 4:1		
	3	flutter síní		
121	1	sinoatriální blok II.st. - Mobitz typ 1	komorové extrasystoly	neshoda
	2	sinusový, sinoatriální blokáda, uniklé stahy		
	3	sinus, sinoatriální blokáda		

## 5 Závěr

Cílem této bakalářské práce byla realizace detektoru R vln v prostředí Matlab, ověření jeho funkčnosti a zhodnocení jeho spolehlivosti. Realizovaný detektor je založený na získání užitečného frekvenčního pásma, ve kterém se komplex QRS vyskytuje, jeho umocnění a filtraci obdélníkovým oknem. Testování bylo provedeno na standardní databázi CSE. Spolehlivost realizovaného detektoru byla hodnocena pomocí referenčních pozic komplexů QRS, které byly získány jako výsledek diplomové práce z roku 2009 [7]. Při testování na jednotlivých signálech a svodech byly pozice, na kterých byly nebo měly být detekovány komplexy QRS kategorizovány do skupin TP, FP a FN. Pomocí těchto hodnot byla spočítána senzitivita, která dosáhla hodnoty 98,28%, a pozitivní prediktivní hodnota byla 98,38%. Vzhledem k charakteru detekčního algoritmu dosáhly obě veličiny uspokojivých hodnot. Těchto výsledků bylo dosaženo při testování na svodech I, II a III. Samotné testování účinnosti realizovaného detektoru QRS je podrobně zmíněno v kapitole Testování účinnosti realizovaného detekčního algoritmu na straně 16.

Dalším cílem zpracovávaného tématu byla realizace a ověření spolehlivosti klasifikátoru srdečních arytmií z RR intervalů. Tento klasifikátor pracuje s R vlnami, které jsou výstupem účinnějšího převzatého detektoru komplexů QRS. Účinnost klasifikačního algoritmu byla posuzována pomocí záznamů EKG, ke kterým byly známy diagnózy klinických kardiologů. Realizovaný klasifikátor se s klinickými specialisty shodoval v 73,17%. Relativně vysoké procento neshod bylo způsobeno hlavně tím, že arytmie u některých EKG signálů byly kardiology diagnostikovány zejména s ohledem na P vlnu, jejíž hodnocení nebylo náplní této práce. Co se týká použitelnosti této metody, tak pro arytmie, které lze diagnostikovat z RR intervalů, by mohla být v praxi použitelná. Ve skutečnosti je třeba EKG záznam hodnotit komplexně, jak z pohledu komorových, tak i z pohledu síňových arytmií, takže se tento klasifikátor nedá v praxi použít.

Možné vylepšení praktické části této práce spočívá v realizaci spolehlivějšího detektoru komorových komplexů QRS a v realizaci propracovanějšího klasifikátoru jako například na Obr. 4.13

## Použité zkratky

- AVII...atrioventrikulární blokáda druhého stupně  
AV uzlík...atrioventrikulární uzlík  
BII...srdeční blokáda druhého stupně  
CSE...školní databáze záznamů EKG  
EKG...elektrokardiografie nebo elektrokardiogram  
EMG...elektromyografie, elektrická aktivita svalů  
FN...false negative, veškeré pozice R vln, které jsou v referenčních hodnotách, a můj detektor je vůbec nedetekoval  
FP...false positive, veškeré pozice R vln, které jsou v referenčních hodnotách, a můj detektor je detekoval ve větší vzdálenosti, než je interval +30 nebo -30 vzorků od referenčních pozic  
KT...komorová tachykardie  
N...v jednom z výstupů praktické části je tak označován fyziologický (normální) srdeční cyklus  
QRS komplex...depolarizace komor se skrytou repolarizací síní  
P vlna...depolarizace síní  
P<sup>+</sup>...pozitivní prediktivní hodnota  
PVC...předčasný komorový stah (v programové části je označován pouze písmenem P)  
SA uzlík...sinoatriální uzlík  
Se...senzitivita  
TP...true positive, veškeré pozice R vln, které jsou v referenčních hodnotách a můj detektor je detekoval v intervalu +30 nebo -30 vzorků od referenčních hodnot  
T vlna...repolarizace komor  
VF...komorový flutter/fibrilace  
WT...vlnková transformace (z anglického Wavelet Transform)



## Seznam obrázků

Obr. 2.1 Ideální cyklus EKG, převzato z [2] .....	11
Obr. 2.2 Reálný záznam EKG, signál číslo 80 z databáze CSE .....	11
Obr. 3.1 Schéma předzpracování, převzato z [9] .....	12
Obr. 3.2 Ukázka detekce komplexů QRS převzatého detektoru na signálu číslo 40 z CSE ....	15
Obr. 3.3 Třísvodový záznam EKG číslo 32, svod II .....	18
Obr. 3.4 Třísvodový záznam EKG číslo 34, svod I .....	19
Obr. 3.5 Třísvodový záznam EKG číslo 72, svod III .....	20
Obr. 3.6 Třísvodový záznam EKG číslo 9, svod II .....	21
Obr. 4.1 Komorová bigeminie-modifikovaný bipolární svod V1, převzato z [17].....	23
Obr. 4.2 Komorová trigeminie-svod V1, převzato z [17].....	24
Obr. 4.3 Komorové kuplety-modifikovaný bipolární svod V1, převzato z [17] .....	24
Obr. 4.4 Komorová tachykardie-modifikovaný bipolární svod V1, převzato z [17].....	25
Obr. 4.5 Komorový flutter-modifikovaný bipolární svod V1, převzato z [17] .....	26
Obr. 4.6 Komorová fibrilace-modifikovaný bipolární svod V5, převzato z [17] .....	26
Obr. 4.7 AV blokáda II stupně 1. typu-modifikovaný bipolární svod V1, převzato z [17].....	27
Obr. 4.8 AV blokáda II. stupně 2. typu, modifikovaný bipolární svod V1, převzato z [17] ....	28
Obr. 4.9 Komorové extrasystoly-modifikovaný svod V1, převzato z [17] .....	28
Obr. 4.10 Sinusová tachykardie-svod V1, převzato z [17].....	29
Obr. 4.11 Sinusová bradykardie-svod V1, převzato z [17] .....	30
Obr. 4.12 Schéma užívaného detektoru a klasifikátoru arytmií .....	31
Obr. 4.13 Schéma klasifikátoru arytmiických epizod, převzato z [13] .....	36

## Seznam tabulek

Tabulka 4.1 Přehled signálů s neshodnými se diagnózami .....	37
--------------------------------------------------------------	----

## Seznam použité literatury

- [1] ACHARYA, U. R.; SURI, J. S.; SPAAN, J. A. E.; et. al. *Advances in cardiac signal processing*. Springer. New York, 2007. 468 s. ISBN 35-403-6674-1.
- [2] ADAMEC, J.; ADAMEC, R. *EKG podle Holtera: elektrokardiografická interpretace*. Galén, Dotisk 1. vyd. Praha, 2009. 113 s. ISBN 978-807-2624-836.
- [3] ADDISON, P. S. *The illustrated wavelet transform handbook: introductory theory and applications in science, engineering, medicine and finance*. Taylor & Francis group. New York, 2002. 353 s. ISBN 978-142-0033-397.
- [4] CLIFFORD, G. D.; AZUAJE, F.; MCSHARRY, P. *Advanced methods and tools for ECG data analysis*. Artech House. Boston, 2006. 384 s. ISBN 1-58053-966-1.
- [5] HAMPTON, J. R. *EKG: stručně, jasně, přehledně*. Grada, 1. vyd. Praha, 1996. 107 s. ISBN 80-716-9153-4.
- [6] JAN, J. *Číslíková filtrace, analýza a restaurace signálů*. Vutium, 2. uprav. a rozšíř. vyd. Brno, 2002. 427 s. ISBN 80-214-1558-4.
- [7] KOCIAN, O. *Detekce komplexů QRS s využitím vlnkové transformace*. Diplomová práce. ÚBMI VUT Brno. 2009. 53 s.
- [8] KOLÁŘ, J.; KAUTZNER, J. *Základy elektrokardiografie arytmií a akutních koronárních syndromů: léčebné zásady*. Akcenta, 1. vyd. Praha, 2002. 144 s. ISBN 80-862-3204-2
- [9] KOZUMPLÍK, J. *Analýza biologických signálů*. Elektronická skripta, ÚBMI VUT Brno, 2011. 57 s.
- [10] RANGAYYAN, R. M. *Biomedical signal analysis: a case-study approach*. Wiley-Interscience. New York, 2002. 516 s. ISBN 04-712-0811-6
- [11] SILBERNAGL, S.; DESPOPOULOS, A. *Atlas fyziologie člověka*. Grada, 2. vyd. Praha, 1993. 352 s. ISBN 80-856-2379-X
- [12] ŠTEJFA, M. a kol. *Kardiologie*. Grada, 3. přepr. a dopl. vyd. Praha, 2007. 722 s. ISBN 978-80-247-1385-4
- [13] TSIPOURAS, M. G.; FOTIADIS, D. I.; SIDERIS, D. An arrhythmia classification system based on the RR-interval signal. *Artificial Intelligence in Medicine*. Vol. 33. 237-250. 2005.
- [14] TSIPOURAS, M. G.; FOTIADIS, D. I.; SIDERIS, D. Arrhythmia Classification using the RR-Interval Duration Signal. *Computers in Cardiology*. Vol. 29. 485-488. 2002.
- [15] VÍTEK, M. *Automatické rozměření signálů EKG*. Dizertační práce. ÚBMI VUT Brno. 2011. 129 s.
- [16] VOJÁČEK, J.; KETTNER, J. *Klinická kardiologie*. Nucleus HK, 2. vyd. Praha, 2012. 1134 s. ISBN 978-80-87009-89-5

[17] ZEMAN, K. *Poruchy srdečního rytmu v intenzivní péči*. Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, Dotisk 1. vyd. Brno, 2005. 175 s. ISBN 80-7013-222-1

[18] Konzultace s pracovníkem kardiologie FN U svaté Anny

## Seznam příloh

- CD s programem, databází CSE a elektronickou verzí bakalářské práce
- DetektorQRS.m
- Epizody\_bigeminie.m
- Epizody\_bloku.m
- Epizody\_flutteru.m
- Epizody\_kupletu.m
- Epizody\_tachykardie.m
- Epizody\_trigeminie.m
- Klasifikace\_arytmických\_epizod.m
- Klasifikace\_cyklu.m
- PoziceQRS\_II.xls
- Prepis\_oznaceni\_arytmických\_cyklu.m
- QRSdetektor\_global.m
- Serazeni.m
- Spust\_klasifikaci\_rytmu\_z\_RR\_intervalu.m
- Vypis\_pozice\_jednotivých\_cyklu.m
- Vypis\_vysledek.m
- Vypocti\_RR\_intervaly.m