



# 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 AKUTNÍ ISCHEMIE V EKG SIGNÁLU POMOCÍ SPECIFICKÝCH SVODŮ

DETECTION OF ACUTE ISCHEMIA IN ECG SIGNALS USING VESSEL-SPECIFIC LEADS

### DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

### AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. Karel Lysák

### VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

BRNO 2016



# Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor **Biomedicínské inženýrství a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

**Student:** Bc. Karel Lysák

**ID:** 147516

**Ročník:** 2

**Akademický rok:** 2015/16

## NÁZEV TÉMATU:

### Detekce akutní ischemie v EKG signálu pomocí specifických svodů

## POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s elektrofyziologií srdce, se způsobem měření elektrokardiografických záznamů a podstatou ischemie myokardu (IM). 2) Prostudujte problematiku detekce IM různými metodami. 3) Vyberte metodu založenou na analýze deviace ST-segmentu a na analýze signálů ze specifických svodů (vessel-specific leads). Metody realizujte programově v prostředí Matlab nebo C++. Provedte základní ověření funkce vytvořených algoritmů. 4) Provedte analýzu EKG signálů z knihovny Physionet Database. 5) Vhodným způsobem prezentujte výsledky a porovnání algoritmů. 6) Provedte diskuzi.

## DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] WANG, J., PAHLM, O., WAGNER, G., WARREN, J., HORACEK, M. Validation of the vessel-specific leads for acute ischemia detection on a dataset with non-ischemic ST-segment deviation. *Computing in Cardiology* 2015, p. 232.

[2] SORNMO, L. a LAGUNA, P. *Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications*. Elsevier Academic Press, 2005.

**Termín zadání:** 8.2.2016

**Termín odevzdání:** 20.5.2016

**Vedoucí práce:** prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

**Konzultant diplomové práce:**

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

## UPOZORNĚNÍ:

Autor diplomové práce nesmí při vytváření diplomové 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 diplomová práce se zaměřuje na metody detekce ischemie myokardu v EKG signálu. V práci je objasněn princip šíření elektrické aktivity srdeční svalovinou a jeho projevy na EKG křivce. Dále jsou zmíněny příčiny ischemie myokardu a různé metody její detekce v EKG záznamu. Podrobněji je vysvětlen postup při realizaci dvou vybraných metod detekce ischemie myokardu v prostředí MATLAB. Tyto metody jsou otestovány na datech z PTB Diagnostic ECG Database. Nakonec jsou zobrazeny výsledky detekce na použitých datech a celkové zhodnocení vytvořených algoritmů.

# KLÍČOVÁ SLOVA

ischemie myokardu, elektrokardiogram (EKG), ST segment, specifické svody, bod J, izoelektrická linie, Physionet, transformační matice

# ABSTRACT

This master's thesis deals with methods for detection of myocardial ischemia in the ECG signal. There is explained the principle of spreading of electrical activity through the heart muscle and its manifestations on the ECG. There are also mentioned the causes of myocardial ischemia and various methods of its detection in the ECG signal. In great detail there is explained the process of implementation of the two selected detection methods of myocardial ischemia in MATLAB. These methods are tested on the data from The PTB Diagnostic ECG Database. Finally, there is the presentation of detection results on used data and overall assessment of created algorithms.

# KEYWORDS

myocardial ischemia, electrocardiogram (ECG), ST segment, vessel-specific leads, J point, isoelectric line, Physionet, transformation matrix

# **BIBLIOGRAFICKÁ CITACE**

LYSÁK, K. *Detekce akutní ischemie v EKG signálu pomocí specifických svodů*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2016. 63 s. Vedoucí diplomové práce prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

# PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma Detekce akutní ischemie v EKG signálu pomocí specifických svodů jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové 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 diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této diplomové 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 zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne .....

.....

(podpis autora)

## **PODĚKOVÁNÍ**

Děkuji svému vedoucímu diplomové práce prof. Ing. Ivu Provazníkovi, Ph.D. za odbornou pomoc a cenné připomínky při zpracování mé diplomové práce a za čas věnovaný konzultacím. Také děkuji Ing. Martinu Vítkovi, Ph.D. za poskytnutí rozměrovacího algoritmu.

V Brně dne .....

.....

(podpis autora)

# OBSAH

<b>Úvod</b>	<b>9</b>
<b>1 Elektrická aktivita srdce</b>	<b>10</b>
1.1 Elektrofyziologie srdce .....	10
1.2 Elektrokardiogram (EKG) .....	11
1.3 Popis EKG křivky .....	13
<b>2 Ischemie myokardu</b>	<b>16</b>
2.1 Změny na EKG při ischemii myokardu .....	16
2.1.1 Deprese úseku ST .....	16
2.1.2 Elevace úseku ST .....	17
2.1.3 Patologický kmit Q .....	18
2.1.4 Patologie vlny T .....	18
2.2 Akutní ischemie .....	19
2.2.1 Akutní infarkt myokardu .....	19
2.3 Chronická ischemie .....	22
2.3.1 Angina pectoris .....	22
<b>3 Metody detekce ischemie myokardu</b>	<b>24</b>
3.1 Umělé neuronové sítě .....	25
3.2 Metody detekce založené na pravidlech .....	25
3.3 Fuzzy logika .....	26
3.4 Metody založené na analýze digitálního signálu .....	26
3.5 Přímé měření deviace ST segmentu .....	27
3.6 Detekce pomocí specifických svodů .....	27
<b>4 Zpracování metod v prostředí MATLAB</b>	<b>29</b>
4.1 Použitá data .....	29
4.2 Předzpracování signálů .....	32
4.3 Rozměření EKG .....	33

4.3.1	Princip použitého rozměrovacího algoritmu.....	33
4.3.2	Vlastní aplikace rozměrovacího algoritmu .....	34
4.4	Analýza deviace ST segmentu .....	36
4.5	Detekce ischemie s použitím specifických svodů.....	38
<b>5</b>	<b>Zhodnocení výsledků detekce</b>	<b>41</b>
5.1	Senzitivita, pozitivní prediktivita a specificita detektorů .....	41
5.2	Prezentace dosažených výsledků .....	42
5.3	Srovnání obou vytvořených algoritmů .....	44
<b>6</b>	<b>Diskuze výsledků detekce</b>	<b>46</b>
	<b>Závěr</b>	<b>48</b>
	<b>Literatura</b>	<b>50</b>
	<b>Příloha</b>	<b>53</b>



# SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1: Převodní systém srdeční [5] .....	11
Obr. 2: Zapojení svodů dvanáctisvodového EKG [6].....	12
Obr. 3: Normální EKG křivka .....	13
Obr. 4: Rozdíl mezi intervalem a segmentem [5].....	14
Obr. 5: Ukázka deprese ST segmentu.....	17
Obr. 6: Ukázka elevace ST segmentu.....	18
Obr. 7: Ukázka inverze vlny T.....	19
Obr. 8: Transmurální infarkt (A) a subendokardiální infarkt (B) [5] .....	20
Obr. 9: Cévní zásobení srdce .....	22
Obr. 10: Obecné schéma detekce ischemických úseků v EKG signálu.....	24
Obr. 11: Ukázka záznamu EKG od pacienta s kardiostimulátorem .....	31
Obr. 12: Atriální fibrilace v EKG záznamu .....	31
Obr. 13: Odstranění vysokofrekvenčního šumu ze signálu .....	32
Obr. 14: EKG záznam před a po vyfiltrování kolísání nulové linie .....	33
Obr. 15: Nepřesně určen konec vlny P .....	35
Obr. 16: Falešné určení konce QRS komplexu.....	35
Obr. 17: Rozměření EKG záznamu s výskytem komorové extrasystoly.....	36
Obr. 18: Detekovaná nadprahová hodnota napětí ve svodu V3 .....	37
Obr. 19: Detekovaná podprahová hodnota napětí ve svodu V3 .....	38
Obr. 20: Porovnání signálu svodu $L_{LAD}$ získaného ze 120 svodů a vypočítaného pomocí transformační matice .....	39
Obr. 21: Detekovaná nadprahová hodnota napětí ve svodu $L_{LAD}$ .....	40
Obr. 22: Detekovaná podprahová hodnota napětí ve svodu $L_{LCx}$ .....	40
Obr. 23: Součet $Se + Sp$ u metody detekce ischemie na 12 svodových záznamech .....	43
Obr. 24: Součet $Se + Sp$ u metody detekce ischemie na specifických svodech .....	44
Obr. 25: Hodnoty senzitivity pro různé prahy u obou metod detekce .....	45
Obr. 26: Hodnoty specifity pro různé prahy u obou metod detekce .....	45
Obr. 27: Falešně pozitivní detekce ischemie myokardu .....	46

# ÚVOD

V této práci je zahrnuta problematika detekce ischemie myokardu v EKG signálu různými metodami.

Práce je rozdělena do pěti hlavních kapitol. V první kapitole je popsán vznik a šíření elektrických impulsů v srdci, způsob měření elektrokardiografických záznamů a popis EKG křivky. Druhá kapitola se zabývá podstatou ischemie myokardu a jejími projevy v EKG záznamu. V třetí části práce jsou uvedeny principy různých metod detekce ischemie spolu s příkladem prací různých autorů, které se detekcí ischemie zabývají. Ve čtvrté kapitole je vysvětlen postup při zpracování vybraných metod v prostředí MATLAB. Je zde popsána databáze použitých signálů a také způsob jakým byly signály předzpracovány. Součástí jsou i obrázky filtrovaných signálů. Dále je zde popsán princip použitého rozměrovacího algoritmu a jeho vlastní aplikace na použitých datech. Poté následuje již samotný popis zpracovaných metod s konkrétními kritérii použitými při jejich realizaci a některé obrázky znázorňující signály s výskytem či absencí nadprahových hodnot deviace ST segmentu. Poté následuje pátá kapitola, kde jsou zhodnoceny výsledky detekce obou metod na použitých datech a jsou zde diskutovány možné faktory ovlivňující jejich detekční úspěšnost a možné úpravy, které by mohly tuto detekční úspěšnost zlepšit.

# 1 ELEKTRICKÁ AKTIVITA SRDCE

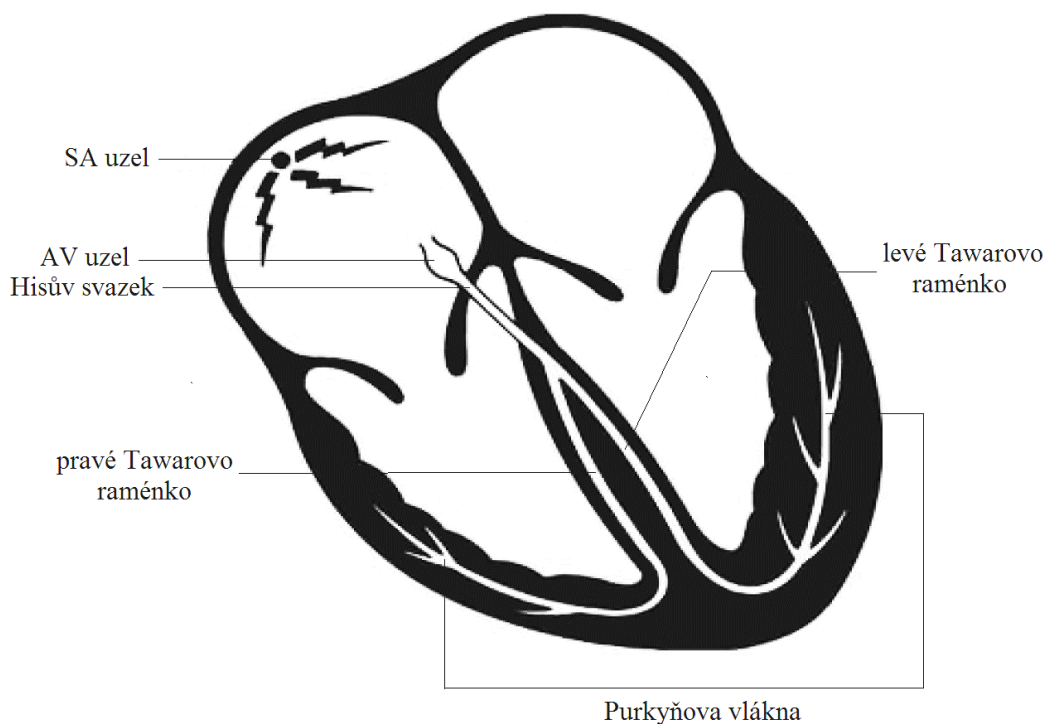
V této kapitole je popsán vznik srdeční elektrické aktivity a způsob šíření elektrických impulsů. Dále je zde část zabývající se elektrokardiogramem (EKG), způsobem snímání elektrokardiografického signálu a popisem fyziologické EKG křivky.

## 1.1 Elektrofyziologie srdce

Kontrakce jakékoliv svaloviny, včetně srdeční, je provázena změnami elektrického potenciálu svalových buněk. U zdravého srdce je šíření elektrických impulsů zajištěno převodním systémem, který vede impulsy až k pracovnímu myokardu, jehož depolarizace způsobí kontrakci srdeční svaloviny.

U normálně pracujícího srdce se vyskytuje tzv. sinusový rytmus, kde depolarizace začíná v sinoatriálním (SA) uzlu. Nachází se v horní části pravé srdeční síně a jeho buňky jsou schopné generovat pravidelné elektrické impulsy – dochází zde ke spontánní rytmické depolarizaci. Tyto impulsy aktivují síňové svalové buňky ke stahu a dále se šíří do atrioventrikulárního (AV) uzlu umístěného v dolní části pravé síně. Dále dochází k rychlému vedení depolarizace přes Hisův svazek, který se v mezikomorovém septu dělí na pravé Tawarovo raménko a levé Tawarovo raménko. Levé Tawarovo raménko se ještě rozděluje na dva svazky [1]. Nakonec je vzruch veden ve svalovině komor pomocí Purkyňových vláken a dochází ke kontrakci svalových buněk srdečních komor [2], [3]. Tento převodní systém (Obr. 1) je jediná cesta, jak převést elektrický impuls ze síní na komory, protože jinak jsou srdeční síně od komor elektricky izolovány. Rychlost vedení impulsu není v celém převodním systému stejná, což lze pozorovat z různých délek intervalů na EKG křivce (viz podkapitola 1.3). Nejrychleji je vzruch veden Hisovým svazkem, Tawarovými raménky a poté Purkyňovými vlákny (4 m/s). Naopak nejpomaleji se impuls šíří AV uzlem (0,2 m/s) [4].

SA uzel však není jediná část srdce, která je schopna spontánní depolarizace. Tuto schopnost má většina částí srdce, ale frekvence kontrakcí srdečních komor je dána oblastí s nejvyšší frekvencí depolarizace, což je normálně právě SA uzel. Pokud depolarizace začíná z jiného místa, dochází k tzv. arytmií [1].



Obr. 1: Převodní systém srdeční [5]

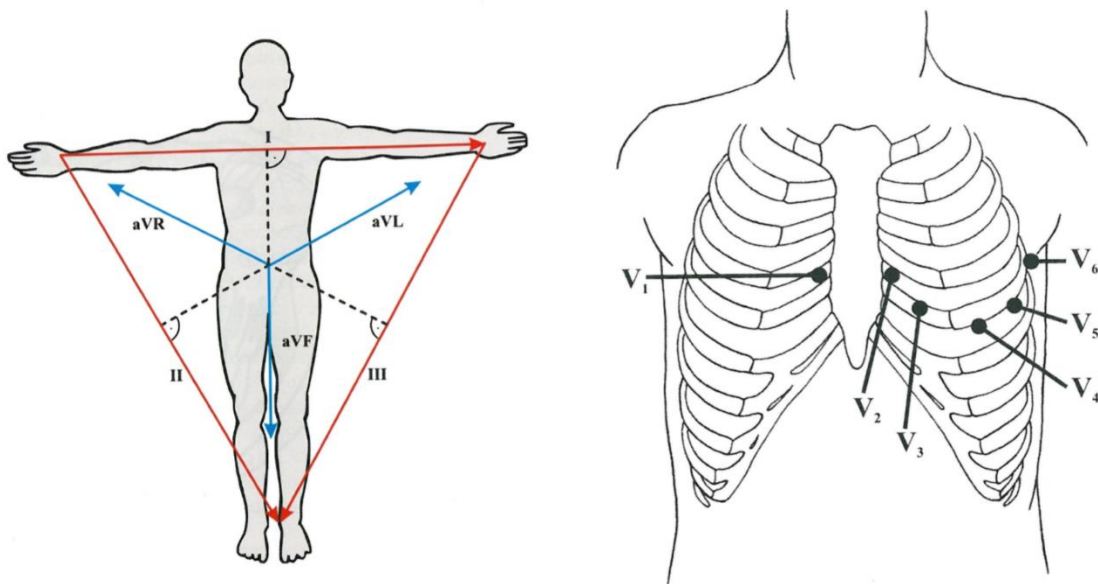
## 1.2 Elektrokardiogram (EKG)

EKG je grafický záznam elektrické aktivity srdce. EKG slouží jako důležitý nástroj v lékařské diagnostice a jeho analýzou je možno zjistit mnoho potenciálně život ohrožujících stavů a hraje tedy významnou roli v léčbě nejen srdečních poruch [1], [5].

Elektrická aktivita je zaznamenána pomocí elektrod, které jsou připevněny na určitých místech povrchu těla. V podstatě dochází k porovnání elektrických potenciálů na různých elektrodách a jednotlivá porovnání vytváří elektrický obraz a ten se nazývá svod [1]. Tvar EKG křivky v určitém svodu je závislý na směru a velikosti vektoru šíření elektrického impulsu. Dalšími faktory, které mají vliv na tvar křivky, jsou rotace srdce a poloha srdce v hrudníku, která může být u každého jedince jiná [6].

Základní 12svodové EKG tvoří tři bipolární končetinové svody, tři zesílené unipolární končetinové svody (Goldbergerovy) a šest unipolárních hrudních svodů. Bipolární končetinové svody, značené jako **I**, **II** a **III**, znázorňují rozdíl potenciálů mezi dvěma specifickými místy. Svod I je získán jako rozdíl potenciálu mezi pravou a levou rukou. Svod II tvoří potenciálový rozdíl mezi pravou rukou a levou nohou a svod III je rozdílem potenciálu mezi levou rukou a levou nohou. Goldbergerovy svody (**aVR**, **aVL**, **aVF**) jsou modifikací unipolárních svodů VR, VL a VF, které jsou měřeny proti nulovému potenciálu. Tento centrální nulový potenciál je vytvořen spojením svodů v tzv.

Wilsonově svorce. Takto získané svody však mají velmi nízkou amplitudu. Proto je používáno zesílených Goldbergerových svodů, kde je získána nulová hodnota potenciálu odlišným způsobem. U hrudních unipolárních svodů **V1 – V6** se užívá stejný princip jako při získání svodů VR, VL a VF, tedy měření potenciálu vůči nulovému potenciálu na Wilsonově svorce [6]. Protože elektrody hrudních svodů jsou velmi blízko srdce, je možné z těchto svodů provést důkladnější analýzu poruch šíření depolarizace [7]. Na Obr. 2 je vidět umístění elektrod na těle, z nichž získáme dvanáct svodů. Svody (aVR, aVL a aVF) se dopočítávají z již naměřených svodů.



Obr. 2: Zapojení svodů dvanáctisvodového EKG [6]

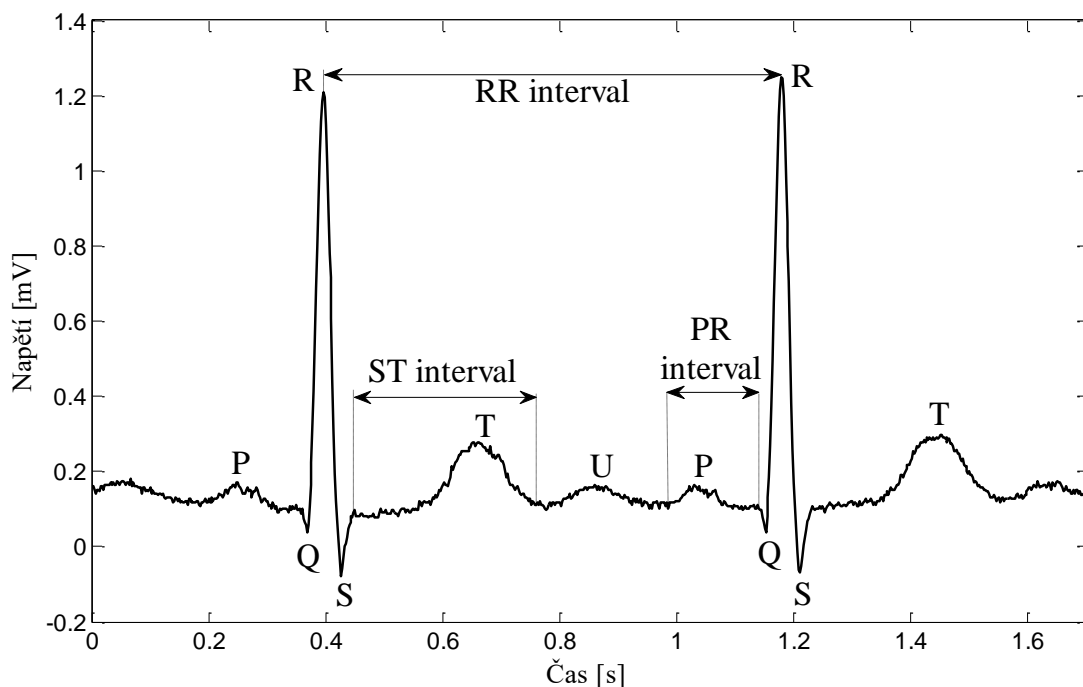
Kromě standardních dvanácti svodů je v některých zvláštních případech užíváno dalších přídatných svodů, které slouží ke snímání elektrické aktivity z míst, která nejsou základními svody registrovány. Elektrody pro tyto svody mohou být umístěny např. v jícnu, přímo v srdeční dutině nebo další elektrody na hrudníku. Tyto přídatné hrudní elektrody mohou být využity například v diagnostice zadních infarktů myokardu, kde jsou ke klasickým hrudním svodům přidány svody **V7 – V9**. Umístění těchto elektrod navazuje na V1 – V6 směrem k páteři. Další uplatnění přídatných hrudních svodů lze nalézt v diagnostice abnormálního uložení srdce v hrudníku – konkrétně svody **V1R – V6R**, které získáme zrcadlovým zapojením hrudních svodů V1 – V6 na pravou stranu hrudníku. Svod V4R se uplatňuje při zjištění infarktu myokardu pravé komory [6], [7].

Další možnost snímání elektrické aktivity srdce je pomocí ortogonálních svodů. Jsou to tři svody (**x, y, z**), přičemž signály získané z těchto svodů je možné zobrazit pomocí tzv. vektorkardiogramu, kde jsou signály znázorněny ve třech na sebe kolmých rovinách (frontální, horizontální a sagitální). Existuje více svodových systémů, nejznámějším je

Frankův systém [8].

### 1.3 Popis EKG křivky

Tvar normální křivky EKG lze vidět na Obr. 3. Na tomto záznamu lze pozorovat několik vln a kmitů, z nichž každý je charakterizován svým tvarem a dobou trvání [7]. Nejprve se na EKG křivce zobrazuje vlna P, poté kmity Q, R, S, které vytvářejí tzv. QRS komplex, a nakonec vlna T, u některých jedinců ještě následována vlnou U.



Obr. 3: Normální EKG křivka

**Vlna P** vzniká depolarizací síňové svaloviny. Zobrazuje postupný průběh elektrické aktivity začínající aktivací svaloviny pravé síně a končící aktivací svaloviny síně levé. Ve většině svodů bývá tato vlna pozitivní, kromě svodu aVR, V1, v některých případech i ve svodu III, kde je negativní. Tvar této vlny je většinou hladký a obloukovitý. Její výška (voltáž) může být při normálním nálezu až 0,25 mV a doba trvání je 0,09 s, nejdéle 0,11 s.

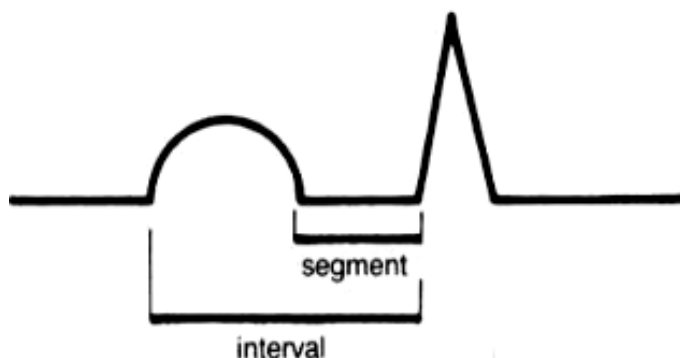
Repolarizace svaloviny síní není na křivce pozorovatelná, protože je překryta **QRS komplexem**, který vzniká depolarizací komorové svaloviny. Jak je napsáno výše, tento komplex je tvořen ostrými kmity. První negativní kmit Q je u zdravého člověka projevem postupu aktivace komorového septa zleva doprava. Dle zdroje [9] fyziologicky trvá tento kmit maximálně 0,03 s a jeho výška není větší než 25% výšky kmitu R. První pozitivní kmit komorového komplexu, nezávisle na tom, jestli je před ním kmit Q, je kmit R. Jeho

výška se v různých svodech liší. Negativní kmit následující po kmitu R, se nazývá kmit S. Doba trvání QRS komplexu představuje dobu šíření aktivace v komorách – normálně je to 0,06 – 0,10 s [5]. Jakákoliv porucha vedení v komorách způsobuje rozšíření QRS komplexu, tedy prodloužení doby jeho trvání [1].

**Vlna T** znázorňuje repolarizaci komor. Tvar této vlny může být ovlivněn jak srdečními, tak i např. hormonálními nebo neurogenními vlivy. Normálně je však sestupná část vlny strmější než vzestupná část a její výška je stejná jako jedna až dvě třetiny výšky kmitu R [5], [9].

U některých osob se na EKG křivce nachází po vlně T ještě **vlna U**. Původ jejího vzniku je dosud nejasný [8]. V některé literatuře je její vznik vysvětlen jako projev pozdějších potenciálů Purkyňových vláken – pozdní repolarizace komor [9].

Časové úseky mezi vlnami a kmity v EKG mají určité názvy. Tyto časové úseky se nazývají intervaly a segmenty. Rozdíl mezi nimi lze pozorovat z Obr. 4. Interval představuje dobu od začátku jedné vlny nebo kmitu až po počátek další výchylky. Segment označuje úsek od konce výchylky po začátek další.



Obr. 4: Rozdíl mezi intervalem a segmentem [5]

**Interval PR** (nazýván také interval PQ [9]) je doba od začátku vlny P až po začátek QRS komplexu. Je to tedy doba, za kterou se vzruch z SA uzlu dostane přes převodní systém srdce až ke svalovině komor [5]. Normální délka PR intervalu je v rozmezí 0,12 až 0,20 s [9].

**Segment PR** je úsek mezi koncem vlny P a začátkem QRS komplexu, což je tedy doba od ukončení depolarizace síní po začátek depolarizace komor.

Doba od začátku depolarizace komor až po konec jejich repolarizace se nazývá **interval QT**. Délka tohoto intervalu se v závislosti na srdeční frekvenci mění, ale normálně je v rozmezí 0,34 až 0,42 s [9].

**ST segment** je úsek nacházející se mezi koncem QRS komplexu a počátkem vlny T.

Vyjadřuje dobu, po kterou je svalovina komor kompletně depolarizována. Fyziologicky se ST segment nachází v nulové izoelektrické linii [9]. Začátek tohoto segmentu je v tzv. bodě J, který označuje konec QRS komplexu. Deviace tohoto segmentu mimo izoelektrickou linii se nazývají elevace nebo deprese. Při popisu EKG je nutno se zaměřit na deviace ST segmentu, protože mohou být projevem závažných diagnóz (infarkt myokardu, akutní perikarditida,...) [5]. Detekce a následná klasifikace ST segmentu je ztížena šumem v signálu, driftem nulové izolinie a dále například i síťovým brumem v signálu [10].



## 2 ISCHEMIE MYOKARDU

Ischemická choroba srdeční zahrnuje choroby, jejichž společným znakem je přítomnost ischemie myokardu. Ischemie myokardu může nastat na podkladě patologií koronárního řečiště, avšak její příčiny mohou být také nekoronárního původu. Patologické procesy v koronárním řečišti, které způsobí poruchu perfuze, lze rozdělit na organické a funkční. Mezi organické příčiny poruchy perfuze můžeme zařadit trombus, arteritidu, koronární píštěl, nejčastější je však ateroskleróza. Funkční příčiny jsou spazmy koronárních tepen. Nekoronárním podkladem ischemie myokardu je pokles transportní kapacity krve pro kyslík při anemii nebo naopak zvýšená potřeba kyslíku v srdeční svalovině například při zvýšené funkci štítné žlázy nebo nekorigovaném vysokém krevním tlaku [11], [12].

Ischemická choroba srdeční je jedna z nejčastějších chorob v rozvinutých zemích. Kardiovaskulární choroby jsou nejčastější příčinou úmrtí v České republice. Podle informací z roku 2011 je asi 40% všech úmrtí z kardiovaskulárních příčin způsobeno ischemickou chorobou srdeční. V posledních letech dochází k poklesu úmrtnosti na tuto nemoc, na čemž se podílí dokonalejší léčba, ale i zaměření na prevenci.

Prevence je zaměřena na rizikové faktory aterosklerózy, která je nejčastější příčinou ischemické choroby srdeční. Mezi ovlivnitelné rizikové faktory patří například kouření, obezita, zvýšený cholesterol, hypertenze. Existují také faktory neovlivnitelné, jako je mužské pohlaví, věk nebo rodinný výskyt [12].

Ischemie myokardu může být akutní nebo chronická (viz podkapitola 2.2, 2.3).

### 2.1 Změny na EKG při ischemii myokardu

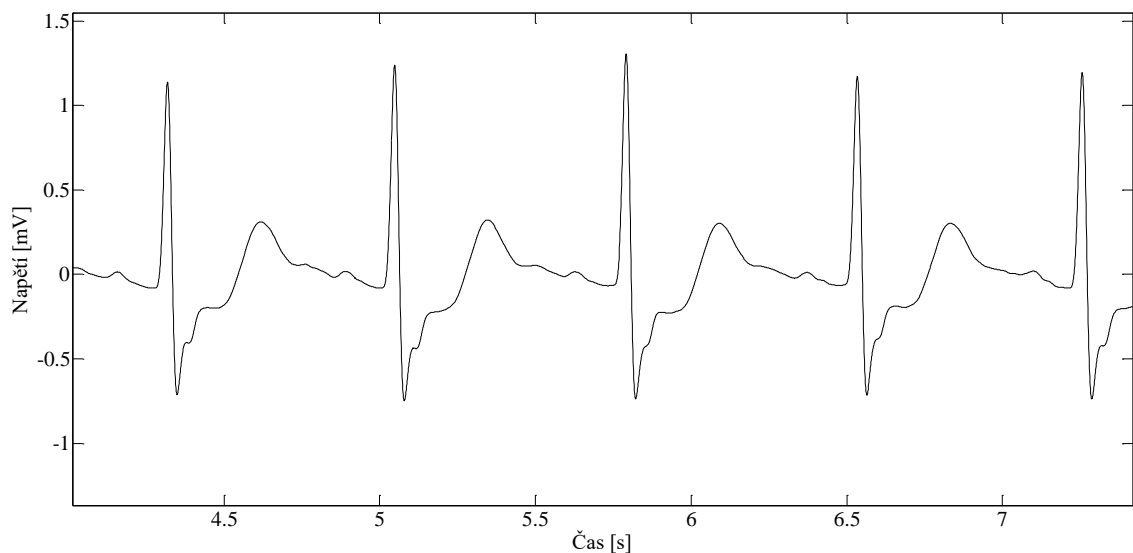
EKG změny mají v průběhu trvání ischemie svůj časový vývoj. Podle míry poškození buněk myokardu mohou být relativně reverzibilní. Nejsou specifické pouze pro ischemické postižení, avšak při hodnocení EKG je nutné se zaměřit na jejich kombinaci a brát v úvahu klinický stav.

#### 2.1.1 Deprese úseku ST

Deprese úseku ST nemusí být vždy patologická a může se vyskytovat i u zdravých jedinců. Pro zhodnocení, zda se jedná o patologický nález na EKG, je důležitý rozsah deprese úseku ST. Pokud je deprese úseku ST  $\leq 1$  mm (tj. 0,1 mV), můžeme to považovat za nespecifickou změnu u zdravých jedinců, vždy je však nutné EKG hodnotit s ohledem na klinický stav a laboratoř, eventuálně EKG s časovým odstupem zopakovat. Deprese ST segmentu je viditelná na Obr. 5.

Pro označení deprese úseku ST jako jistou známku ischemie musí být splněny určité podmínky [13]:

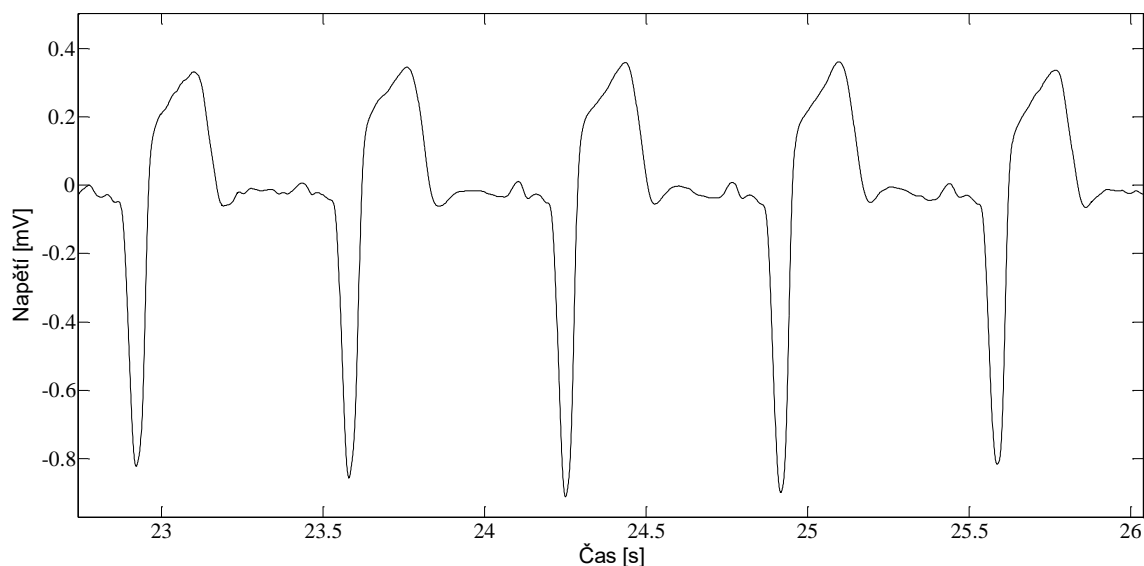
- rozsah deprese více než 1 mm (0,1 mV)
- přítomnost ve dvou nebo více svodech
- přítomnost ve dvou nebo více po sobě jdoucích QRS komplexech
- horizontální nebo šikmo sestupný průběh
- abnormální konvexita úseku ST ve svodech V1 – V3 nebo V2 – V4, spojené s inverzí vlny T



Obr. 5: Ukázka deprese ST segmentu

### 2.1.2 Elevace úseku ST

Fyziologické elevace úseku ST mají většinou ponechán konkávní průběh. Mohou být přítomny u zdravých lidí hispánského a afroamerického původu. Patologické elevace úseku ST jsou přítomny při akutním infarktu myokardu, mohou se však vyskytovat i z mnoha dalších příčin, například při akutní perikarditidě. Rozsah patologické elevace úseku ST musí být  $\geq 1$  mm (0,1 mV) [13]. Patologická elevace ST segmentu je zřetelná na Obr. 6.



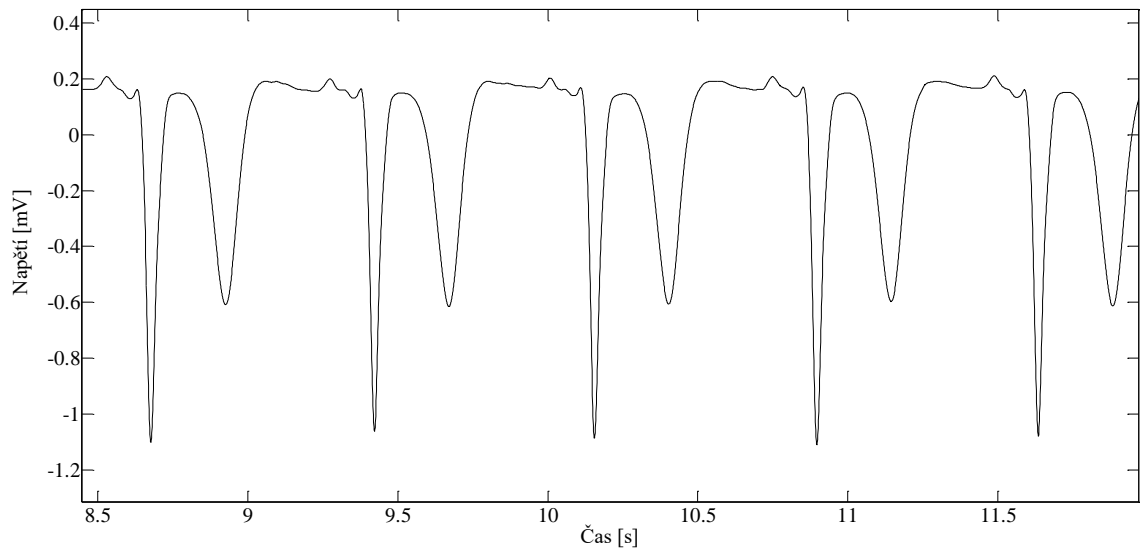
Obr. 6: Ukázka elevace ST segmentu

### 2.1.3 Patologický kmit Q

Patologický kmit Q je v EKG pozdním projevem ischemického poškození myokardu. Nemusí však být přítomen vždy po prodělané ischemii a někdy může dokonce přetrvávat celý život. Patologická je doba trvání kmitu Q nad 0,04 sekund s hloubkou kmitu odpovídající nejméně 1/3 amplitudy kmitu R ve stejném QRS komplexu [5], [13].

### 2.1.4 Patologie vlny T

Při akutní ischemii se mění tvar vlny T – zužuje se, má tvar hrotu. Tuto změnu nazýváme hrotnatá vlna T nebo též hyperakutní vlna T. V dalším časovém odstupu od vzniku ischemie, obvykle v několika hodinách, dochází k takzvané inverzi vlny T, při které se amplituda vlny T přesune do negativivity. Tyto změny mohou být reverzibilní, pokud dojde k odstranění příčiny ischemie. Pokud však vznikne nekróza myokardu, zůstává inverze vlny T přítomna řádově měsíce i roky. Inverze vlny T je sama o sobě známkou ischemie, nikoli přímým průkazem infarktu myokardu. Invertovaná vlna T se vyskytuje i v jiných situacích, například u blokády Tawarových ramének. Při ischemii má však negativní vlna T symetrický tvar [5]. Inverzi vlny T lze pozorovat na Obr. 7



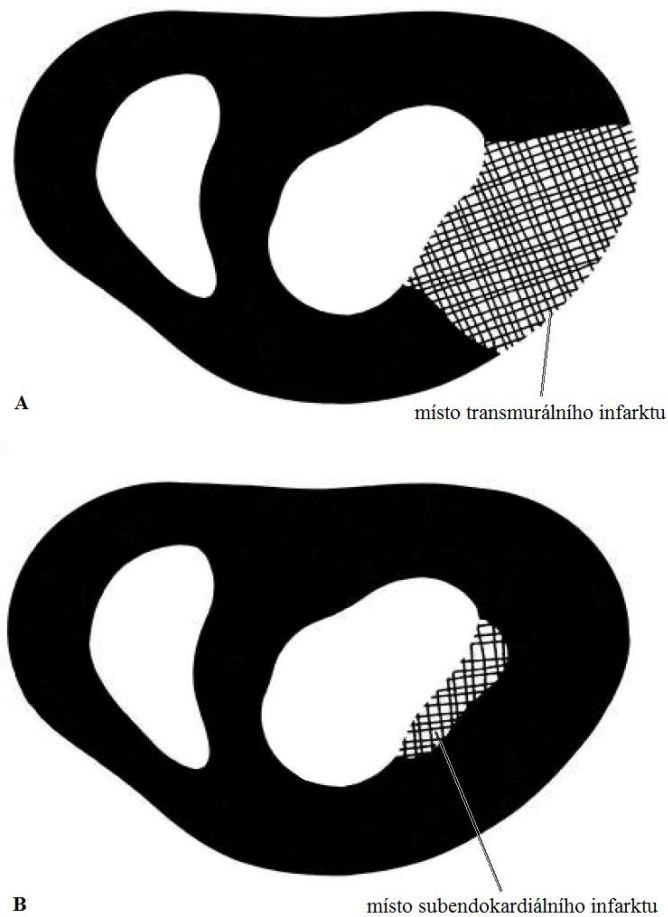
Obr. 7: Ukázka inverze vlny T

## 2.2 Akutní ischemie

Akutní formy ischemické choroby srdeční bezprostředně ohrožují lidský život. Nejdůležitější roli v míře poškození srdečních buněk akutní ischemií hraje časový faktor. Do 60 minut od uzavření věnčité tepny je možné obnovením průchodnosti tepny zachránit až 60% myokardu, po 3 hodinách již pouze 20%, za 6 hodin již dochází ke kompletní ireverzibilní transmuralní nekróze srdečních buněk [12].

### 2.2.1 Akutní infarkt myokardu

Akutní infarkt myokardu je ložiskové ischemické postižení myokardiálních buněk, dochází při něm k náhlému uzavření lumen věnčité tepny, která zásobuje určitou oblast myokardu. Jak již bylo zmíněno, příčinou uzavření koronární tepny je nejčastěji aterosklerotický plát, který praskne a na jeho povrchu se utvoří intrakoronární trombus. Nekrotické postižení myokardu vzniká již 20 až 30 minut od uzávěru koronární tepny, nejčasněji postiženou oblastí, která je nejcitlivější na dodávku kyslíku je subendokard. Postupně dochází k rozšíření nekrózy k subperikardu. Asi za 6 až 12 hodin dojde k transmuralnímu postižení, které se projeví vznikem patologických kmitů Q na EKG záznamu [12]. Na Obr. 8 je vidět rozsah postižení myokardu při subendokardiálním a transmuralním infarktu.



Obr. 8: Transmurální infarkt (A) a subendokardiální infarkt (B) [5]

EKG křivka v časných fázích infarktu myokardu může být zcela fyziologická, proto je nutné EKG vyšetření zopakovat s časovým odstupem, kdy již mohou být patrné charakteristické EKG známky infarktu myokardu. V časném stadiu IM vzniká hrotnatá vlna T, po několika hodinách trvání ischemie se mění invertovanou vlnu T. Další známkou časného stadia infarktu myokardu na EKG je elevace úseku ST, která značí poškození myokardiálních buněk. Elevace ST úseku může být reverzibilní, též při proběhlém IM dochází k návratu úseku ST k izoelektrické linii. Poslední EKG změnou je hluboký kmit Q, který je projevem transmurální nekrózy myokardu. Původ vzniku kmitu Q je vysvětlován tím, že odumřelá oblast myokardu nevysílá žádnou elektrickou aktivitu, elektrody nad oblastí proběhlého infarktu zaznamenají negativní výchylku (hluboký kmit Q), protože elektrická aktivita nepoškozené části myokardu se vzdaluje od poškozené oblasti opačným směrem [5].

Starší klasifikace infarktu myokardu vycházela z přítomnosti či nepřítomnosti patologického kmitu Q. Tzv. Q-infarkt (transmurální) je charakterizován patologickým kmitem Q, dochází k poškození celé stěny srdeční komory. Tzv. non-Q infarkt (netransmurální) je projevem poškození neúplného. Jak je uvedeno výše, Q kmit vzniká s velkou časovou prodlevou. Proto k časnější diagnostice bylo vytvořeno novější dělení

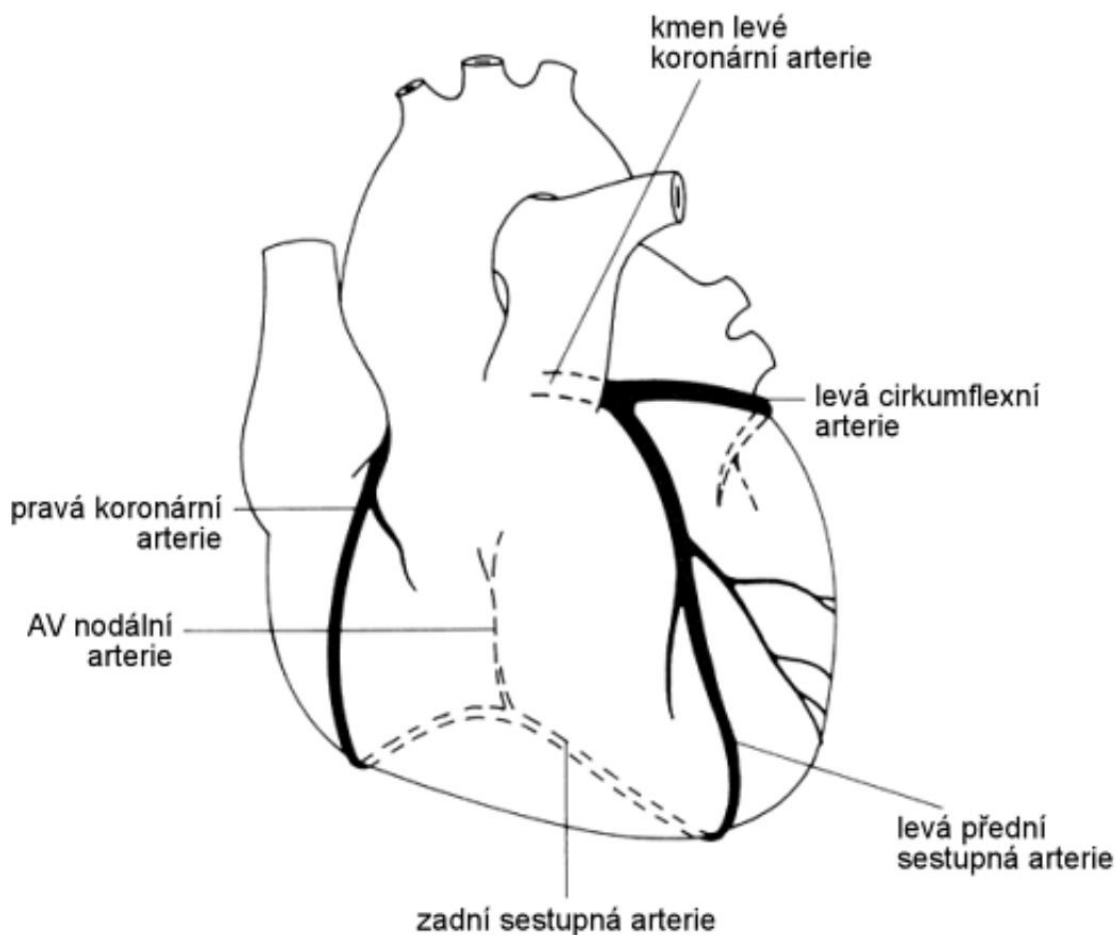
infarktu myokardu na akutní infarkt myokardu s elevacemi úseků ST (STEMI) a bez elevací ST (NSTEMI).

Přítomnost patologické elevace úseku ST v konkrétních svodech vypovídá o lokalizaci infarktového ložiska na podkladě uzávěru konkrétní koronární tepny zásobující danou oblast (Obr. 9). Diagnóza akutního infarktu myokardu s elevací úseků ST je založena na splnění určitých kritérií [5], [13]:

- přítomnost patologické elevace úseků ST  $\geq 1$  mm ve dvou či více končetinových svodech
- spodní (diafragmatický) infarkt myokardu - elevace ve svodech II, III a aVF, je způsoben uzávěrem pravé věnčité tepny (RCA)
- anterolaterální infarkt myokardu – elevace ve svodech I, aVL, V5 a V6, vzniká uzávěrem cirkumflexní větve levé věnčité tepny (LCx)
- akutní infarkt myokardu přední stěny – patologické elevace ve 2 či více sousedních hrudních svodech, vzniká uzávěrem levé přední sestupné větve levé věnčité tepny (LAD), anteroseptální infarkt je charakterizován elevacemi ve svodech V1- V3, přední akutní infarkt myokardu ve svodech V3- V6
- akutní infarkt pravé komory – elevace ve svodech V3R a V4R, vzniká uzávěrem RCA
- zadní infarkt myokardu – neprojeví se elevací úseku ST a kmitem Q ve dvanáctisvodovém EKG, protože žádný ze svodů není umístěn na zadní stěně. Je zrcadlovým obrazem předního infarktu – hodnotí se deprese ST a vysoký kmit R ve V1, vzniká uzávěrem RCA
- reciproční deprese úseků ST podporují diagnózu akutního infarktu

Rozsah infarktu odpovídá rozsahu elevací ST úseku. Při malém infarktu se vyskytuje elevace ve dvou nebo třech svodech, při středním infarktu ve čtyřech až pěti svodech, při velkém infarktu v šesti až sedmi svodech a při rozsáhlém infarktu v osmi až devíti svodech [13].

Akutní infarkt myokardu bez elevací úseků ST se na EKG záznamu projevuje depresemi úseku ST  $\geq 1$  mm ve dvou či více svodech a inverzí vlny T [5], [13].



Obr. 9: Cévní zásobení srdce – levá přední sestupná arterie (LAD), levá cirkumflexní arterie (LCx), pravá koronární arterie (RCA) [5]

## 2.3 Chronická ischemie

Chronické formy ischemické choroby srdeční nepředstavují akutní ohrožení života, mohou se však akutně dekompenzovat.

### 2.3.1 Angina pectoris

Angina pectoris se projevuje bolestmi na hrudi, které se nazývají stenokardie. Vzniká při stresu, fyzické zátěži či teplotními výkyvy prostředí. Dochází k přechodné ischemii, která je způsobená nerovnováhou mezi potřebou a dodávkou kyslíku většinou kvůli významnému zúžení průsvitu koronární tepny [12].

Projevem anginózní bolesti na EKG křivce může být deprese úseku ST, inverze vlny T nebo obojí, kdy úsek ST s vlnou T splývá. K odlišení od akutního infarktu myokardu bez elevací úseku ST je třeba brát v úvahu též klinický stav a čas trvání EKG změn. Po odeznění anginózního záchvatu dochází k rychlému návratu úseku ST k izoelektrické

linii [5].

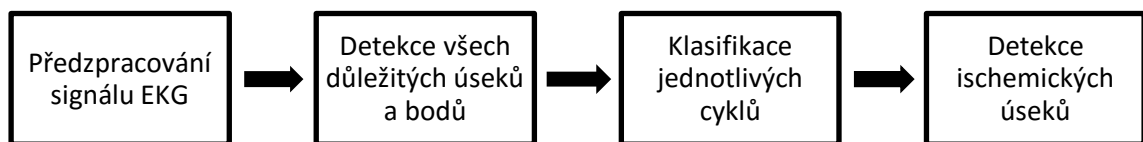
Ischemie myokardu se nemusí vždy projevovat bolestí, v tom případě se nazývá němá ischemie. Patologické změny EKG nejsou provázeny klinickými potížemi. EKG změny se objeví při ambulantní monitoraci EKG nebo pouze při zátěžových testech. Při zátěžovém testu dochází k vývoji ischemie myokardu v čase, který se označuje jako ischemická kaskáda. Nejdříve vzniká porucha perfuze, poté porucha diastolické funkce, následně porucha kontraktility myokardu a až později ke změnám elektrických vlastností srdeční svaloviny, které jsou detekovány na EKG křivce. Nejpozději přichází klinické potíže [12].



### 3 METODY DETEKCE ISCHEMIE MYOKARDU

V posledních několika letech došlo k výraznému pokroku v rozvoji diagnostických technik. Došlo ke zlepšení v oblasti zpracování biologických signálů, například v odstranění šumu ze signálu jako je drift nulové izoliny nebo síťový brum. Tento pokrok se projevil i ve výzkumu zabývajícím se detekcí ischemie myokardu, který umožnil vznik mnoha nových technik a algoritmů [10]. Techniky detekce se mohou lišit ve způsobu předzpracování signálu a v použití konkrétního detekčního algoritmu. Jak bylo zmíněno v podkapitole 1.3, odchylky ST segmentu od izoelektrické linie mohou být projevem ischemie myokardu. Nejedná se však o jedinou patologii v EKG záznamu, podle které můžeme ischemii v EKG záznamu rozpoznat (viz podkapitola 2.1).

Obvykle se automatická detekce ischemických úseků v EKG skládá ze čtyř kroků (Obr. 10). Prvním krokem je předzpracování EKG signálu kvůli odstranění šumu. Dále je třeba detekovat důležité body a úseky, jako např. J bod nebo izoelektrickou linii, dle kterých budeme následně rozdělovat jednotlivé srdeční cykly jako ischemické nebo normální. Poté mohou být při splnění určitých podmínek jednotlivé cykly sdruženy v ischemické úseky.



Obr. 10: Obecné schéma detekce ischemických úseků v EKG signálu

Existuje mnoho metod detekce ischemie. Tyto metody se většinou liší ve způsobu provedení posledních dvou kroků detekce (viz Obr. 10). Obecně by se daly detekční metody rozdělit v závislosti na použité technice do čtyř kategorií: umělé neuronové sítě, kategorie založená na pravidlech, fuzzy logika nebo analýza digitálního signálu [14].

V metodách posledních dvou podkapitol (3.5 a 3.6) jsou též použity principy z výše zmíněných čtyř kategorií. Jsou však popsány samostatně, protože jsou v práci programově zpracovány.

### 3.1 Umělé neuronové sítě

Umělé neuronové sítě mají široké uplatnění při nelineárním zpracování, klasifikaci a optimalizaci signálu. Tyto sítě jsou složeny z propojených umělých neuronů. Při detekci ischemie může být tato metoda použita samostatně nebo v kombinaci s jinou technikou detekce, například s analýzou hlavních komponent (PCA) nebo fuzzy logikou.

Schopnost učení umělých neuronových sítí je jedna z vlastností, díky které je tato metoda schopna správné detekce i na malém množství dat nebo na zašuměných datech.

V práci [15] bylo k detekci ischemie použito vícevrstvého perceptronu a to na datech pouze z jednoho svodu. Vstupem do tohoto systému byly body z ST segmentu. Trénováním systému bylo možno následně rozlišit jednotlivé srdeční cykly jako ischemické, normální nebo neklasifikovatelné. Následně byly nalezeny ischemické úseky. K testování byla použita Evropská ST-T databáze (European ST-T Database), která je často využívána jako standardní databáze pro detekci ischemie. Zde bylo testováno pouze šedesát z devadesáti záznamů v databázi. Dosaženo bylo senzitivity 84,4% a pozitivní prediktivní hodnota byla 78,8%.

Další systém detekce využívající umělé neuronové sítě (konkrétně vícevrstvý perceptron) byl navržen v [16]. V této práci používají pouze informace získané z ST segmentu (deviace ST segmentu a sklon). Po určení každého srdečního cyklu jako ischemického nebo normálního jsou zkoumány části EKG o délce dvaceti vteřin. Pokud jsou všechny cykly v tomto dvacetivteřinovém záznamu ischemické, je tato část považována za ischemický úsek. Konečnému určení ischemických úseků ještě předchází spojení určených ischemických úseků, které jsou od sebe vzdálené méně než pět vteřin. Tato metoda byla otestována na 47 záznamech z Evropské ST-T databáze a její senzitivita dosahovala 85% a pozitivní prediktivní hodnota 88% [14].

### 3.2 Metody detekce založené na pravidlech

Tyto metody používají k detekci ischemie soubor pravidel, které vycházejí ze znalosti fyziologického průběhu EKG. Těmito pravidly je určena hranice mezi ischemickými a fyziologickými cykly, resp. úseky.

Autoři v [17] použili k hodnocení ischemie tři parametry, jejichž hodnoty zjišťovali každých 30 vteřin záznamu. Těmito parametry jsou maximální odchylka ST segmentu od izoelektrické linie, odchylka ST segmentu v bodě J+80 ms a sklon ST segmentu (sklon mezi body J a J+80 ms). Byly určeny dva sady pravidel, podle kterých byly zjištěny ischemické úseky. Tato pravidla však zohledňují pouze depresi ST segmentu. Metoda byla testovaná na osmnácti 24hodinových záznamech EKG a bylo docíleno senzitivity

90% a pozitivní prediktivní hodnoty 96%.

V pracích [18] a [19] byla vytvořena metoda detekce ischemie na dvousvodovém EKG. Nejprve byl ze signálu odstraněn šum a následně se určily důležité body a parametry EKG (J bod, izoelektrická linie, vrchol vlny T). Poté jsou určeny jednotlivé cykly jako ischemické, normální nebo artefakty na základě tří pravidel (deprese ST segmentu, elevace ST segmentu a inverze vlny T nebo její zploštění). Následně je hodnoceno procentuální zastoupení ischemických cyklů ve 30vteřinových úsecích EKG. Při procentuálním zastoupení vyšším než 75% je celý úsek hodnocen jako ischemický. Konečné ischemické úseky jsou získány sloučením výsledků z obou svodů. Při testování metody na Evropské ST-T databázi byla senzitivita 94% a pozitivní prediktivní hodnota 79%.

Hlavní nevýhoda tohoto způsobu detekce je v tom, že hodnota prahu určující zda je cyklus či úsek ischemický, je neměnná, což může být příčinou falešně pozitivních detekcí. Nadprahové hodnoty jsou klasifikovány jako ischemické bez ohledu na vzdálenost od prahu. Některé pozitivní detekce mohou být totiž způsobeny vlivem šumu v signálu a také konstantní hodnota prahu nezohledňuje subjektivitu každého pacienta [14].

### **3.3 Fuzzy logika**

V předchozí podkapitole jsou popsány metody, kde výsledek rozhodování může nabývat pouze dvou hodnot (ano nebo ne, tj. 1 nebo 0) a to na základě splnění určitých podmínek. Metody používající fuzzy logiku jsou jakýmsi rozšířením předchozího způsobu detekce, který řeší jeho výše zmíněnou nevýhodu. Také využívají k rozhodování určitá pravidla, ale výsledek rozhodování může nabývat hodnot z intervalu  $\langle 0,1 \rangle$ . Tento způsob více odpovídá lidskému rozhodování.

Metoda navržená v [20] využívající fuzzy logiku byla testována na Evropské ST-T databázi a bylo docíleno senzitivity 81% a pozitivní prediktivní hodnoty 68% [14].

### **3.4 Metody založené na analýze digitálního signálu**

Tyto metody jsou založeny na transformaci původního signálu a na následném získání užitečných informací, které mohou být použity k diagnostice ischemie. Analýza signálu může být provedena jak v časové, tak ve frekvenční oblasti.

Metoda zpracovaná v [21] využívá k detekci ischemie analýzu ST segmentu ve frekvenční oblasti. Dle jejich pozorování ischemické úseky EKG obsahují ve srovnání s fyziologickými nižší frekvence a tuto vlastnost použili k jejich rozlišení. Jako ischemický je definován úsek EKG trvající déle než dvacet vteřin a obsahující dvě třetiny

nebo více ischemických cyklů. Tato metoda byla testována na setu dat získaných Holterovým monitorováním EKG, který obsahoval dvacet normálních a dvacet čtyři ischemických záznamů. Dosaženo bylo senzitivity 95,8% a specifity 90%.

Způsob detekce použitý v [22] využívá metodu vlnkové transformace. Parametry získané z této časově-frekvenční analýzy jsou použity k určení normálních a ischemických cyklů. Tato metoda byla testována pouze na malém množství dat obsahující dvacet ischemických a dvacet normálních srdečních cyklů. Bylo dosaženo senzitivity 95% a specifity 100% [14].

### 3.5 Přímé měření deviace ST segmentu

Tato metoda se řadí mezi metody detekce ischemie založené na pravidlech. U této metody je po předzpracování signálu (z důvodu odstranění šumu) nutno nalézt důležité body a hodnoty v EKG. Konkrétně je nutno zjistit hodnotu izoelektrické linie a pozici bodu J, tedy je nutno provést rozměření signálu. Následně je podle kritérií určováno, zda je určitý srdeční cyklus ischemický nebo normální. Kritéria mohou být různá. V článku [23] jsou doporučená kritéria, která jsou pro muže a pro ženy odlišná. U mužů jsou dále rozlišena i podle věku. U mužů starších čtyřiceti let je pro průkaz ischemie nutná přítomnost elevace v J bodě vyšší než 0,2 mV ve svodech V2 a V3 a v ostatních svodech větší než 0,1 mV. Pro muže mladší čtyřiceti let musí být elevace v J bodě větší než 0,25 mV. Pro ženy jsou prahové hodnoty elevace v J bodě 0,15 mV ve svodech V2 a V3 a v ostatních svodech 0,1 mV. Dalším kritériem pro určení ischemie je přítomnost nadprahové deviace nejméně u dvou po sobě anatomicky následujících svodech (viz 4.4).

### 3.6 Detekce pomocí specifických svodů

Tato metoda používá pro zjištění ischemie v EKG transformaci originálního signálu. V práci [24] využívají k získání tří specifických svodů vztah

$$\begin{bmatrix} L_{LAD} \\ L_{LCX} \\ L_{RCA} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} T_{11} & T_{12} & T_{13} & T_{14} & T_{15} & T_{16} & T_{17} & T_{18} \\ T_{21} & T_{22} & T_{23} & T_{24} & T_{25} & T_{26} & T_{27} & T_{28} \\ T_{31} & T_{32} & T_{33} & T_{34} & T_{35} & T_{36} & T_{37} & T_{38} \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} II \\ III \\ V1 \\ V2 \\ V3 \\ V4 \\ V5 \\ V6 \end{bmatrix}, \quad (1)$$

kde  $L_{LAD}$ ,  $L_{LCX}$ , a  $L_{RCA}$  představují bipolární specifické svody, transformační matice  $T_{ij}$ ,

kde  $i = 1, 2, 3$  a  $j = 1, \dots, 8$ , obsahuje transformační koeficienty a touto maticí je vynásobeno osm svodů z dvanáctisvodového EKG, konkrétně dva bipolární končetinové svody II a III a šest hrudních svodů V1 – V6. Matice transformačních koeficientů byla odvozena pomocí regresní analýzy s použitím dat ze 120svodového EKG získaného na univerzitě Dalhousie University (Halifax, NS, Kanada) - Dalhousie 120-lead BSPM Superset.

Detekce ischemie poté probíhá s použitím těchto tří specifických svodů hodnocením deviate ST segmentu oproti izoelektrické linii. V této práci byla stanovena kritéria dle pohlaví pacienta a také každý svod má jiné prahové hodnoty. Bylo zjištěno, že metodou detekce ischemie s použitím specifických svodů je možno dosáhnout lepší senzitivity bez vlivu na specificku, než při detekci ischemie z dvanáctisvodového EKG pomocí doporučených kritérií ([23]) [24].

## 4 ZPRACOVÁNÍ METOD V PROSTŘEDÍ MATLAB

V této práci byly vytvořeny dva algoritmy pro detekci akutní ischemie v EKG a to pomocí dvou různých metod. První metodou je analýza deviace ST segmentu a druhá je založena na transformaci vybraných svodů z 12svodového záznamu do tří specifických svodů. Data, na kterých bylo prováděno testování algoritmů, však nebyly anotovány. Proto bylo nejprve nutno provést rozměření signálů. Konkrétně zjistit konce vln P a začátky a konce QRS komplexů. K tomuto rozměření byl použit rozměrovací algoritmus, který bude popsán níže spolu s oběma vytvořenými algoritmy pro detekci ischemie.

### 4.1 Použitá data

V práci jsou použity signály, z kterých je odvozena matice pro transformaci osmi svodů z 12svodového záznamu, a databáze pro testování vytvořených algoritmů.

Data, která byla použita k vytvoření matice sloužící k získání specifických svodů, jsou blíže popsána v [25]. Jsou to data, která byla součástí soutěže zveřejněné na webové stránce projektu Physionet [26], Physionet/Computers in Cardiology Challenge v roce 2007. Tato výzva byla zaměřena na lokalizaci infarktu myokardu na základě elektrokardiografických záznamů a snímků získaných z magnetické rezonance. K účelům této práce byly použity pouze čtyři záznamy EKG o vzorkovací frekvenci 1000 Hz (case1.mat, case2.mat, case3.mat a case4.mat). Tyto záznamy obsahují signály získané ze 120 svodů. Z těchto 120 svodů se dá odvodit i standardní 12svodové EKG a dokonce jsou zde k dispozici i vzorce, dle kterých lze získat tři specifické svody. Také jsou u těchto EKG záznamů k dispozici pozice důležitých bodů v signálu (začátek vlny P, konec vlny P, začátek QRS komplexu, konec QRS komplexu a konec T vlny).

Testování vytvořených algoritmů bylo provedeno na databázi The PTB Diagnostic ECG Database [27], která je také dostupná v knihovně signálů Physionet [26]. Tato databáze EKG záznamů byla poskytnuta německým národním metrologickým institutem PTB (Physikalisch-Technische Bundesanstalt) pro výzkumné účely a k testování algoritmů. EKG signály byly získány od zdravých dobrovolníků a od pacientů s různými nemocemi srdce. Databáze obsahuje 549 záznamů od 290 lidí (ve věku 17 až 87, průměr 57,2; 209 mužů, průměrný věk 55,5, a 81 žen, věkový průměr 61,6; věk nebyl zjištěn u 1 ženy a 14 mužů). Od každého pacienta bylo získáno od 1 do 5 záznamů. V databázi chybí subjekty s čísly 124, 132, 134 a 161. Každý záznam zahrnuje 15 současně měřených signálů: ze 12 standardních svodů (I, II, III, aVR, aVL, aVF, V1, V2, V3, V4, V5, V6) a 3 Frankových EKG svodů (vx, vy, vz). Signály jsou nahrávány se vzorkovací frekvencí

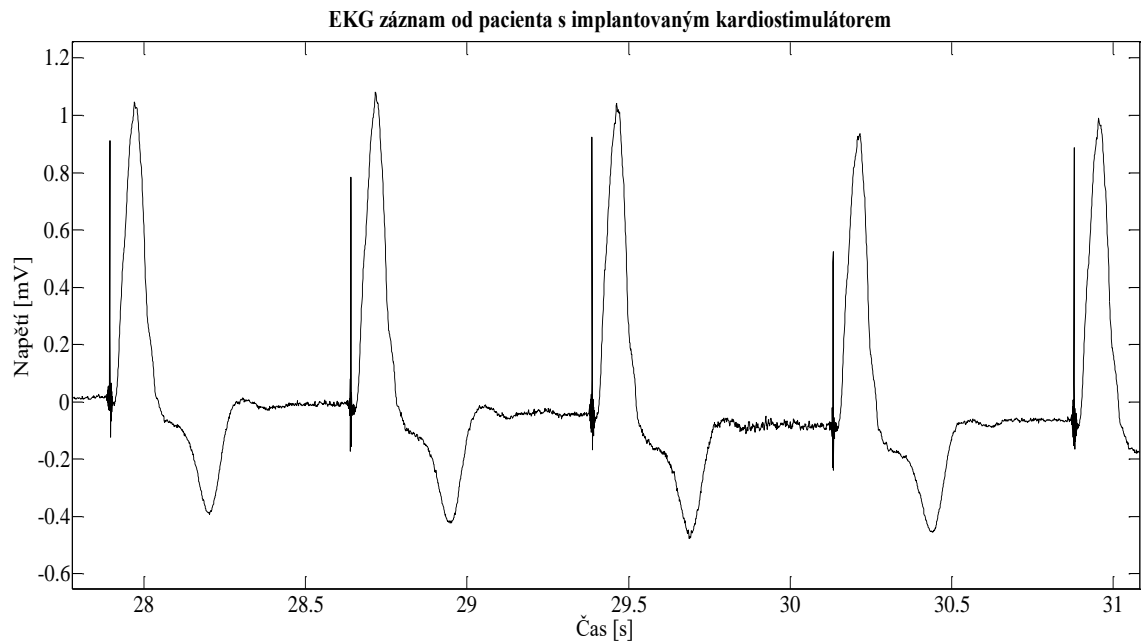
1000 Hz.

Ke každému signálu je dostupný soubor ve tvaru *nazev\_signalu.hear*, jehož součástí je u většiny EKG záznamů podrobný klinický přehled zahrnující věk, pohlaví, diagnózu, kde je to možné také data z anamnézy, medikace nebo výsledky provedených lékařských zákroků, data o patologii koronárních tepen, nálezy z ventrikulografie či echokardiografie. Klinický přehled není dostupný u 22 pacientů. Zastoupení jednotlivých diagnóz lze vidět v Tab. 1.

Tab. 1: Rozdělení pacientů dle diagnóz [27]

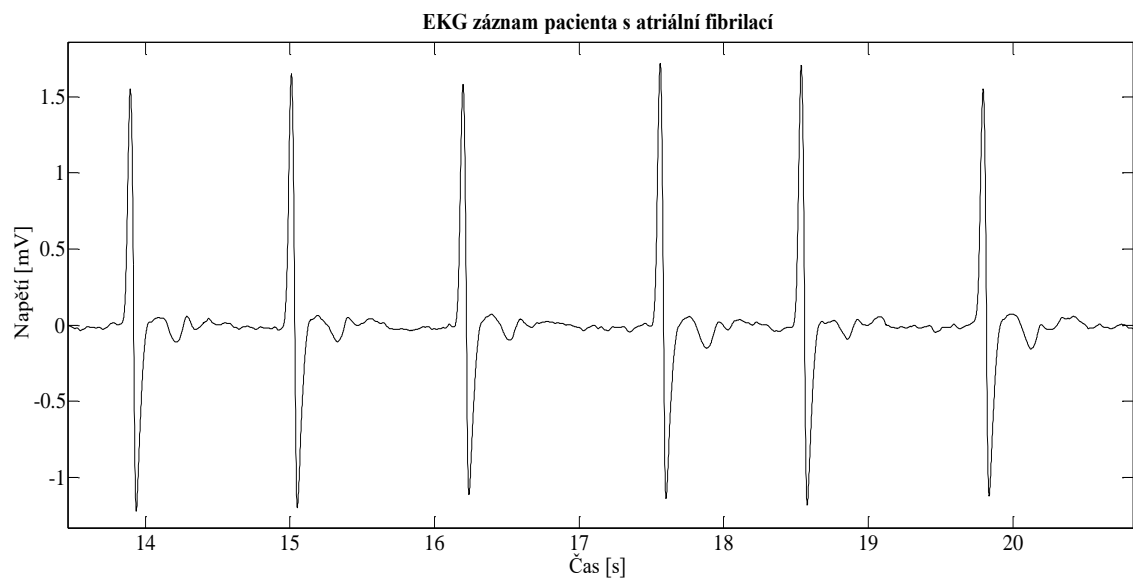
<b>Diagnóza</b>	<b>Počet pacientů</b>
Infarkt myokardu	148
Kardiomyopatie / Srdeční selhání	18
Blokáda Tawarova raménka	15
Dysrytmie	14
Hypertrofie myokardu	7
Onemocnění srdečních chlopní	6
Myokarditida	4
Kombinace diagnóz	4
Zdraví jedinci	52

Pro testování byly v této práci použity pouze signály od pacientů s diagnostikovaným infarktem myokardu a kontrolní signály od zdravých osob. Z těchto dat byly dále vyřazeny signály od pacientů, u kterých nebylo možno provést rozměření (pacienti s kardiostimulátorem nebo pacienti s atriální fibrilací) a také signály, na kterých selhával rozměrovací algoritmus. Na Obr. 11 zobrazen EKG záznam získaný od pacienta s implantovaným kardiostimulátorem, kde lze pozorovat, že v signálu není možno detekovat pozice důležitých bodů, jejichž detekce je nezbytná pro funkci obou vytvořených detekčních algoritmů.



Obr. 11: Ukázka záznamu EKG od pacienta s kardiostimulátorem

Na Obr. 12 je signál od pacienta s diagnostikovanou atriální fibrilací. Při atriální fibrilaci jsou v úseku mezi vlnou T a QRS komplexem následujícího cyklu přítomny malé nepravidelné vlnky F. Vlna P tedy chybí. Absence vlny P je opět důvodem nemožnosti použití detekčních algoritmů na tomto signálu.



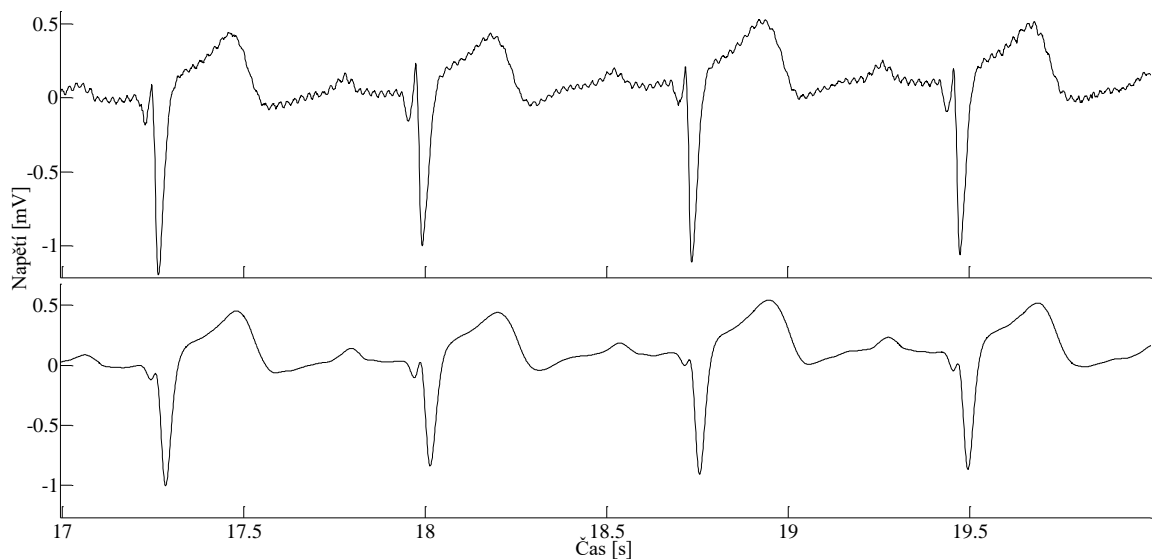
Obr. 12: Atriální fibrilace v EKG záznamu



## 4.2 Předzpracování signálů

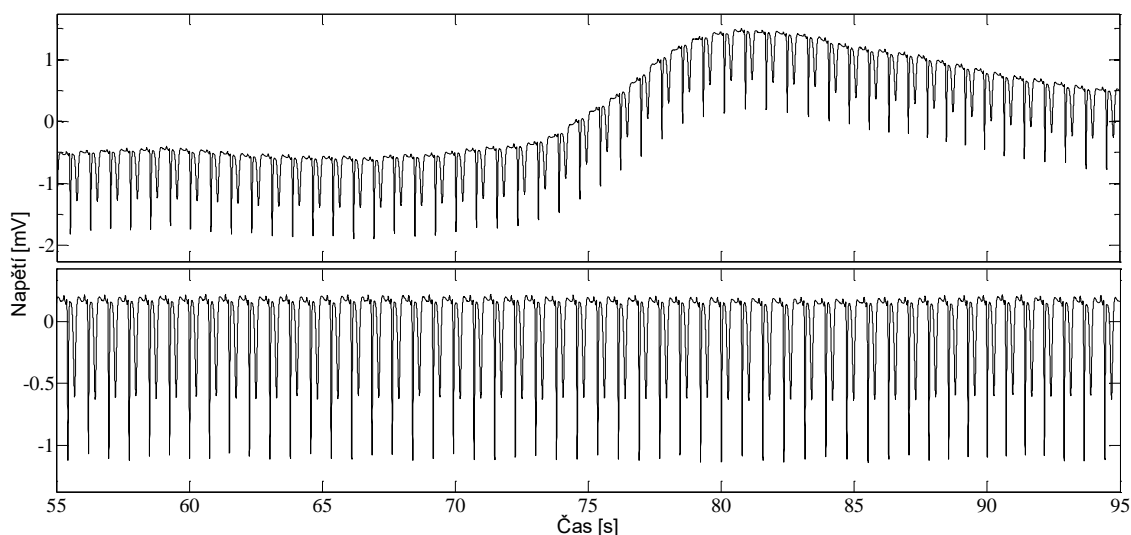
Před rozměření a samotným použitím detekčních algoritmů bylo provedeno předzpracování signálů z důvodu odstranění nežádoucích složek ze signálu (kolísání nulové linie, brum). Filtrace signálu vede k získání kvalitnějších signálů, což umožňuje přesnější následnou detekci.

V této práci jsou použity dva filtry, které jsou popsány v [28]. První filtr slouží k vyhlazení signálu, tedy k odstranění šumu o vysoké frekvenci. Signál je vyhlazen trojúhelníkovým oknem o délce 35. Trojúhelníkové okno je vytvořeno pomocí funkce `triang`, a samotná filtrace provedena použitím funkce `filter`. Po filtraci bylo nutno upravit škálování. Na Obr. 13 je zobrazen signál před a po vyhlazení trojúhelníkovým oknem. Lze pozorovat, že došlo k výraznému potlačení nežádoucího vysokofrekvenčního šumu.



Obr. 13: Odstranění vysokofrekvenčního šumu ze signálu (nahore před filtrací, dole po filtraci)

Po použití prvního filtru je dále signál upraven druhým filtrem, který slouží k redukci nízkofrekvenčních šumových složek. Tímto filtrem lze tedy odstranit kolísání nulové linie. Tento FIR filtr byl navržen použitím Kaiserova okna. Hodnoty mezních frekvencí nepropustného a propustného pásma byly zvoleny 0,5 Hz a 1 Hz. Pomocí funkce `kaiserord` byly získány parametry, které slouží jako vstup funkci `fir1`. Jejím výstupem jsou koeficienty impulsní odezvy. Finálně je opět použita funkce `filter`. Eliminace driftu nulové linie je patrná na Obr. 14. V horní části obrázku je zobrazen signál před filtrací FIR filtrem a v dolní části je stejný úsek signálu již bez driftu nulové linie.



Obr. 14: EKG záznam před a po vyfiltrování kolísání nulové linie

### 4.3 Rozměření EKG

Při rozměrování signálů EKG je dosahováno nejlepších výsledků použitím algoritmů založených na metodě vlnkové transformace. Důvodem užívání těchto algoritmů je hlavně velká přesnost detekce, ale také jednoduchost principu a nenáročnost výpočtu [29]. Rozměřovací algoritmus [30] použitý v této práci byl vytvořen Ing. Martinem Vítkem, Ph.D. v jeho dizertační práci Automatické rozměření signálů EKG [29].

#### 4.3.1 Princip použitého rozměřovacího algoritmu

Jak již bylo zmíněno výše, nepoužívanější metodou při rozměrování EKG signálů je metoda vlnkové transformace. V tomto rozměřovacím algoritmu je využívána numerická realizace spojité vlnkové transformace (CWT). Důvodem je možnost volby libovolného kladného reálného měřítka vlnkové transformace na rozdíl od dyadické formy vlnkové transformace s diskretním časem (DyDTWT), která je omezena pouze na měřítka mocnin dvou. Možností volby měřítka vlnkové transformace lze ovlivnit zkreslení výsledků nežádoucími jevy, například síťovým brumem [29].

Základní princip spočívá v transformování signálu do měřítka závislých na vzorkovací frekvenci dle vzorce

$$a_{vh} = a_{vh500} \frac{f_{vz}}{500}, \quad (2)$$

kde  $f_{vz}$  je vzorkovací frekvence rozměřovaných signálů,  $a_{vh}$  jsou přepočtená optimální měřítka a  $a_{vh500}$  jsou optimální měřítka pro signály se vzorkovací frekvencí 500 Hz,

která jsou zvolena 15 jako první měřítko a 41 jako druhé měřítko [29].

Nejprve je signál transformován do prvního měřítka. Poté jsou detekovány komplexy QRS a jejich hranice metodou průchodu nulou. Výstupem této části jsou tedy pozice veškerých začátků a konců QRS komplexů daného svodu. Této informace je využito v následující části, kdy dochází k eliminaci QRS komplexů ze signálu. Dále je z takto upraveného signálu vypočteno měřítko druhé. Poté proběhne detekce vlny T a konce této vlny také pomocí průchodů nulovou hladinou. Pozice konců vlny T v daném svodu EKG jsou výstupem této druhé části algoritmu. Ve třetí části dochází k detekci vlny P a jejich hranic rovněž metodou průchodu nulou.

Tento rozměřovací algoritmus lze využít jak pro rozměření jednosvodového signálu, tak pro rozměření vícesvodových záznamů. V případě vícesvodových EKG jsou získány globální pozice důležitých bodů a to tak, že je na každém jednotlivém svodu provedeno rozměření a výsledné pozice jsou obdrženy pomocí shlukové analýzy [29].

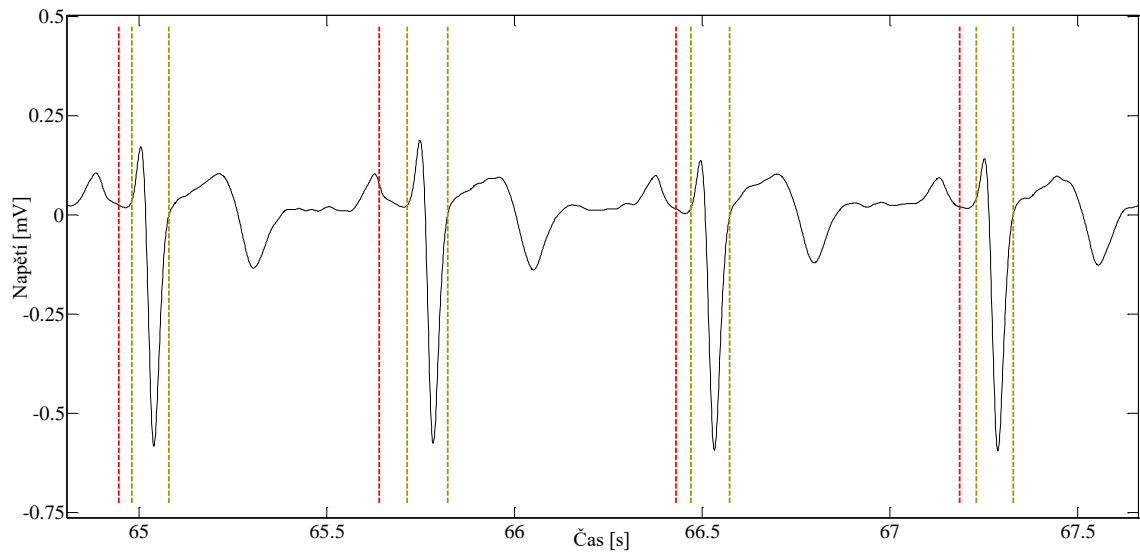
### 4.3.2 Vlastní aplikace rozměřovacího algoritmu

K načítání jednotlivých signálů je používána proměnná *RECORDS*, ve které je seznam všech signálů v databázi. Po načtení signálu jsou odstraněny ortogonální svody a rozměrování probíhá pouze na dvanácti svodech. Poté probíhá předzpracování signálu (viz podkapitola 4.2).

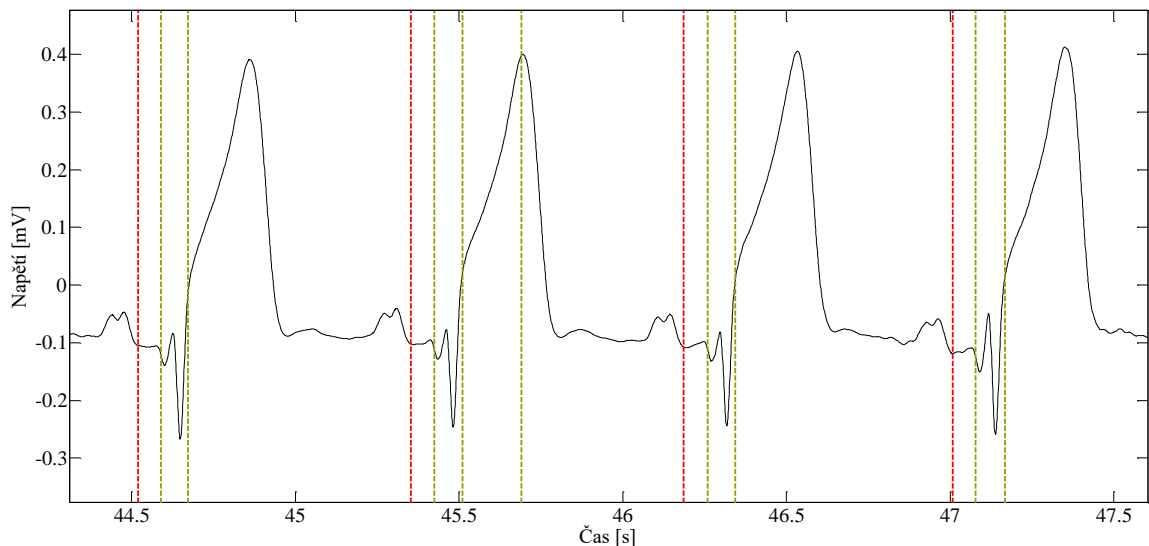
Jelikož je použitý rozměřovací algoritmus vhodný pro aplikaci na krátkodobých signálech, je signál rozdělen na kratší úseky. Rozměřovací algoritmus pracuje s prahem, jehož hodnota je závislá na použitém signálu. Při použití kratších úseků by mělo být dosahováno větší přesnosti rozměření. Hodnota délky úseku nebyla konstantní, ale byla volena odlišně pro různé signály. Po rozměření daného úseku dojde k jeho posunutí. Jako začátek dalšího úseku je zvolen poslední detekovaný začátek QRS komplexu. Pokud by byla poslední část rozměřovaného signálu kratší než daná délka úseku, je konec signálu označen jako konec úseku. V programu však není ošetřena situace, kdy by v posledním úseku nebyl detekován žádný QRS komplex, což by vedlo k chybě programu. Řešením tohoto problému bylo zvolení jiné délky úseku.

Pro rozměření byla použita verze pro vícesvodové záznamy, kdy je tedy detekce provedena na všech svodech, a výsledné pozice jsou získány použitím shlukové analýzy. V této práci jsou rozměřovány signály se vzorkovací frekvencí 1000 Hz, a proto měřítko nastavovaná v rozměřovacím algoritmu budou mít dle vzorce (2) hodnotu 30 a 82. Výstupem tohoto rozměřovacího algoritmu je osm důležitých bodů. Jsou to pozice QRS komplexů, jejich začátky a konce, dále pozice vln T a jejich konce a pozice vln P a jejich začátky a konce. Pro účely této práce byly podstatné pouze hranice QRS komplexu a pozice konce vlny P. Proto byly pouze tyto pozice nadetekované v jednotlivých úsecích

ukládány do proměnných  $Pk$ ,  $QRSz$  a  $QRSk$ . Tyto proměnné byly následně uloženy do souboru *anot\_nazev\_signalu.mat*, který je načítán ve vytvořených algoritmech detekce ischemie. V mnoha případech však rozměření nebylo úplně přesné, proto musely být pozice ručně upraveny. Příklady nesprávného rozměření jsou zobrazeny na Obr. 15 a Obr. 16. Konkrétně nepřesné určení konce vlny P je na Obr. 15 a na Obr. 16 je u jednoho srdečního cyklu falešně detekován konec QRS komplexu.

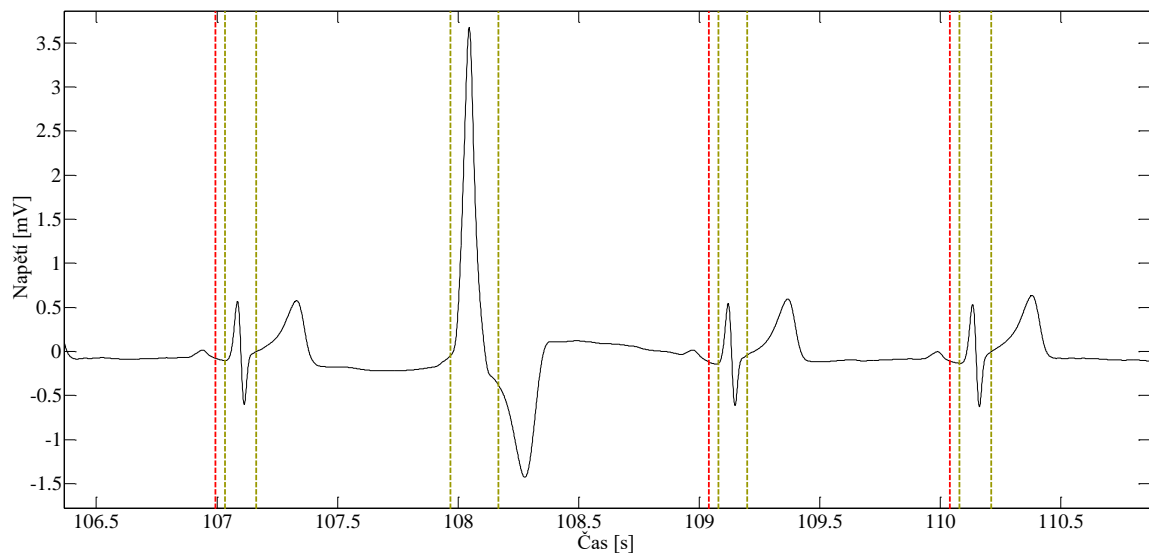


Obr. 15: Nepřesně určen konec vlny P



Obr. 16: Falešné určení konce QRS komplexu

V některých signálech se vyskytují i komorové extrasystoly. U takovýchto srdečních cyklů nelze vlnu P detekovat, což lze vidět na Obr. 17, detekován je pouze začátek a konec QRS komplexu.



Obr. 17: Rozměření EKG záznamu s výskytem komorové extrasystoly

#### 4.4 Analýza deviace ST segmentu

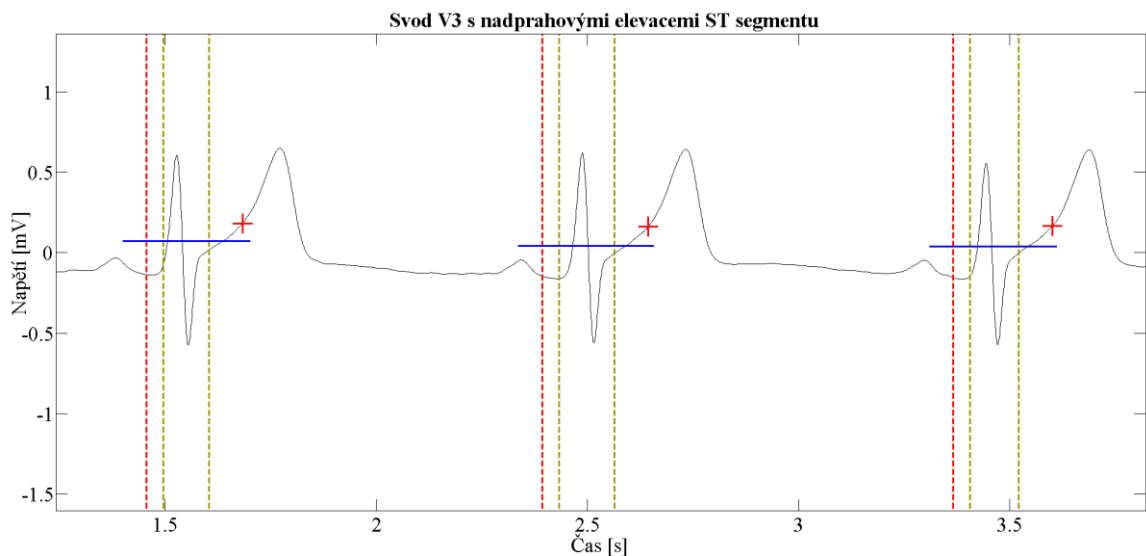
Nejprve bylo provedeno načtení signálu, poté načtení souboru s pozicemi hranic QRS komplexů a konců vln P a otevření header souboru (*nazev\_signalu.he*a). Následně byl signál předzpracován způsobem, který je popsán v podkapitole 4.2. Dalším krokem je zjištění informací o pacientovi, od kterého byl záznam pořízen. Tyto informace jsou získány z header souboru, kdy je tento soubor procházen řádek po řádku, a jsou hledaná konkrétní slova označující věk a pohlaví. Po nalezení daného slova je poté uložena buď hodnota věku, nebo informace o pohlaví. Ve verzi programu pro testování na všech testovaných signálech je z header souboru získána také diagnóza. Těchto informací o věku a pohlaví pacienta je využito při stanovování prahové hodnoty elevace či deprese ST segmentu. Použitá kritéria jsou popsána v jak již bylo zmíněno v 3.5.

Následně již probíhá samotná detekční část algoritmu, kdy je v každém srdečním cyklu porovnávána hodnota izoelektrické linie s hodnotou v bodě J+80 ms. V této práci byla izoelektrická linie počítána jako průměr z hodnot PR segmentu. Odchylka ST segmentu je zjišťována jako rozdíl napětí v bodě J+80 ms vůči hodnotě izoelektrické linie. Je-li rozdíl mezi těmito dvěma hodnotami větší než stanovený práh, je cyklus označen jako ischemický. V případě přítomnosti komorové extrasystoly v EKG signálu je tento srdeční cyklus přeskočen a detekce deviace ST segmentu pokračuje u dalšího správně rozměřeného cyklu. Stejný postup je opakován pro každý srdeční cyklus daného signálu a pro všech 12 svodů EKG.

Nalezení nadprahové hodnoty v určitém svodu ještě neznamená, že bude celý svod označen jako ischemický. K označení svodu jako ischemického musí být splněno určité

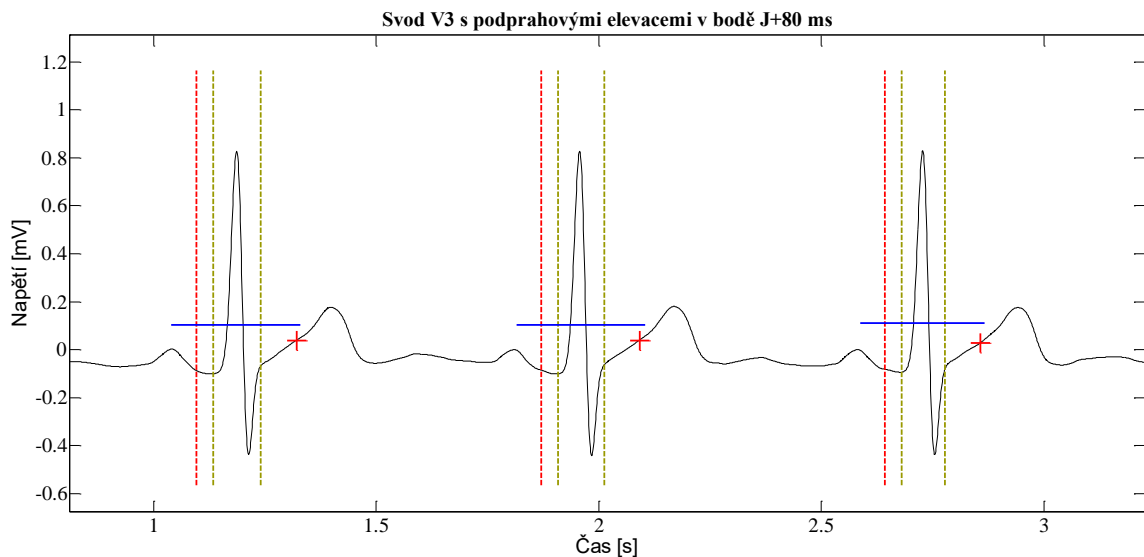
minimální procentuální zastoupení detekovaných nadprahových deviací. U této metody je tato hodnota nastavena na 50 %. Pro zhodnocení celého EKG záznamu pacienta jako ischemického musí být splněna ještě podmínka, a to přítomnost elevace (deprese) ST segmentu minimálně ve dvou po sobě anatomicky následujících svodech [23]. U hrudních svodů tomuto anatomickému pořadí odpovídá pořadí svodů V1 – V6. U končetinových svodů je nutná přítomnost nadprahové deviace ST segmentu minimálně ve dvou po sobě následujících svodech z pořadí aVL, I, -aVR, II, aVF a III.

Na Obr. 18 je zobrazena ukázka signálu, ve kterém byla pomocí této metody určena nadprahová elevace ST segmentu v bodě J+80 ms. Je vidět, že hodnota napětí v tomto bodě je zřetelně vyšší než stanovený práh, který byl v tomto případě zvolen 0,2 mV od hodnoty izoelektrické linie.



Obr. 18: Detekovaná nadprahová hodnota napětí ve svodu V3 (signál - patient017, s0055lrem.mat); modře – práh, červený křížek – bod J + 80 ms

Obr. 19 zobrazuje signál o pacienta s diagnostikovaným infarktem myokardu. Jak lze pozorovat při detekci touto metodou nebyly na signálu nalezeny nadprahové hodnoty napětí v bodě J+80 ms a byl tedy detektorem nesprávně určen jako neischemický.

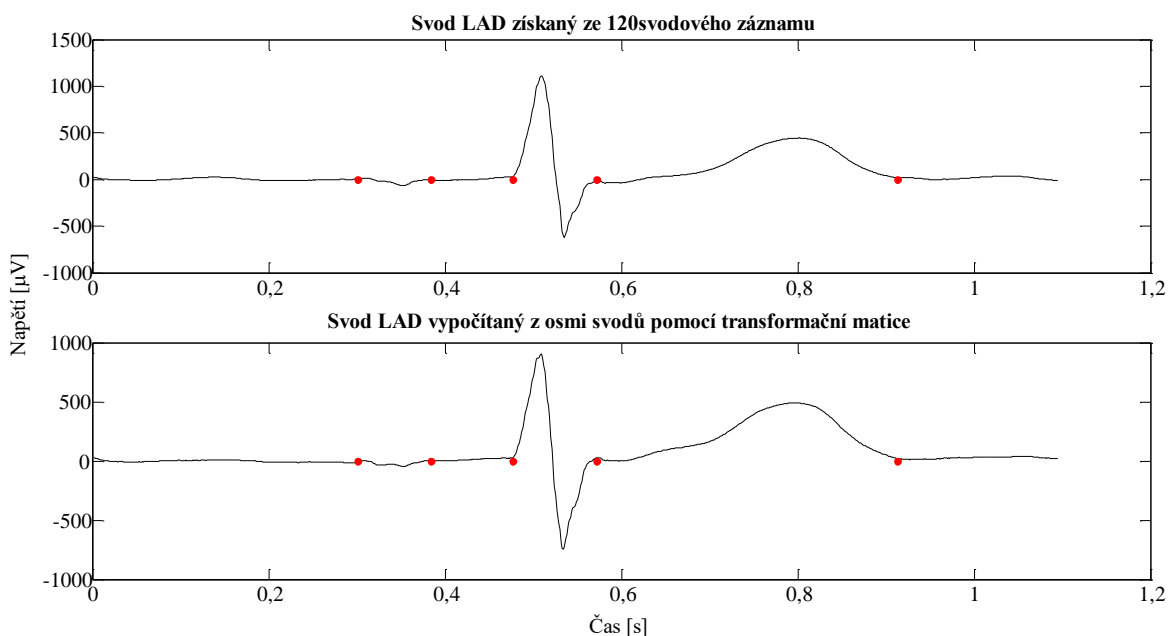


Obr. 19: Detekovaná podprahová hodnota napětí ve svodu V3 (signál patient017, s0063lrem.mat); modře – práh, červený křížek – bod J + 80 ms

## 4.5 Detekce ischemie s použitím specifických svodů

Prvním krokem, který bylo nutno provést, bylo získání transformační matice s transformačními koeficienty. Z použitých 120svodových záznamů bylo možno přímo vypočítat hodnoty specifických svodů. Tudíž dle vzorce (1) byla transformační matice získána podílem matice vypočítaných specifických svodů a matice osmi vybraných svodů z 12svodového záznamu (respektive vynásobením matice vypočítaných specifických svodů s inverzní maticí zmíněných osmi svodů). Jelikož matice těchto osmi svodů není čtvercová, nelze inverzní matici přesně vypočítat. Byla proto použita funkce `pinv`, díky které bylo možno vytvořit pseudoinverzní matici, která aproximuje inverzní matici. Transformační matice byla tedy získána vynásobením vypočítaných specifických svodů s touto pseudoinverzní maticí. Jelikož jsou k dispozici data od čtyř pacientů, lze pro každý vypočítat vlastní transformační matici. Pro samotné testování je nutné počítat však pouze s jednou konkrétní maticí, která bude univerzální pro všechny signály. V této práci byla tato jedna matice zvolena tak, že pro každý ze čtyř signálů byly specifické svody vypočítány pomocí všech čtyř dostupných matic a následně byly zjištěny odchylky těchto získaných svodů od těch svodů, které byly vypočítány přímo ze 120svodových záznamů. Odchylky pro konkrétní použitou transformační matici jsou sečteny, což je provedeno postupně u všech čtyř matic. Matice s nejmenší hodnotou součtu odchylek je v práci použita.

Na Obr. 20 je zobrazen svod  $L_{LAD}$  získaný ze 120svodového záznamu a stejný svod vypočítaný z osmi svodů pomocí transformační matice. Lze pozorovat, že se tvarově mírně liší, hlavně ve vlně T.



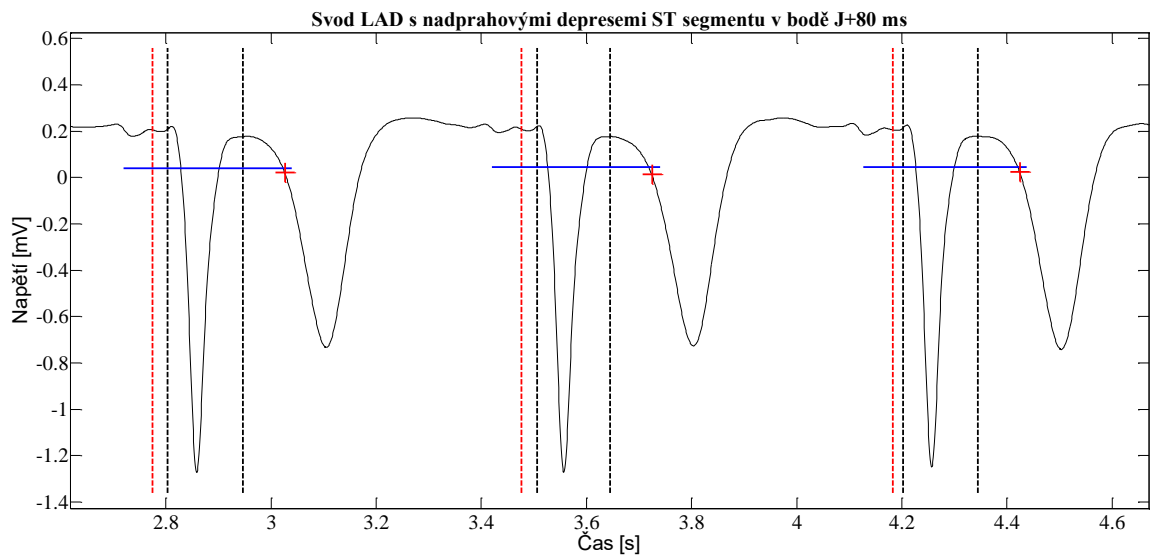
Obr. 20: Porovnání signálu svodu  $L_{LAD}$  získaného ze 120 svodů (nahore) a vypočítaného pomocí transformační matice (dole); červeně – začátek a konec vlny P, začátek a konec QRS komplexu a konec vlny T (signál case3.mat)

Následně již bylo možno aplikovat tuto matici v detekčním algoritmu na signálech z databáze The PTB Diagnostic ECG Database. Osm svodů z 12svodového záznamu (dle [24]) byly použity svody II, III a V1 – V6) bylo vynásobeno vytvořenou transformační maticí dle vzorce (1). Další postup je podobný jako u předchozí zpracované metody. Na rozdíl od metody detekce ischemie z 12svodového záznamu zde však byly prahové hodnoty pro jednotlivé specifické svody nastaveny dle [24]. Tato detekční kritéria jsou nastavena odlišně pro pacienty mužského pohlaví a pacienty ženského pohlaví a také jsou nastaveny různě dle svodu, kterém je detekce prováděna. Pro pozitivní detekci ischemie ve svodu  $L_{LAD}$  musí být deviace ST segmentu větší než 0,21 mV u mužů a 0,16 mV u žen. Pro svody  $L_{LCx}$  a  $L_{RCA}$  jsou detekční prahy nastaveny na stejné hodnoty. Rozdílné jsou však opět pro různé pohlaví. U mužů je hraniční hodnota deviace ST segmentu 0,105 mV a u žen 0,1 mV. Po výpočtu specifických svodů již mohla být zjištěna hodnota izoelektrické linie (průměr z hodnot PR segmentu) a také hodnota napětí v bodě J+80 ms. Dále již probíhá určení deviací u každého srdečního cyklu v signálu, stejným způsobem jako v předchozí metodě. Stejně je nastavena i podmínka určení svodu jako ischemického. V tomto případě je však použitý práh nižší - výskyt ischemických cyklů větší než 30 % ze všech cyklů ve svodu. Dalším rozdílem oproti předchozí metodě je to, že k určení celého signálu jako ischemického je dostačující, aby byl jako ischemický označen pouze jeden ze tří specifických svodů.

Na Obr. 21 je detekována nadprahová hodnota deviace ST segmentu, konkrétně nadprahová deprese segmentu ST. Tento zobrazený signál byl detektorem označen jako

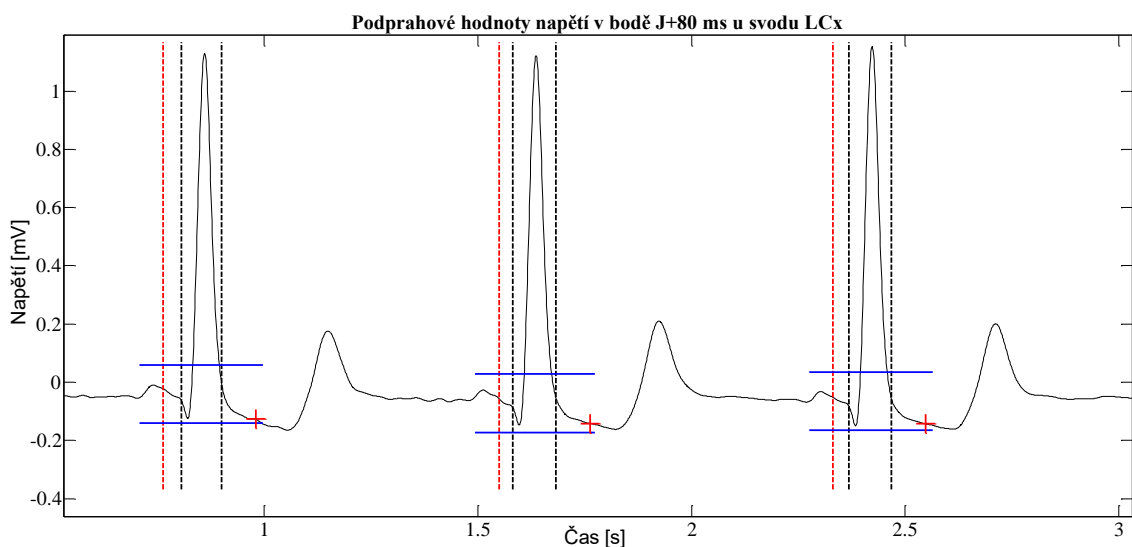


ischemický a pacientovi, od kterého byl signál získán, byl diagnostikován infarkt myokardu. Detektor tedy správně určil přítomnost ischemie.



Obr. 21: Detekovaná nadprahová hodnota napětí ve svodu  $L_{LAD}$  (signál patient002, s0015lrem.mat); modře – práh, červený křížek – bod J + 80 ms

Na Obr. 22 je zřetelná mírná deprese ST segmentu, tedy že hodnota napětí v bodě J+80 ms je menší než vypočítaná hodnota napětí izoelektrické linie. Tato deprese však není hodnocena jako ischemická, protože nepřekračuje hodnotu nastaveného prahu.



Obr. 22: Detekovaná podprahová hodnota napětí ve svodu  $L_{LCx}$  (signál patient006, s0064lrem.mat); modře – práh, červený křížek bod J + 80 ms

## 5 ZHODNOCENÍ VÝSLEDKŮ DETEKCE

V této kapitole jsou popsány porovnávací parametry, které byly použity ke zhodnocení spolehlivosti detekce vytvořených detektorů. Dále je zde prezentováno, jakých výsledků detekce bylo použitými detektory dosaženo a následné srovnání těchto dvou detekčních metod ischemie myokardu.

### 5.1 Senzitivita, pozitivní prediktivita a specificita detektorů

Dle článku [31], k hodnocení diagnostických testů mohou být použity různé metody hodnocení úspěšnosti. Konkrétně tři z těchto metod (senzitivita, specificita a pozitivní prediktivita), které slouží jako základní porovnávací parametry spolehlivosti testu, zde byly použity i k posouzení spolehlivosti detekce vytvořených detekčních algoritmů.

Dokonalý test dokáže správně určit všechny případy, které mají být detekovány jako pozitivní. Tato schopnost testu či detektoru je popsána jeho senzitivitou [31]. Senzitivita ( $Se$ ) je dána vzorcem

$$Se = \frac{TP}{TP + FN}, \quad (3)$$

kde  $TP$  (true positive) značí počet pravdivě pozitivních detekovaných případů a  $FN$  (false negative) je počet falešně negativních detekcí. Senzitivita je tedy poměr pacientů, kteří byly opravdu detektorem zaznamenány jako pozitivní (v tomto případě tedy pacienti, u kterých byla detekována ischemie myokardu) oproti celkovému počtu pacientů, u kterých má být detekován pozitivní výsledek, tedy včetně falešně negativních výsledků.

Vysoká senzitivita testu sama o sobě neznamená, že je daný test či detektor spolehlivý [31]. Je třeba také zajistit, aby detektor správně označil pacienty, kteří by měli být negativní pro daný testovaný parametr. Ke zhodnocení této míry detekce slouží specificita testu ( $Sp$ ). Je určena vzorcem

$$Sp = \frac{TN}{TN + FP}, \quad (4)$$

kde  $TN$  (true negative) označuje pacienty, kteří byly detektorem správně určeni jako negativní a  $FP$  (false positive) představuje falešně pozitivní výsledky detekce. Specificita tedy určuje poměr detektorem označených pacientů jako negativních a všech pacientů, kteří opravdu nemají danou nemoc (v tomto případě ischemii myokardu).

Posledním použitým porovnávacím parametrem je pozitivní prediktivita ( $P+$ ). Její hodnota značí pravděpodobnost, se kterou po pozitivní detekci detektorem má určitý pacient opravdu danou nemoc. Vypočítá se dle vzorce

$$P+ = \frac{TP}{TP + FP}, \quad (5)$$

ve kterém je tedy počítáno jen s pozitivními detekcemi.

## 5.2 Prezentace dosažených výsledků

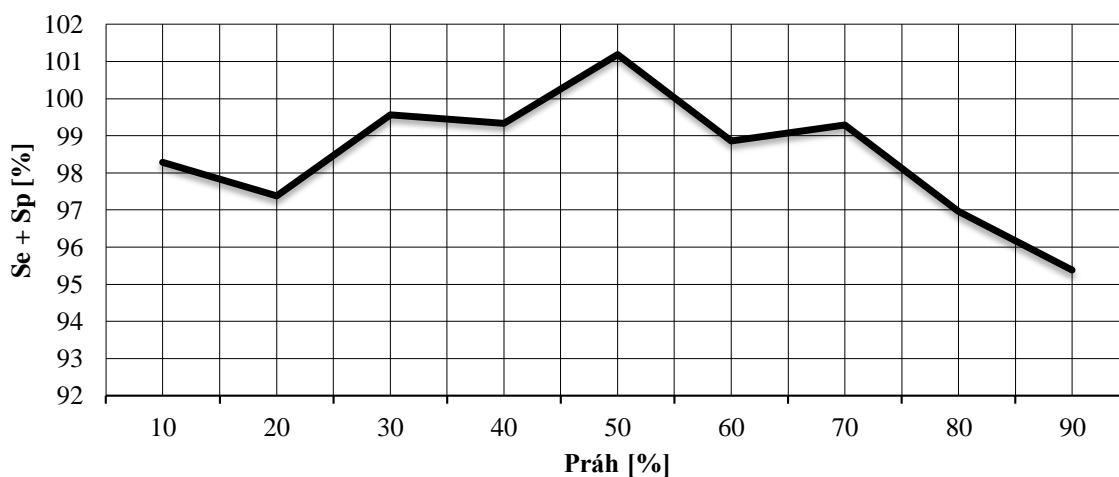
Jak již bylo zmíněno v podkapitole 4.1, k testování vytvořených detekčních algoritmů byly použity signály z databáze The PTB Diagnostic ECG Database. Z celkového počtu všech signálů v databázi byla použita pouze data od zdravých pacientů a od pacientů s diagnostikovaným infarktem myokardu. Z těch byly ještě odstraněny záznamy od pacientů s implantovaným kardiostimulátorem, s atriální fibrilací a signály, na kterých selhával použitý rozměrovací algoritmus. Celkově bylo testování tedy provedeno na 300 signálech od pacientů s diagnostikovaným infarktem myokardu a 70 záznamech od zdravých kontrolních pacientů.

V Tab. 2 jsou zobrazeny všechny výsledky detekce ischemie myokardu v závislosti na zvoleném prahu. Tento práh představuje minimální procentuální zastoupení ischemických cyklů v daném svodu, aby byl daný svod považován jako ischemický. Jeho hodnota tedy ovlivňuje celkovou detekci. Při nízké hodnotě nastaveného prahu k označení daného svodu za ischemický tedy stačí menší počet nadprahových deviací ST segmentu detekovaných v signálu. To se odrazí ve vyšší hodnotě senzitivity, jak lze pozorovat v Tab. 2. Se zvyšujícím se prahem senzitivita postupně klesá. Vysoký práh vyžaduje pro detekci ischemie ve svodu vysoký počet výskytu nadprahově deviačních cyklů. To má za následek zvýšení specifity, jelikož dojde ke snížení falešně pozitivních výsledků detekce. Při volbě vhodného prahu pro detektory použité v této práci hrála důležitou roli i hodnota pozitivní prediktivity. Nejvyšší hodnota pozitivní prediktivity je u metody detekce ischemie u 12svodového záznamu dosažena při nastaveném prahu 50 % minimálního výskytu ischemických cyklů ve svodech a u metody detekce ischemie pomocí specifických svodů byla získána nejvyšší pozitivní prediktivita při prahu 30 %. Tyto hodnoty jsou v Tab. 2 označeny tučně. Při těchto nastavených prazích bylo dosahováno i nejvyššího součtu senzitivit a specifit u jednotlivých metod, jejichž hodnoty jsou v Tab. 2 podtrženy. Hodnoty součtu senzitivit a specifit při všech testovaných prazích u obou zpracovaných detekčních metod jsou zobrazeny v Obr. 23 a Obr. 24.

Tab. 2: Výsledky testování detekce ischemie myokardu v závislosti na zvoleném prahu (Se – senzitivita, Sp – specificita, P+ - pozitivní prediktivita)

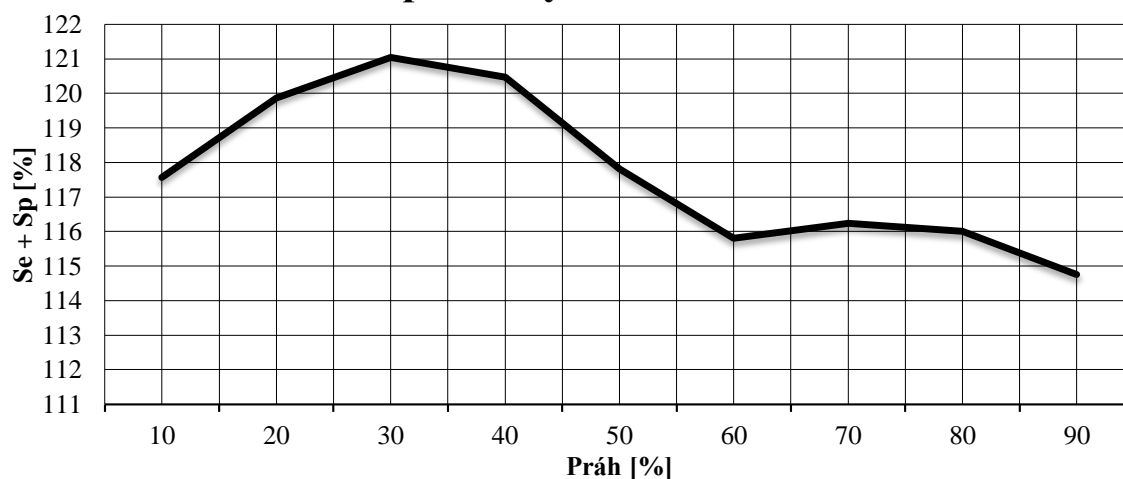
%	Se [%]		Sp [%]		P+ [%]	
	12svodové záznamy	Specifické svody	12svodové záznamy	Specifické svody	12svodové záznamy	Specifické svody
10	64	79	34,29	38,57	80,67	84,64
20	61,67	77	35,71	42,86	80,43	85,24
30	61	<u>75,33</u>	38,57	<u>45,71</u>	80,97	<b>85,61</b>
40	59,33	73,33	40	47,14	80,91	85,6
50	<u>58,33</u>	70,67	<u>42,86</u>	47,14	<b>81,36</b>	85,14
60	56	68,67	42,86	47,14	80,77	84,78
70	55	67,67	44,29	48,57	80,88	84,94
80	52,67	66	44,29	50	80,2	84,98
90	49,67	63,33	45,71	51,43	79,68	84,82

### Součet senzitivity a specificity u detekce na 12svodových záznamech



Obr. 23: Součet  $Se + Sp$  u metody detekce ischemie na 12 svodových záznamech

### Součet senzitivity a specificity u detekce na specifických svodech

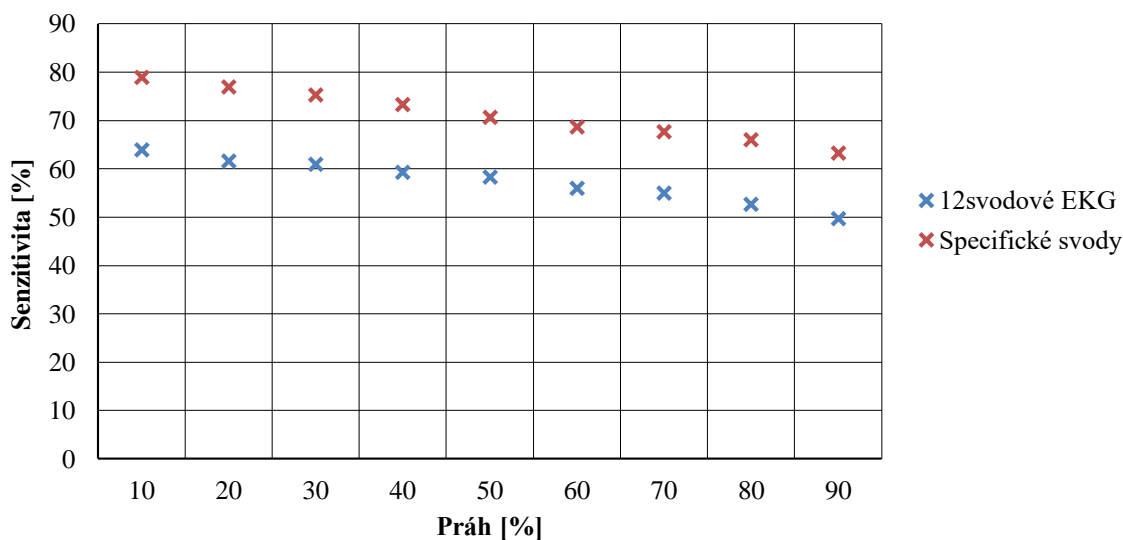


Obr. 24: Součet  $Se + Sp$  u metody detekce ischemie na specifických svodech

### 5.3 Srovnání obou vytvořených algoritmů

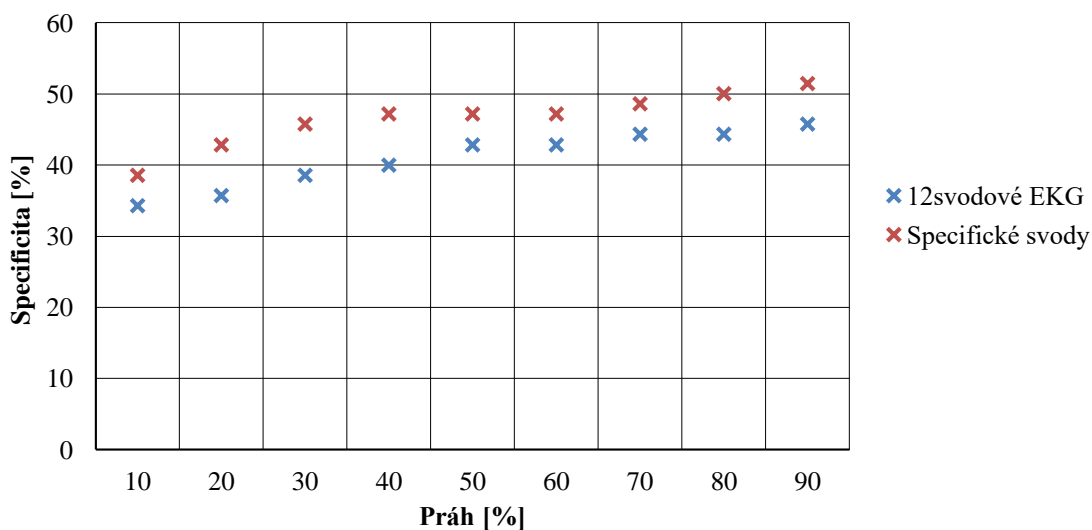
Podle dosažených výsledků lze jednoznačně říci, že metoda detekce ischemie pomocí specifických svodů dosahuje lepších výsledků v porovnání s metodou analýzy deviace ST segmentu na 12svodových záznamech, bez ohledu na hodnotu zvoleného prahu (viz Obr. 25, Obr. 26). Při nastavení optimálního prahu, aby bylo každou metodou dosahováno nejlepších možných výsledků byly hodnoty senzitivity 58,33 % u metody analýzy deviace ST segmentu na 12svodových záznamech a 75,33 % u metody detekce ischemie pomocí specifických svodů. Hodnota specificity dosahovala 42,86 % u metody detekce na 12svodových EKG a 45,71 % u specifických svodů.

## Porovnání senzitivit při různých prazích u obou metod



Obr. 25: Hodnoty senzitivity pro různé prahy u obou metod detekce

## Porovnání specificit při různých prazích u obou metod

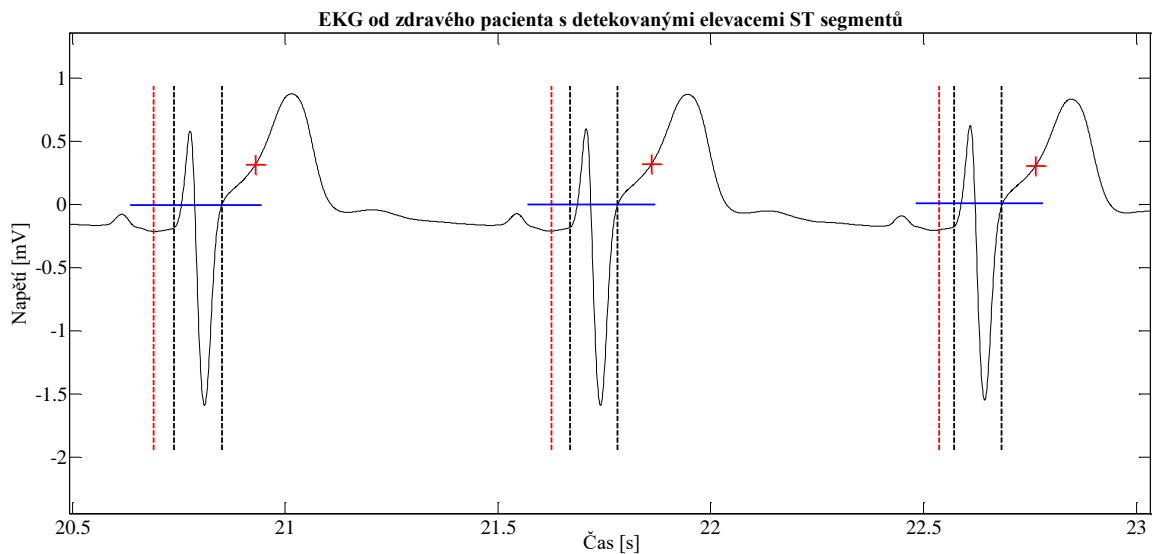


Obr. 26: Hodnoty specificity pro různé prahy u obou metod detekce

Z obou výše zobrazených grafů vyplývá, že metodou detekce ischemie pomocí specifických svodů bylo u každého testovaného prahu dosaženo detekce jak většího počtu správně pozitivních pacientů, tak i menšího počtu falešně pozitivních detekcí oproti metodě detekce ischemie pomocí analýzy deviace ST segmentu.

## 6 DISKUZE VÝSLEDKŮ DETEKCE

Dosažené výsledky detekce ischemie nejsou zcela uspokojivé. Hlavně hodnota specificity je velmi nízká. Příčina těchto hodnot specificit je velké množství falešně pozitivních výsledků detekce. Jako falešně pozitivní byly označeny hlavně signály, u kterých je velmi krátký ST segment, kdy po QRS komplexu ihned následuje vlna T. Tato skutečnost má za důsledek, že bod J+80 ms se již nachází na vlně T, což lze vidět na Obr. 27. Pokud je u takového signálu vlna T pozitivní, je v bodě J+80 ms splněna podmínka pro nadprahovou elevaci ST segmentu, v případě negativity T vlny je splněno kritérium patologické deprese. V obou těchto případech dojde k označení srdečního cyklu jako ischemického a vzhledem k opakování této situace v celém signálu je i celý signál označen jako ischemický, přestože se jedná o zdravého jedince. Takových signálů se v databázi u zdravých pacientů nachází více.



Obr. 27: Falešně pozitivní detekce ischemie myokardu

Dalším faktorem, který může mít vliv na celkové výsledky testování detektorů, je kvalita naměřených signálů. Pokud je v signálu velká míra zašumění, i následná filtrace nemusí tyto nežádoucí vlivy dokonale odstranit. Nedokonalé odstranění šumu ze signálu může mít za následek falešně pozitivní detekce. Například v některých signálech s velkým driftem nulové linie může být i po jeho vyfiltrování ovlivněn tvar ST segmentu.

Jedním z možných důvodů dosažení nízkých výsledků detekce ischemie myokardu může být také nepřesné rozměření EKG signálů. Například u signálů, kde dochází k velké a rychlé změně velikosti amplitud QRS komplexu nebo u patologických signálů může selhávat detekce QRS komplexu. Toto vede k následnému špatnému rozměření ostatních bodů. Nebo pokud není správně označen konec vlny P, ale je rozměřovacím algoritmem

určen buď ještě v průběhu vlny P, nebo později, kdy již probíhá QRS komplex, dojde k ovlivnění hodnoty nulové linie, která je zde počítána jako průměr hodnot z úseku PR. Tato hodnota může být tedy vlivem tohoto chybného určení vlny P vyšší a to může vést k falešně pozitivním detekcím.

Ke zvýšení úspěšnosti detekce ischemie by mohlo vést rozšíření použitých kritérií o další EKG změny probíhající při ischemii, například o detekci inverze vlny T. Možný vliv na spolehlivost detekce ischemie pomocí specifických svodů by mohlo mít také použití více dat sloužících pro výpočet transformační matice, pomocí které jsou vypočítány jednotlivé specifické svody. V této práci je matice vypočítána pouze ze čtyř dostupných 120svodových záznamů. Použitím většího počtu dat by mohlo dojít k lepší aproximaci vypočítaných specifických svodů. Při stávajícím počtu dat je viditelná mírná odchylka ve tvaru specifických svodů, které jsou získány ze 120svodových záznamů ve srovnání s vypočtenými specifickými svody pomocí transformační matice (viz Obr. 20).



# ZÁVĚR

Hlavní náplní diplomové práce byla detekce ischemie myokardu za použití dvou vybraných metod. Těmito metodami byla metoda založená na analýze deviace ST segmentu a metoda založená na analýze signálů ze specifických svodů. Nejprve bylo však nutno seznámit se s elektrofysiologií srdce, kterou se zabývá první kapitola. V této kapitole je také vysvětlena metodika měření elektrokardiografických záznamů. Dále bylo třeba pochopit podstatu ischemie myokardu a zaměřit se na problematiku její detekce v EKG signálu za použití různých metod, což bylo náplní druhé a třetí kapitoly.

Po seznámení s těmito teoretickými poznatky bylo možno dvě výše zmíněné metody detekce programově zpracovat. V této práci bylo toto zpracování provedeno v prostředí MATLAB. Jelikož nebyla dostupná data, u kterých by byly anotovány pozice bodů, jejichž znalost je pro možné otestování vytvořených algoritmů nezbytná, bylo nutné použít data nejprve rozměřit. Toho bylo docíleno použitím rozměřovacího algoritmu, který byl pro tyto účely laskavě poskytnut Ing. Martinem Vítkem, Ph.D.. Před samotným rozměřením a následnou detekcí ischemie byly signály předzpracovány kvůli odstranění šumu ze signálů. Rozměřovanými signály byly 12svodové EKG záznamy, které jsou součástí databáze The PTB Diagnostic ECG Database dostupné v knihovně signálů Physionet. Z této knihovny pochází také signály použité k získání transformační matice užitá při výpočtu specifických svodů, konkrétně data, která byla použita v Physionet/Computers in Cardiology Challenge v roce 2007. Celkově bylo k otestování vytvořených algoritmů použito 300 signálů od pacientů s diagnostikovaným infarktem myokardu a 70 signálů od zdravých pacientů. Ve čtvrté kapitole je podrobně popsán postup při realizaci dvou algoritmů spolu s ukázkami jejich detekčních výsledků.

V páté kapitole jsou nejprve vysvětleny porovnávací parametry, použité ke zhodnocení spolehlivosti detekce ischemie myokardu. Poté jsou prezentovány dosažené výsledky a odůvodněna volba optimálních prahů u jednotlivých detekčních metod. Nejlepších výsledků bylo dosaženo u metody detekce pomocí analýzy deviace ST segmentu na 12svodových záznamech při nastavení prahu 50 %, a to konkrétně  $Se$  58,33 %,  $Sp$  42,86 % a  $P+$  81,36 %. Nejlepší výsledky u metody detekce pomocí specifických svodů byly  $Se$  75,33 %,  $Sp$  45,71 % a  $P+$  85,61 % a to u nastaveného prahu 30 %. Při porovnání hodnot senzitivit a specifit obou vytvořených detektorů (Obr. 25 a Obr. 26) lze konstatovat, že metoda detekce pomocí specifických svodů je specifitější i senzitivnější než metoda detekce pomocí analýzy deviace ST segmentu na 12svodových záznamech.

Poslední kapitola se zabývá diskuzí dosažených výsledků a možnými příčinami nesprávných detekcí. Hlavní pravděpodobnou příčinou nízké specifity by mohla být

přítomnost většího množství signálů zdravých pacientů, u kterých následuje vlna T téměř hned po proběhlém QRS komplexu (viz Obr. 27). Dále jsou zde uvedeny možné úpravy v algoritmech, díky nimž by mohlo být docíleno přesnějších výsledků detekce ischemie myokardu. Těmi by mohly být například rozšíření detekčních kritérií o další známky ischemie v EKG záznamu nebo použití většího množství dat při výpočtu transformační matice sloužící k získání specifických svodů.

# LITERATURA

- [1] HAMPTON, John R. *EKG stručně, jasně, přehledně*. 1. české vyd. Praha: Grada, 2013, 192 s. ISBN 978-80-247-4246-5.
- [2] BĚLOHLÁVEK, Jan. *EKG v akutní kardiologii: průvodce pro intenzivní péči i rutinní klinickou praxi*. Praha: Grada, 2012, 414 s. ISBN 978-807-3452-872.
- [3] KUBEŠOVÁ, Hana. *Vnitřní lékařství I: pro bakalářské studium ošetrovatelství* [online]. 1. vyd. Brno: Masarykova univerzita, 2003, 103 s. [cit. 2015-12-05]. ISBN 80-210-3138-7.
- [4] HAMPTON, John R. *EKG v praxi: překlad 4. vydání*. 2. české vyd. Praha: Grada, 2007, 362 s. ISBN 978-80-247-1448-6.
- [5] THALER, Malcolm S. *EKG a jeho klinické využití*. 1. české vyd. Praha: Grada, 2013, 319 s. ISBN 978-80-247-4193-2.
- [6] ČIHALÍK, Čestmír a Miloš TÁBORSKÝ. *EKG v klinické praxi*. Vyd. 1. Olomouc: Solen, 2013, 272 s. Meduca. ISBN 978-80-7471-015-5.
- [7] ROKYTA, Richard. *Fyziologie pro bakalářská studia v medicíně, přírodovědných a tělovýchovných oborech*. Vyd. 1. Praha: ISV, 2000, 359 s. Lékařství. ISBN 80-85866-45-5.
- [8] KOZUMPLÍK, Jiří. *Analýza biologických signálů*. Brno: Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Vysoké učení technické v Brně, 2012.
- [9] CAGÁŇ, Stanislav a Ivan HULÍN. *Elektrokardiografia*. 1. vyd. Martin: Osveta, 1981, 327 s. Edícia pre postgraduálne štúdium lekárov.
- [10] MANOCHA, Amit Kumar; SINGH, Mandeep. *An overview of ischemia detection techniques*. International Journal of Scientific & Engineering Research, 2011, vol. 2, issue 11, ISSN: 2229 - 5518.
- [11] KLENER, Pavel. *Vnitřní lékařství*. 3., přepr. a dopl. vyd. Praha: Karolinum, 2006, 1158 s. ISBN 80-246-1252-6.
- [12] HRADEC, J., BÝMA, S.: *Doporučené diagnostické a terapeutické postupy pro všeobecné praktické lékaře: ISCHEMICKÁ CHOROBA SRDEČNÍ* [online]. Praha: Společnost všeobecného lékařství ČLS JEP, 2013 [cit. 2015-12-16]. ISBN 978-80-86998-67-1. Dostupné z: [http://www.svl.cz/files/files/Doporucene-postupy-od-2013/Prevence\\_ICHS.pdf](http://www.svl.cz/files/files/Doporucene-postupy-od-2013/Prevence_ICHS.pdf).
- [13] KHAN, Gabriel M. *EKG a jeho hodnocení*. 1. vyd. Překlad František Kölbl. Praha: Grada, 2005, 348 s. ISBN 80-247-0910-4.
- [14] PAPALOUKAS, Costas, et al. *Automated methods for ischemia detection in long duration ECGs*. Cardiovascular Reviews and Reports, 2003, 24.6: 313-319.
- [15] STAMKOPOULOS, T., M. STRINTZIS, C. PAPPAS a N. MAGLAVERAS. *One-lead ischemia detection using a new backpropagation algorithm and the European ST-T database*. In: *Proceedings Computers in Cardiology* [online]. IEEE Comput. Soc. Press, 1992, s. 663-666 [cit. 2016-01-01]. DOI:

- 10.1109/CIC.1992.269346. ISBN 0-8186-3552-5. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=269346>
- [16] SILIPO, R., A. TADDEI a C. MARCHESI. *Continuous monitoring and detection of ST-T changes in ischemic patients*. In: *Computers in Cardiology 1994* [online]. IEEE Comput. Soc. Press, 1995, s. 225-228 [cit. 2016-01-01]. DOI: 10.1109/CIC.1994.470209. ISBN 0-8186-6570-x. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=470209>
- [17] SHOOK, T.L., V. VALVO, M. HUBELBANK, C.L FELDMAN, P.H. STONE. *Validation of a new algorithm for detection and quantification of ischemic ST segment changes during ambulatory electrocardiography*. In: *Computers in Cardiology 14* (1987), s. 57-62.
- [18] PAPALOUKAS, C., D. I. FOTIADIS, A. LIKAS, et al. *A rule-based technique for the automated detection of ischemic episodes from ECG*. In: *Proc Europ Med Biol Eng Conf*. 1999, 37: 728-729.
- [19] PAPALOUKAS, C., D. I. FOTIADIS, A. P. LIAVAS, A. LIKAS a L. K. MICHALIS. *A knowledge-based technique for automated detection of ischemic episodes in long duration electrocardiograms*. *Medical & Biological Engineering & Computing* [online]. 2001, **39**(1): 105-112 [cit. 2016-01-01]. DOI: 10.1007/BF02345273. ISSN 0140-0118. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/BF02345273>
- [20] VILA, J., J. PRESEDO, M. DELGADO, S. BARRO, R. RUIZ a F. PALACIOS. *SUTIL: Intelligent ischemia monitoring system*. *International Journal of Medical Informatics* [online]. 1997, **47**(3): 193-214 [cit. 2016-01-01]. DOI: 10.1016/S1386-5056(97)00095-6. ISSN 13865056. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1386505697000956>
- [21] BADILINI, F., M. MERRI, J. BENHORIN a A. J. MOSS. *Beat-to-beat quantification and analysis of ST displacement from Holter ECGs: a new approach to ischemia detection*. In: *Proceedings Computers in Cardiology* [online]. IEEE Comput. Soc. Press, 1992, s. 179-182 [cit. 2016-01-01]. DOI: 10.1109/CIC.1992.269417. ISBN 0-8186-3552-5. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=269417>
- [22] SENHADJI, L., G. CARRAULT, J. J. BELLANGER a G. PASSARIELLO. *Comparing wavelet transforms for recognizing cardiac patterns*. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine* [online]. **14**(2): 167-173 [cit. 2016-01-01]. DOI: 10.1109/51.376755. ISSN 07395175. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=376755>
- [23] WAGNER, G. S., P. MACFARLANE, H. WELLENS, M. JOSEPHSON, A. GORGELS, D. M. MIRVIS, O. PAHLM, B. SURAWICZ, P. KLIGFIELD, et al. *AHA/ACCF/HRS Recommendations for the Standardization and Interpretation of the Electrocardiogram: Part VI*. *Circulation* [online]. 2009, **119**(10): e262-e270 [cit. 2016-01-01]. DOI: 10.1161/CIRCULATIONAHA.108.191098. ISSN 0009-7322. Dostupné z: <http://circ.ahajournals.org/cgi/doi/10.1161/CIRCULATIONAHA.108.191098>

- [24] WANG, J. J., O. PAHLM, G. S. WAGNER, J. S. WARREN, B. M. HORÁČEK, J. L. SAPP. *Validation of the Vessel-specific Leads (VSLs) for Acute Ischemia Detection on a Dataset with Non-ischemic ST-segment Deviation*. *Computing in Cardiology*. 2015, 42: 849-852.
- [25] DAWOUD, F., G. S. WAGNER, G. MOODY, B. M. HORÁČEK. *Using inverse electrocardiography to image myocardial infarction – reflecting on the 2007 PhysioNet/Computers in Cardiology Challenge*. *Journal of Electrocardiography* [online]. 2008, 41(6): 630-635 [cit. 2016-01-01]. DOI: 10.1016/j.jelectrocard.2008.07.022. Dostupné z: [www.jecgonline.com/article/S0022-0736\(08\)00272-0/](http://www.jecgonline.com/article/S0022-0736(08)00272-0/)
- [26] GOLDBERGER A. L., L. A. N. AMARAL, L. GLASS, J. M. HAUSDORFF, P. CH. IVANOV, R. G. MARK, J. E. MIETUS, G. B. MOODY, C-K. PENG, H. E. STANLEY. *PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals*. *Circulation* 101(23): e215-e220. Dostupné z: <http://circ.ahajournals.org/cgi/content/full/101/23/e215>
- [27] BOUSSELJOT R, KREISELER D, SCHNABEL, A. *Nutzung der EKG-Signaldatenbank CARDIODAT der PTB über das Internet*. *Biomedizinische Technik, Band 40, Ergänzungsband 1* (1995) S 317
- [28] LIU, W. *Noise reduction of 15-lead electrocardiogram signals using signal processing algorithms*. Oklahoma State University, 2007, 47 s..
- [29] VÍTEK, M. *Automatické rozměření signálů EKG*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 129 s. Vedoucí dizertační práce doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.
- [30] VÍTEK, M.; KOZUMPLÍK, J.: EKG SEEKER; *Software pro rozměření signálů EKG*. Ústav biomedicínského inženýrství, Vysoké učení technické v Brně, Kolejní 2906/ 4, 612 00 Brno, Česká republika. (software)
- [31] VAN STRALEN, Karlijn J., Vianda S. STEL, Johannes B. REITSMA, Friedo W. DEKKER, Carmine ZOCCALI a Kitty J. JAGER. *Diagnostic methods I: sensitivity, specificity, and other measures of accuracy*. *Kidney International* [online]. 2009, 75(12), 1257-1263 [cit. 2016-05-13]. DOI: 10.1038/ki.2009.92. ISSN 00852538. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0085253815536521>

# PŘÍLOHA

Tab. 3: Nejlepší dosažené výsledky (FN – falešně negativní, FP – falešně pozitivní, TN – pravdivě negativní, TP – pravdivě pozitivní)

SIGNÁL	Analýza deviace na 12svodových EKG (práh 50 %)	Specifické svody (práh 30%)
patient001/s0010_rem.mat	FN	FN
patient001/s0014lrem.mat	FN	FN
patient001/s0016lrem.mat	TP	TP
patient002/s0015lrem.mat	TP	TP
patient003/s0017lrem.mat	TP	TP
patient004/s0020arem.mat	TP	TP
patient004/s0020brem.mat	TP	TP
patient005/s0021arem.mat	TP	TP
patient005/s0021brem.mat	TP	TP
patient005/s0025lrem.mat	TP	TP
patient005/s0031lrem.mat	TP	TP
patient005/s0101lrem.mat	TP	TP
patient006/s0022lrem.mat	TP	TP
patient006/s0027lrem.mat	FN	TP
patient006/s0064lrem.mat	FN	FN
patient007/s0026lrem.mat	TP	TP
patient007/s0029lrem.mat	TP	TP
patient007/s0038lrem.mat	TP	TP
patient007/s0078lrem.mat	FN	TP
patient008/s0028lrem.mat	TP	TP
patient008/s0037lrem.mat	TP	TP
patient008/s0068lrem.mat	TP	TP
patient009/s0035_rem.mat	FN	TP
patient010/s0036lrem.mat	TP	TP
patient010/s0042lrem.mat	TP	TP
patient010/s0061lrem.mat	TP	TP
patient011/s0039lrem.mat	TP	TP
patient011/s0044lrem.mat	FN	FN
patient011/s0049lrem.mat	FN	FN

patient011/s0067lrem.mat	FN	TP
patient012/s0043lrem.mat	FN	FN
patient012/s0050lrem.mat	FN	FN
patient013/s0045lrem.mat	TP	TP
patient013/s0051lrem.mat	TP	TP
patient013/s0072lrem.mat	FN	TP
patient014/s0046lrem.mat	FN	FN
patient014/s0056lrem.mat	FN	FN
patient014/s0071lrem.mat	FN	FN
patient015/s0047lrem.mat	TP	TP
patient015/s0057lrem.mat	FN	FN
patient015/s0152lrem.mat	FN	TP
patient016/s0052lrem.mat	FN	TP
patient016/s0060lrem.mat	FN	FN
patient016/s0076lrem.mat	TP	TP
patient017/s0053lrem.mat	TP	TP
patient017/s0055lrem.mat	TP	TP
patient017/s0063lrem.mat	FN	TP
patient017/s0075lrem.mat	TP	TP
patient018/s0054lrem.mat	TP	TP
patient018/s0059lrem.mat	TP	TP
patient018/s0082lrem.mat	TP	TP
patient019/s0058lrem.mat	TP	TP
patient019/s0070lrem.mat	TP	TP
patient019/s0077lrem.mat	TP	TP
patient022/s0066lrem.mat	TP	TP
patient022/s0074lrem.mat	TP	TP
patient022/s0149lrem.mat	FN	TP
patient023/s0080lrem.mat	TP	TP
patient023/s0081lrem.mat	FN	TP
patient023/s0085lrem.mat	FN	TP
patient023/s0103lrem.mat	FN	TP
patient024/s0083lrem.mat	TP	TP
patient024/s0084lrem.mat	TP	TP
patient024/s0086lrem.mat	TP	TP
patient024/s0094lrem.mat	FN	FN

patient026/s0088lrem.mat	FN	TP
patient026/s0095lrem.mat	TP	TP
patient027/s0089lrem.mat	TP	TP
patient027/s0096lrem.mat	TP	TP
patient027/s0151lrem.mat	TP	TP
patient028/s0090lrem.mat	FN	FN
patient028/s0093lrem.mat	FN	FN
patient028/s0108lrem.mat	FN	FN
patient029/s0092lrem.mat	TP	TP
patient029/s0098lrem.mat	TP	TP
patient029/s0122lrem.mat	TP	TP
patient030/s0099lrem.mat	FN	FN
patient030/s0107lrem.mat	FN	TP
patient030/s0117lrem.mat	FN	TP
patient031/s0127lrem.mat	FN	TP
patient032/s0102lrem.mat	TP	TP
patient032/s0106lrem.mat	TP	TP
patient032/s0115lrem.mat	FN	FN
patient032/s0165lrem.mat	FN	FN
patient033/s0157lrem.mat	FN	FN
patient034/s0109lrem.mat	TP	TP
patient034/s0118lrem.mat	TP	TP
patient034/s0123lrem.mat	TP	TP
patient034/s0158lrem.mat	TP	TP
patient035/s0110lrem.mat	FN	FN
patient035/s0119lrem.mat	FN	TP
patient035/s0124lrem.mat	FN	TP
patient035/s0145lrem.mat	FN	FN
patient036/s0111lrem.mat	TP	TP
patient036/s0116lrem.mat	TP	TP
patient036/s0126lrem.mat	FN	FN
patient037/s0112lrem.mat	TP	TP
patient037/s0120lrem.mat	TP	TP
patient038/s0125lrem.mat	FN	TP
patient038/s0128lrem.mat	FN	TP
patient038/s0162lrem.mat	FN	TP



patient039/s0134lrem.mat	TP	TP
patient039/s0164lrem.mat	FN	FN
patient040/s0130lrem.mat	FN	TP
patient040/s0131lrem.mat	FN	TP
patient040/s0133lrem.mat	FN	TP
patient040/s0219lrem.mat	FN	FN
patient041/s0132lrem.mat	TP	TP
patient041/s0136lrem.mat	TP	TP
patient041/s0138lrem.mat	TP	TP
patient042/s0135lrem.mat	TP	TP
patient042/s0140lrem.mat	FN	TP
patient042/s0347lrem.mat	TP	TP
patient043/s0141lrem.mat	TP	TP
patient043/s0144lrem.mat	FN	TP
patient043/s0278lrem.mat	FN	TP
patient044/s0142lrem.mat	TP	TP
patient044/s0143lrem.mat	TP	TP
patient045/s0147lrem.mat	FN	TP
patient045/s0148lrem.mat	FN	TP
patient045/s0155lrem.mat	FN	TP
patient045/s0217lrem.mat	FN	TP
patient046/s0156lrem.mat	TP	TP
patient046/s0161lrem.mat	TP	TP
patient046/s0168lrem.mat	TP	TP
patient046/s0184lrem.mat	TP	TP
patient047/s0160lrem.mat	TP	TP
patient047/s0167lrem.mat	TP	TP
patient048/s0171lrem.mat	TP	TP
patient048/s0172lrem.mat	TP	TP
patient048/s0180lrem.mat	TP	TP
patient048/s0277lrem.mat	FN	TP
patient049/s0173lrem.mat	FN	FN
patient049/s0178lrem.mat	TP	TP
patient049/s0186lrem.mat	TP	TP
patient049/s0314lrem.mat	TP	TP
patient050/s0174lrem.mat	FN	FN

patient050/s0177lrem.mat	FN	TP
patient050/s0185lrem.mat	FN	TP
patient050/s0215lrem.mat	TP	TP
patient051/s0179lrem.mat	TP	TP
patient051/s0187lrem.mat	TP	TP
patient052/s0190lrem.mat	TP	TP
patient053/s0191lrem.mat	TP	TP
patient055/s0194lrem.mat	FN	TP
patient056/s0196lrem.mat	FN	FN
patient057/s0198lrem.mat	FN	FN
patient058/s0216lrem.mat	TP	TP
patient059/s0208lrem.mat	TP	FN
patient060/s0209lrem.mat	TP	TP
patient061/s0210lrem.mat	FN	TP
patient062/s0212lrem.mat	TP	TP
patient064/s0220lrem.mat	TP	TP
patient065/s0226lrem.mat	TP	TP
patient065/s0229lrem.mat	FN	TP
patient065/s0282lrem.mat	TP	TP
patient066/s0225lrem.mat	TP	TP
patient066/s0231lrem.mat	FN	FN
patient066/s0280lrem.mat	TP	TP
patient067/s0227lrem.mat	TP	TP
patient067/s0230lrem.mat	TP	TP
patient068/s0228lrem.mat	FN	FN
patient069/s0233lrem.mat	FN	FN
patient069/s0284lrem.mat	TP	TP
patient070/s0235lrem.mat	TP	TP
patient071/s0236lrem.mat	FN	FN
patient072/s0237lrem.mat	TP	TP
patient072/s0240lrem.mat	TP	TP
patient072/s0244lrem.mat	TP	TP
patient072/s0318lrem.mat	TP	TP
patient073/s0238lrem.mat	FN	FN
patient073/s0243lrem.mat	TP	FN
patient074/s0241lrem.mat	TP	TP

patient074/s0245lrem.mat	TP	TP
patient074/s0406lrem.mat	FN	FN
patient075/s0242lrem.mat	TP	TP
patient075/s0246lrem.mat	TP	TP
patient075/s0248lrem.mat	TP	TP
patient075/s0327lrem.mat	TP	TP
patient076/s0247lrem.mat	TP	TP
patient076/s0250lrem.mat	TP	TP
patient076/s0253lrem.mat	FN	TP
patient076/s0319lrem.mat	FN	TP
patient077/s0251lrem.mat	TP	FN
patient077/s0254lrem.mat	FN	FN
patient077/s0258lrem.mat	FN	FN
patient080/s0265lrem.mat	FN	FN
patient080/s0315lrem.mat	FN	TP
patient081/s0264lrem.mat	TP	TP
patient081/s0266lrem.mat	FN	TP
patient081/s0270lrem.mat	FN	TP
patient081/s0346lrem.mat	FN	FN
patient082/s0267lrem.mat	TP	TP
patient082/s0271lrem.mat	TP	TP
patient083/s0268lrem.mat	TP	TP
patient083/s0272lrem.mat	TP	TP
patient083/s0286lrem.mat	TP	TP
patient083/s0290lrem.mat	TP	TP
patient084/s0281lrem.mat	TP	TP
patient084/s0288lrem.mat	TP	TP
patient084/s0289lrem.mat	TP	TP
patient084/s0313lrem.mat	FN	TP
patient085/s0296lrem.mat	FN	FN
patient085/s0297lrem.mat	FN	FN
patient085/s0298lrem.mat	FN	FN
patient085/s0345lrem.mat	FN	TP
patient086/s0316lrem.mat	TP	TP
patient087/s0321lrem.mat	FN	FN
patient087/s0326lrem.mat	FN	FN

patient087/s0330lrem.mat	TP	TP
patient088/s0339lrem.mat	FN	FN
patient088/s0343lrem.mat	FN	FN
patient088/s0352lrem.mat	FN	FN
patient088/s0413lrem.mat	FN	FN
patient089/s0344lrem.mat	FN	TP
patient089/s0355lrem.mat	FN	FN
patient090/s0348lrem.mat	TP	TP
patient090/s0356lrem.mat	TP	FN
patient090/s0360lrem.mat	FN	FN
patient090/s0418lrem.mat	FN	TP
patient091/s0353lrem.mat	TP	TP
patient091/s0357lrem.mat	TP	TP
patient091/s0361lrem.mat	TP	TP
patient091/s0408lrem.mat	TP	TP
patient092/s0354lrem.mat	FN	FN
patient092/s0358lrem.mat	FN	TP
patient092/s0411lrem.mat	FN	TP
patient093/s0367lrem.mat	TP	TP
patient093/s0371lrem.mat	TP	TP
patient093/s0375lrem.mat	TP	TP
patient093/s0378lrem.mat	TP	TP
patient094/s0368lrem.mat	TP	TP
patient094/s0370lrem.mat	TP	TP
patient094/s0376lrem.mat	TP	TP
patient094/s0412lrem.mat	TP	TP
patient095/s0369lrem.mat	TP	TP
patient095/s0373lrem.mat	TP	TP
patient095/s0417lrem.mat	TP	TP
patient096/s0379lrem.mat	TP	TP
patient096/s0381lrem.mat	TP	TP
patient096/s0385lrem.mat	FN	FN
patient096/s0395lrem.mat	FN	FN
patient098/s0386lrem.mat	FN	TP
patient098/s0389lrem.mat	TP	TP
patient098/s0398lrem.mat	TP	TP

patient098/s0409lrem.mat	TP	TP
patient099/s0387lrem.mat	TP	TP
patient099/s0388lrem.mat	TP	TP
patient099/s0397lrem.mat	TP	TP
patient099/s0419lrem.mat	TP	TP
patient100/s0399lrem.mat	TP	TP
patient100/s0401lrem.mat	TP	TP
patient100/s0407lrem.mat	TP	TP
patient101/s0400lrem.mat	TP	TP
patient101/s0414lrem.mat	TP	TP
patient103/s0332lrem.mat	FN	FN
patient104/s0306lrem.mat	TN	TN
patient105/s0303lrem.mat	TN	TN
patient108/s0013_rem.mat	FN	FN
patient111/s0203_rem.mat	TP	TP
patient116/s0302lrem.mat	TN	TN
patient117/s0291lrem.mat	FP	FP
patient117/s0292lrem.mat	FP	FP
patient120/s0331lrem.mat	FN	TP
patient121/s0311lrem.mat	TN	TN
patient122/s0312lrem.mat	FP	FP
patient128/s0182_rem.mat	FN	TP
patient131/s0273lrem.mat	FP	FP
patient135/s0334lrem.mat	TP	TP
patient138/s0005_rem.mat	TP	TP
patient140/s0019_rem.mat	TP	TP
patient141/s0307lrem.mat	FN	FN
patient142/s0351lrem.mat	TP	TP
patient145/s0201_rem.mat	FN	FN
patient148/s0335lrem.mat	TP	TP
patient150/s0287lrem.mat	FP	FP
patient152/s0004_rem.mat	FN	FN
patient155/s0301lrem.mat	TN	TN
patient156/s0299lrem.mat	FP	FP
patient158/s0294lrem.mat	FN	TP
patient158/s0295lrem.mat	FN	TP

patient160/s0222_rem.mat	TP	TP
patient163/s0034_rem.mat	TP	TP
patient169/s0328lrem.mat	TN	TN
patient169/s0329lrem.mat	TN	TN
patient170/s0274lrem.mat	FP	FP
patient172/s0304lrem.mat	TN	TN
patient173/s0305lrem.mat	TN	TN
patient174/s0300lrem.mat	FP	TN
patient174/s0324lrem.mat	FP	TN
patient174/s0325lrem.mat	FP	TN
patient182/s0308lrem.mat	FP	TN
patient183/s0175_rem.mat	FN	TP
patient184/s0363lrem.mat	TN	TN
patient185/s0336lrem.mat	FP	TN
patient189/s0309lrem.mat	TP	TP
patient195/s0337lrem.mat	TP	TP
patient197/s0350lrem.mat	FN	FN
patient197/s0403lrem.mat	FN	FN
patient198/s0402lrem.mat	FP	TN
patient198/s0415lrem.mat	FP	FP
patient205/s0426_rem.mat	TP	TP
patient211/s0433_rem.mat	TP	TP
patient214/s0436_rem.mat	FP	FP
patient223/s0445_rem.mat	TP	TP
patient223/s0446_rem.mat	TP	TP
patient226/s0449_rem.mat	TP	TP
patient229/s0452_rem.mat	TN	TN
patient229/s0453_rem.mat	TN	TN
patient230/s0454_rem.mat	TP	TP
patient231/s0455_rem.mat	FN	TP
patient233/s0457_rem.mat	FP	FP
patient233/s0458_rem.mat	FP	FP
patient233/s0459_rem.mat	FP	FP
patient233/s0482_rem.mat	FP	FP
patient233/s0483_rem.mat	FP	FP
patient234/s0460_rem.mat	TN	TN

patient235/s0461_rem.mat	TN	TN
patient236/s0462_rem.mat	TN	TN
patient236/s0463_rem.mat	TN	TN
patient236/s0464_rem.mat	TN	TN
patient237/s0465_rem.mat	FP	FP
patient238/s0466_rem.mat	TN	FP
patient239/s0467_rem.mat	TN	FP
patient240/s0468_rem.mat	TN	FP
patient241/s0469_rem.mat	FP	FP
patient241/s0470_rem.mat	FP	FP
patient242/s0471_rem.mat	FP	FP
patient243/s0472_rem.mat	TN	TN
patient244/s0473_rem.mat	FP	FP
patient245/s0474_rem.mat	FP	FP
patient245/s0480_rem.mat	FP	FP
patient246/s0478_rem.mat	FP	FP
patient247/s0479_rem.mat	TN	TN
patient248/s0481_rem.mat	FP	FP
patient251/s0486_rem.mat	FP	FP
patient251/s0503_rem.mat	FP	FP
patient251/s0506_rem.mat	FP	FP
patient252/s0487_rem.mat	TN	FP
patient255/s0491_rem.mat	FP	FP
patient259/s0495_rem.mat	TP	FN
patient260/s0496_rem.mat	FP	FP
patient261/s0497_rem.mat	TP	TP
patient263/s0499_rem.mat	FP	FP
patient264/s0500_rem.mat	FP	FP
patient265/s0501_rem.mat	FN	FN
patient266/s0502_rem.mat	TN	TN
patient267/s0504_rem.mat	TN	FP
patient268/s0505_rem.mat	TP	TP
patient270/s0507_rem.mat	TP	FN
patient273/s0511_rem.mat	FN	TP
patient274/s0512_rem.mat	FN	FN
patient276/s0526_rem.mat	TN	TN

patient277/s0527_rem.mat	FP	TN
patient279/s0531_rem.mat	TN	TN
patient279/s0532_rem.mat	TN	TN
patient279/s0533_rem.mat	TN	TN
patient279/s0534_rem.mat	TN	TN
patient280/s0535_rem.mat	FN	FN
patient282/s0539_rem.mat	FN	FN
patient284/s0543_rem.mat	FP	FP
patient284/s0551_rem.mat	FP	FP
patient284/s0552_rem.mat	FP	FP
patient287/s0547_rem.mat	FN	FN
patient287/s0548_rem.mat	FN	FN
patient290/s0553_rem.mat	FN	TP
patient291/s0554_rem.mat	TP	FN
patient292/s0556_rem.mat	FN	FN
patient293/s0558_rem.mat	FN	TP
patient294/s0559_rem.mat	TP	TP