



**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE**  

---

**FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ**  
**Katedra biomedicínské techniky**

**Rychlost šíření elektrického potenciálu  
v srdci při akutní myokardiální ischemii**

**Determination of conduction velocity under  
acute myocardial ischemia**

Bakalářské práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský technik

Autor bakalářské práce: Babicheva Elizaveta

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Jan Hejda, Ph.D.

Konzultant bakalářské práce: Mgr. Ksenia Sedova, Ph.D.

---

**Kladno 2018**

Katedra biomedicínské techniky

Akademický rok: 2017/2018

## Z a d á n í   b a k a l á ř s k é   p r á c e

Student: **Elizaveta Babicheva**  
Obor: Biomedicínský technik  
Téma: **Rychlost šíření elektrického potenciálu v srdci při akutní myokardiální ischemii**  
Téma anglicky: Determination of conduction velocity under acute myocardial ischemia

### Z á s a d y   p r o   v y p r a c o v á n í :

Analyzujte dostupné unipolární elektrogramy zaznamenané z epikardu komor srdce potkanů pomocí matice 64 elektrod během elektrické stimulace. Na základě znalosti rozměrů matice elektrod navrhnete metodu výpočtu rychlosti šíření potenciálu. Navržený algoritmus implementujte ve vhodném vývojovém prostředí. Analyzujte změny rychlosti šíření elektrického potenciálu při myokardiální ischemii.

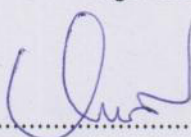
### Seznam odborné literatury:

- [1] Kléber A. G., Janse M. J., Wilms-Schopmann F. J. G., Wilde A. A. M., Coronel R. , Changes in conduction velocity during acute ischemia in ventricular myocardium of the isolated porcine heart, Circulation, ročník 73, číslo 1, 1986, Leden, 189-198 s.
- [2] Proakis J.G., Monalakis D.G, Digital Signal Processing: Principles, Algorithms and Applications, ed. 4th Edition, Education India, 2007, ISBN 978-0131873742
- [3] Sornmo L., Laguna P. , Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications, ed. 1st Edition, Elsevier Academic Press, 2005, ISBN 0-12-437552-9

Zadání platné do: 20.09.2019

Vedoucí: Ing. Jan Hejda, Ph.D.

Konzultant: Mgr. Ksenia Sedova, Ph.D.

  
.....  
vedoucí katedry / pracoviště

  
.....  
děkan

V Kladně dne 19.02.2018

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem **Rychlosti šíření elektrického potenciálu při akutní myokardiální ischemii** vypracovala samostatně a použila k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k bakalářské práci.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu §60 Zákona č.121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon).

V ..... dne .....

.....

podpis

## **Poděkování**

Ráda bych poděkovala Ing. Janovi Hejdovi, Ph.D. za významnou pomoc při vytváření programu v MATLAB v rámci bakalářské práce.

Dále bych ráda poděkovala Mgr. Ksenii Sedové, Ph.D. za cenné informace, připomínky a velkou pomoc s vypracováním daného tématu.

Formální poděkování je vyjádřeno také Kardiologickému oddělení Fyziologického Ústavu Ruské Akademie Věd (Laboratory of Cardiac Physiology, Institute of Physiology, Komi Science Center, Ural Branch, Russian Academy of Sciences. Syktyvkar, Russia) za poskytnutí experimentálních dat.

## **ABSTRAKT**

### **Rychlost šíření elektrického potenciálu v srdci při akutní myokardiální ischemii**

Cílem práce bylo navrhnout algoritmus ve vhodném programovém prostředí, který by umožňoval výpočet rychlosti vedení impulsu na základě unipolárních elektrogramů zdravého srdce a srdce s akutní myokardiální ischemií. Výstupem výsledného programu musí být matice 8\*8 a každý prvek matice musí obsahovat jednotlivý elektrogram, který odpovídá příslušné elektrodě na desce 3,5\*3,5 mm.

Navržený algoritmus by měl sloužit jako univerzální pomůcka pro určení rychlosti vedení elektrického impulzu nejen u krys, jak zdravých, tak i postižených akutní myokardiální ischemií, ale, například, i u člověka.

### **Klíčová slova**

Unipolární Elektrogramy, Rychlost Šíření, Lokální Čas Aktivace, Rat Model, Myokardiální Ischemie

## **ABSTRACT**

### **Determination of conduction velocity under acute myocardial ischemia**

The purpose of this work was to design an algorithm in computing environment, which permits to calculate the speed of conduction of an impulse based on unipolar electrograms and to compare the conduction speed for different tissue of heart under acute myocardial ischemia. The output of the program must be a matrix of 8\*8 with each element of the array containing an electrogram, which corresponds to the electrode on the board of 3,5 \* 3,5 mm.

This algorithm could become a universal tool for determining the speed of conduction of electrical impulse not only for rats' heart, healthy or affected, but, for example, even for humans' heart.

### **Key words**

Unipolar Electrogram, Velocity, Heart Ventricles, Rat Model, Acute Myocardial Ischemia

# Obsah

<b>Seznam symbolů a zkratk</b> .....	<b>8</b>
<b>Seznam obrázků a tabulek</b> .....	<b>9</b>
<b>1. Úvod</b> .....	<b>10</b>
1.1 Přehled současného stavu.....	10
1.1.1 Elektrická aktivita srdce .....	10
1.1.2 Akutní myokardiální ischemie .....	12
1.1.3 Unipolární elektrogramy .....	13
1.2 Cíle práce .....	14
<b>2. Metody</b> .....	<b>15</b>
2.1 Zvířata .....	15
2.2 Chemikálie .....	15
2.3 Elektrofyziologické měření .....	15
2.6 Definice času aktivace.....	17
2.7 Zpracovací algoritmus.....	18
2.5 Statistická analýza .....	18
<b>3. Výsledky</b> .....	<b>19</b>
3.1 První složka algoritmu .....	19
3.2 Druhá složka algoritmu .....	24
3.3 Třetí složka algoritmu .....	31
3.3 Statistické zpracování.....	33
<b>4. Diskuze</b> .....	<b>36</b>
<b>5. Závěr</b> .....	<b>38</b>
<b>Seznam použité literatury</b> .....	<b>39</b>
<b>Samostatné přílohy</b> .....	<b>42</b>

## Seznam symbolů a zkratk

### Seznam zkratk

Zkratka	Význam
ICHS	Ischemická choroba srdeční
AP	Angina Pectoris
IM	Infarkt myokardu
AT	Activation time (čas aktivace)
LK	Levá komora
PK	Pravá komora



## Seznam obrázků a tabulek

### Seznam obrázků

Zkratka	Význam
Obr. 1.1	Běžný průběh signálu EKG
Obr. 1.2	Průběh signálu EKG při ischemii
Obr. 2.1	Konstrukce desky s elektrodami
Obr. 2.2	Pozice 64 elektrod (3.5 · 3.5 mm) na srdečních komorách v průběhu epikardiálního mapování u potkanů
Obr. 2.3	Příklady původních záznamů epikardiálních elektrogramů srdečních komor u potkanů
Obr. 3.1	Záznam končetinových svodů zdravé krysy v čase.
Obr. 3.2	Záznam končetinových svodů krysy v čase během ischemie
Obr. 3.3	Matice s 64 elektrodami a jejich QRS komplexy u zdravé krysy
Obr. 3.4	Matice s 64 elektrodami a jejich QRS komplexy u stejné krysy s ischemií
Obr. 3.5	Zobrazení vybraného QRS komplexu u každé elektrody 1. bloku matice
Obr. 3.6	Časový průběh šíření elektrického potenciálu v 1. elektrodě 1. bloku matice elektrod u zdravé krysy
Obr. 3.7	Hledané hodnoty minima a maxima první derivace časového průběhu šíření elektrického potenciálu z 1. elektrody 1. bloku matice elektrod zdravé krysy
Obr. 3.8	Zobrazení vybraného QRS komplexu u každé elektrody 1. bloku matice pro unipolární elektrogramy krysy s akutní myokardiální ischemií
Obr. 3.9	Hledané hodnoty minima a maxima první derivace časového průběhu šíření elektrického potenciálu z 1. elektrody 1. bloku matice elektrod krysy s akutní myokardiální ischemií
Obr. 3.10	Výchozí data z programu Velocity.m pro RIML09.005.
Obr. 3.11	Výchozí data z programu Velocity.m pro RIML09.008.

### Seznam tabulek

Zkratka	Význam
Tab. 3.1	Hodnoty minima $dV/dt$ a AT 1. bloku matice elektrod u zdravé krysy
Tab. 3.2	Hodnoty minima $dV/dt$ 1. – 4. bloku matice elektrod u zdravé krysy.
Tab. 3.3	Hodnoty minima $dV/dt$ 5. – 8. bloku matice elektrod u zdravé krysy.
Tab. 3.4	Hodnoty AT pro celou matici elektrod zdravé krysy.
Tab. 3.5	Hodnoty AT pro celou matici elektrod u krysy s akutní myokardiální ischemií
Tab. 3.6	Výsledné hodnoty rychlosti pro všechny záznamy unipolárních elektrogramů
Tab. 3.7	Hodnoty pro Wilcoxonův test
Tab. 4.1	Porovnání hodnot rychlosti, vypočítaných různými metodami

# 1. Úvod

Studium elektrické aktivity srdce otevírá velké příležitosti pro studium přírody onemocnění srdce. K dnešnímu dni jsou tyto typy onemocnění nejčastějšími příčinami úmrtí člověka v rozvinutých zemích podle statistiky Světové zdravotnické organizace [1]. Pro pokročilý rozvoj výzkumů v této oblasti je potřeba zapojení nejen nejmodernějších technologických metod, ale i klasických metod fyziologie, elektrofyziologie a matematického modelování.

Tato práce je zaměřena na vytvoření programu (algoritmu), který má za úkol vyhodnotit elektrickou aktivitu srdce, resp. ohodnotit rychlost šíření elektrického potenciálu srdcem, na základě vstupních dat z elektrodové matice, která byla umístěna na povrchu srdce na apexu LK krysy.

V kapitole Přehled současného stavu je popsán elektrický převodní systém srdce, příroda akutní myokardiální ischemie, vznik normální elektrokardiografické křivky a křivky při akutní myokardiální ischemii, popis obou křivek a metody snímání elektrických potenciálů srdce.

V kapitole Metody jsou popsány jednotlivé části algoritmu, který počítá a vizualizuje rychlosti šíření elektrického potenciálu.

## 1.1 Přehled současného stavu

### 1.1.1 Elektrická aktivita srdce

Elektrická aktivita srdce je velmi podstatná pro život daného organismu. Aby bylo možné definovat tuto aktivitu, musí být známá fyziologie srdce.

Podněty ke stahům vznikají v převodním systému srdečním. Převodní srdeční systém rozvádí elektrické vzruchy, které vznikly v uzlech převodního systému, ke svalovině komor a síní.

Tento systém je tvořen sinoatriálním uzlem, síňovými drahami, atrioventrikulárním uzlem, Hisovým svazkem, jeho větvením na levé a pravé Tawarovo raménko a systémem Purkyňových vláken. [2]

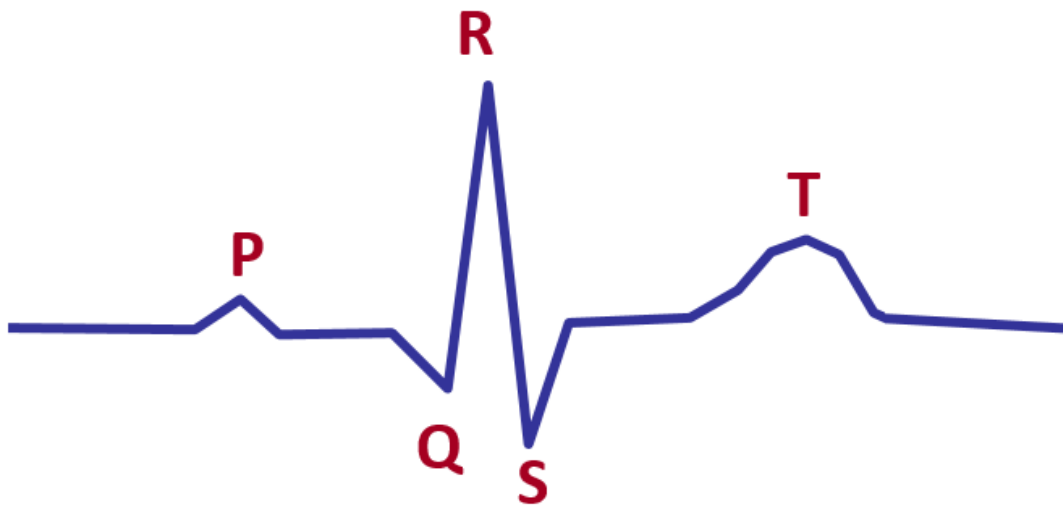
SA uzel tvoří vzruchy nejrychleji, proto je primárním pacemakerem. Tento pacemaker zodpovídá za automatickou dodávku impulzů, které pak iniciují elektrickou aktivitu srdce a jeho následné stahy. Tento uzel je schopen vysílat 50–100 impulzů za minutu.

Vzruch ze sinoatriálního uzlu nejprve prochází myokardem síní, což způsobuje jeho podráždění a kontrakci. [2] Rychlost průběhu signálu v síních je cca 1 m/s. Po 80 ms od vyslání impulzu jsou vzrušené celé síně. Po excitaci síní následuje podráždění atrioventrikulárního uzlu. [3]

AV uzel zase převádí elektrický signál ze síní do komor. AV uzel je schopen autonomně generovat 40–55 impulzů za minutu. Tento rytmus se obvykle neprojevuje, protože je blokován impulzy, vycházejícími z SA uzlu. Jedné z nejvýznamnějších vlastností AV uzlu je jeho funkce zpožďovat vedení akčního potenciálu ze síní do komor. Rychlost vedení impulzu v AV uzlu je asi 0,05 m/s. Význam zpoždění vzruchu ze síní do komor spočívá v umožnění dokončení systoly síní a poskytnutí časového prostoru pro přesun krve do komor. [2] Toto dočasné zadržení má také ochrannou roli u nemocných s fibrilací síní. Význam tohoto děje je dále ve způsobení „zbrzdění“ rychlých impulzů o frekvenci 300–600 za minutu, které přicházejí z SA uzlu, na frekvenci až 120–180 impulzů za minutu. Tímto principem chrání srdce postiženého člověka před příhodami tachykardie. [2] Elektrický vzruch může jít jen přes AV uzel, to je jediná možná cesta, kterou je impulz schopen projít ze síní do komor.

Následujícím krokem je postupování impulzu z atrioventrikulárního uzlu do Hisova svazku. Pak vzruch rychle přechází Tawarova raménka a dále se šíří až do Purkyňových vláken s rychlostí cca 4 m/s. Poté nastává mechanická kontrakce obou komor, což je způsobeno rychlým podrážděním komor v celém rozsahu. Rychlost šíření akčního potenciálu myokardem komor je cca 0,5 m/s. Akční potenciál se šíří po délce jednotlivých kardiomyocytů rychlostí přibližně 100 cm/s. [4]

Standardně lze časové změny elektrického potenciálu, které byly způsobeny srdeční aktivitou, zaznamenat. Přístroj, který toto umožňuje, je elektrokardiograf. Výstupem z přístroje je grafická registrace srdeční aktivity – elektrokardiogram. Na elektrokardiogramu jsou vidět jednotlivé záznamy elektrické aktivity (viz Obr. 1.1).



**Obr 1.1:** Běžný průběh signálu EKG

Obvykle lze na EKG rozlišit 5 vln: P, Q, R, S, T. Vlna P zobrazuje proces depolarizace myokardu síní, komplex QRS depolarizaci komor a segment ST s vlnou T odrážejí procesy repolarizace myokardu komor. [5]

Proces repolarizace — fáze, ve které se regeneruje klidový membránový potenciál buňky po průchodu akčního potenciálu. Během průchodu impulsu dojde k dočasným změnám molekulární struktury membrány, v důsledku čehož přes ní mohou ionty volně procházet. V průběhu repolarizace se ionty pohybují v opačném směru pro obnovení původního elektrického náboje membrány. [5]

### 1.1.2 Akutní myokardiální ischemie

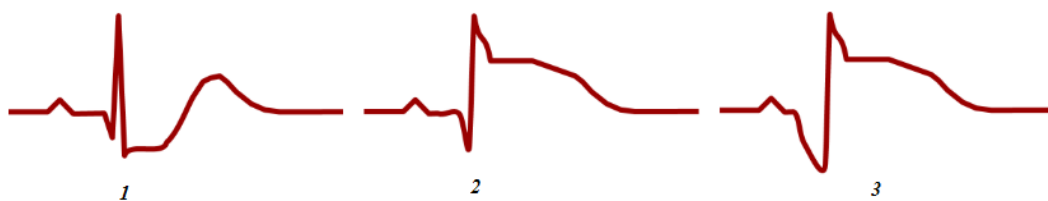
Ischemická choroba srdeční (lat. morbus ischaemicus cordis, z řeckého ἵσχω — "zadržet" a αἷμα — "krev") — patologické onemocnění, které je charakterizováno absolutním, nebo relativním porušením krevního zásobení myokardu v důsledku poruch věnčitých tepen. [6]

ICHS má různé projevy. Myokardiální ischemie se může vyskytovat v podobě anginy pectoris (AP), jako chronická stabilní a nestabilní AP nebo taky jako non-Q IM a akutní Q IM. Akutní koronární syndromy jsou spuštěny prasknutím aterosklerotického plátu. Po jeho prasknutí se nad ním navrství trombus a tepna se kompletně nebo částečně uzavře. Déle trvající myokardiální ischemie se pak může stát příčinou ztráty části myokardu, což je příčinou nekrózy srdeční tkáně. Ischemie srdečního svalu je obvykle způsobena podstatným snížením koronárního průtoku ve velkých koronárních tepnách

nebo snížením koronární rezervy vlivem neadekvátního průtoku při zvyšující se myokardiální poptávce po kyslíku. [7]

Projev ischemie myokardu na EKG křivce roste spolu s objemem patologického procesu v srdečním svalu. Segment ST je hlavním ukazatelem poškození myokardiální tkáně. Malá subendokardiální ischemie se projevuje jako deprese ST segmentu a výraznější transmurální nebo subepikardiální ischemie se projevuje jako elevace ST. Deprese a elevace ST se může vyvinout během několika minut a následně se také stejně rychle vrátet do normálního stavu, proto není vždy možné zaregistrovat změny segmentu ST u pacienta s ischemií při rutinním vyšetření pomocí EKG. [6]

Vlna T zobrazuje proces repolarizace komor srdce, který je schopen se rychle změnit při poruše průtoku krve. Normalizace T vlny je ukazatelem míry poškození srdečního svalu v důsledku ischemického záchvatu: pokud nedošlo k nekróze myokardu, vlna T se normalizuje rychle, konkrétně v čase od 20 minut do několika dní. Pokud došlo k nekróze, vlna T může zůstat negativní na několik týdnů, a někdy i na několik let. Stručně řečeno, změny segmentu ST poukazují na možnou ischemii a T vlna na změny myokardu v důsledku ischemie. [6] EKG křivky v průběhu ischemie jsou znázorněny na Obrázku 1.2.



**Obr 1.2:** Průběh signálu EKG při ischemii.  
1 – deprese ST segmentu; 2, 3 – elevace ST segmentu

### 1.1.3 Unipolární elektrogramy

Elektrokardiogram je grafický záznam elektrické aktivity srdce. Bohužel, poskytuje jen všeobecnou informaci o elektrických vlastnostech srdce a tento typ registrace dat není dostačující pro danou práci. Pro měření lokálních změn rychlosti šíření

elektrického impulzu je nezbytné využívání invazivní metody záznamu extracelulárních elektrických potenciálů – unipolárních elektrogramů.

Elektrogram (elektro + z řeckého γραμμα – zápis) je křivka, která popisuje lokální změny potenciálů elektrického pole srdce v čase. Záznam je registrován pomocí elektrod, které jsou umístěné na srdci nebo v srdeční dutině. [8] Elektrogramy jsou generovány během depolarizace/repolarizace kardiomyocytů, které tvoří transmembránové proudy v extracelulárním prostoru. [9] Elektrogramy se používají v případě, kdy je potřeba provést vícenásobné simultánní mapování elektrické aktivity.

Na rozdíl od bipolárních elektrogramů, kde je potenciál zaznamenáván mezi dvěma elektrodami, je unipolární elektrogram registrován vůči centrální Wilsonově svorce. [8]

ST segment se u krys na rozdíl od EKG záznamů na unipolárních elektrogramech nevyskytuje, nebo je jen velmi krátký, což je specifickou charakteristikou elektrických potenciálů v srdci křisy.

## 1.2 Cíle práce

Cílem této práce je navrhnout určitý algoritmus (program) ve vhodném programovacím prostředí, který by byl schopen spočítat rychlost vedení impulsu v srdci, postiženém akutní myokardiální ischemií, na základě dat z unipolárních elektrogramů.

S ohledem na experimenty a výzkumy Davida Sedmera a skupiny vědců [10] a Manish Shah, Fadi G. Akar, Gordon F. Tomaselli [11] v oblasti fyziologie srdce je již známo, že rychlost vedení elektrického impulzu v srdci, které je postižené myokardiální ischemií, je nižší. Zpomalení vedení impulsu v myokardu komor je proarytmogenním faktorem zvýšení rizika náhlé srdeční smrti v důsledku fibrilace komor.

Na základě výchozích dat z vytvořeného algoritmu pro zdravé a postižené srdce je třeba popsat, jak a o kolik se mění lokální rychlost vedení vzruchu.

Výsledky programu je nutno ověřit a porovnat s hodnotami rychlosti, které byly vypočítány ručně metodou „tužka papír“, na základě znalosti fyziologie srdce a rozměru matice elektrod. Taky je potřeba provést statistickou analýzu výsledných dat pro ověření, jestli rychlost opravdu klesá, a taky pro srovnání výsledků z obou metod.

## **2. Metody**

### **2.1 Zvířata**

Experimenty byly provedeny v souladu s Průvodcem pro Péči a Použití Laboratorních Zvířat, 8. Vydání, publikováno National Academies Press (USA) 2011, *All animal experiments were conducted in the Laboratory of Cardiac Physiology of the Institute of Physiology (Syktyvkar, Russia) and the experimental protocol was approved by the local institutional ethical committee.* [12]

Během experimentu bylo použito 5 zdravých bílých laboratorních krys – samiček, plemeno Vistar. Zvířata byla ve věku 15-19 týdnů a o hmotnosti 170–255 g. Po elektrofyziologických měřeních byla u anestetizovaných potkanů provedena euthanasie pomocí cervikální dislokace. [12]

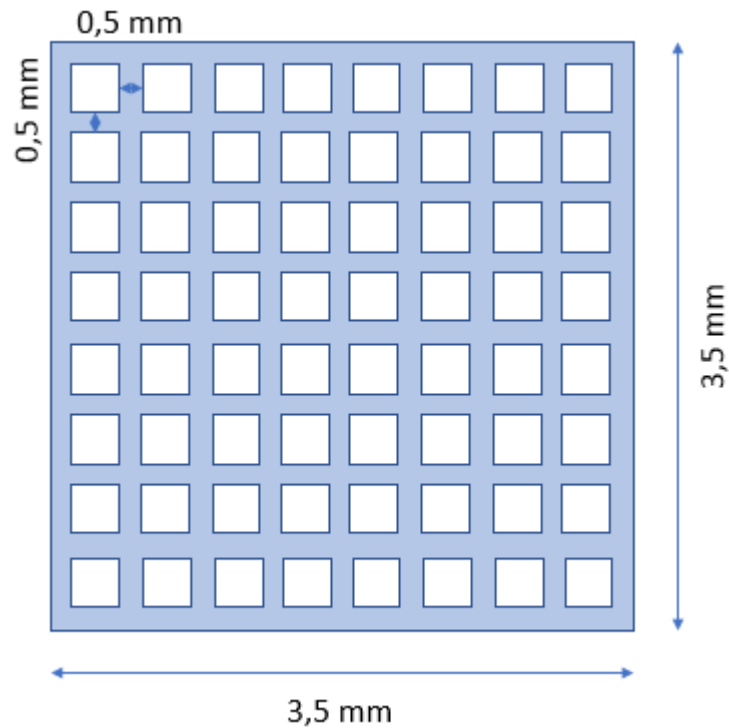
### **2.2 Chemikálie**

Jako anesteziologické látky během experimentů byl použit tiletamin-zolazepam (Zoletil 100, virbac S. a., Carros, Francie), 10–20 mg/kg, i.m. a xylazine, 2mg/kg, i.m. [12]

### **2.3 Elektrofyziologické měření**

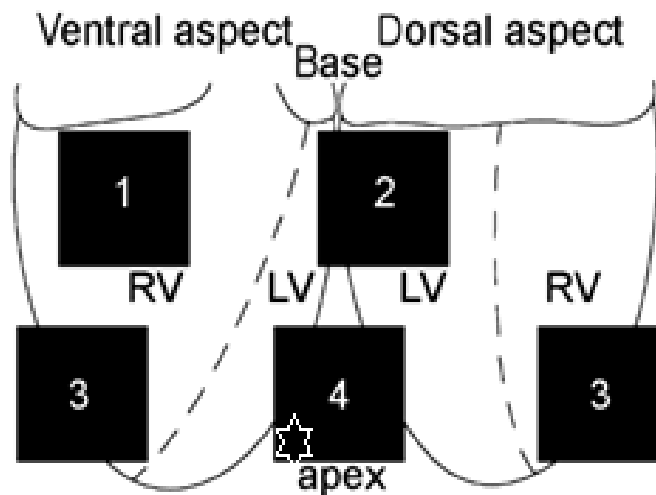
U každé krysy byla provedena tracheotomie a všechny krysy byly uměle ventilované. Srdce bylo vyjmuto přes midsternální přístup a perikard byl vyříznut. [12] Tělesná teplota krysy byla udržována ve stálém rozmezí 38-38.5 °C; srdce bylo chráněno proti podchlazení a vysychání 0,85 % roztokem chloridu sodného o stálé teplotě (38–39 °C). Pro umělé vytváření akutní myokardiální ischemie byla použita metoda reverzibilního podvázání levé přední sestupné koronární tepny (LAD, Left anterior descending, coronary artery ligation). Epikardiální mapování srdečních komor bylo provedeno při stimulaci. [12]

Čtvercové pole 3,5 \* 3,5 mm s 64 elektrodami rozmístěny ve vzdálenosti 0,5 mm od sebe (viz Obr. 2.1) bylo položeno na bázi LK, na levý apex LK, na bázi PK a na apex PK (viz Obr. 2.2). Vedle osmého elektrodu osmého bloku byla umístěna elektroda, která byla použita jako kardiostimulátor. Pro utlumení hlavního pacemakeru byla nastavena frekvence stimulace na 400 imp./min. [12]



**Obr 2.1:** Konstrukce desky s elektrodami

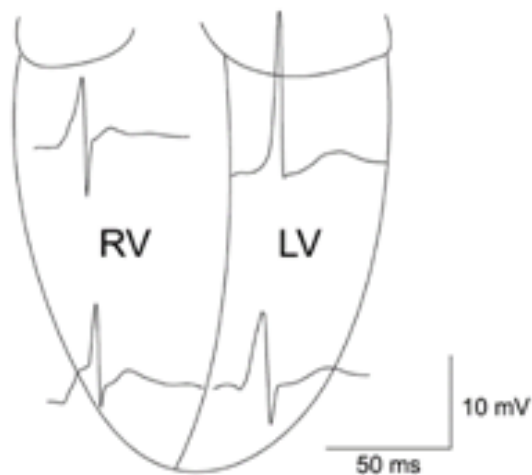
To znamená, že unipolární epikardiální elektrogramy byly zaznamenány z 256 stran komorového povrchu (Obr. 2.2). Nicméně pro tuto práci byl použit jen čtvrtý čtverec, umístěný na apexu levé komory. [12]



**Obr 2.2:** Pozice 64 elektrod (3.5 · 3.5 mm) na srdečních komorách v průběhu epikardiálního mapování u potkanů. Přerušovaná čára označuje mezikomorový žlábek. Hvězdička značí stimulátor [12]



Standardní bipolární končetinové svody EKG byly zaznamenány současně s epikardiálními elektrogramy. EKG záznamy byly zapsány pomocí podkožní jehlové elektrody. Signály byly izolovány, zesíleny, násobeny, a byly zapsány pomocí 144 kanálového počítačového systému se šířkou pásma 0,05 – 1000 Hz při vzorkovací frekvenci 4000 Hz. Záznamy unipolárních elektrogramů byly zapsány na baseline (v původním stavu) a po čtvrté minutě od začátku okluze koronární arterie. Celková doba trvání ischemie myokardu byla 8 minut. Obrázek 2.3 ukazuje původní záznamy epikardiálních unipolárních elektrogramů srdečních komor. [12] [13]



**Obr. 2.3:** Příklady původních záznamů epikardiálních elektrogramů srdečních komor u potkanů [12]

## 2.6 Definice času aktivace

AT (activation time) – lokální čas depolarizace. AT může být definován jako časový rozdíl aktivace mezi dvěma body unipolárního elektrogramu, kde jeden má  $dV/dt$  maximální (maximum first derivative) a druhý má  $dV/dt$  minimální (minimum first derivative). To znamená, že hledáme interval mezi maximem a minimem první derivace unipolárního elektrogramu. [14]

Pro jeden komplex signálů u jedné krysy odpovídá  $dV/dt$  maximální (maximum first derivative) minimální hodnotě ze všech hodnot maxima první derivace a je pro každý blok matice stejná. [15]

## **2.7 Zpracovací algoritmus**

Výsledný kód algoritmu zpracování signálů unipolárních elektrogramů je rozdělen do 2 složek. Třetí složka poté obsahuje ruční výpočty v Excelu. První složka obsahuje 3 skripty v programovacím prostředí MATLAB, určené pro otevření souboru dat. Data byla dodána ve specifickém formátu a před prací s nimi je bylo nutné upravit. Druhá složka obsahuje ruční zpracování načtených dat v programu Microsoft Excel. V Excelu byly provedeny rychlé výpočty první derivace pro každou složku elektrogramu a následně byly nalezeny minimální a maximální hodnoty této derivace, které jsou následně využity pro další výpočty. Třetí složka obsahuje další skript v programovacím prostředí MATLAB pro výpočet rychlosti šíření elektrického potenciálu srdcem při akutní myokardiální ischemii.

## **2.5 Statistická analýza**

Statistické srovnání pro výchozí data bylo provedeno pomocí Wilcoxonova párového testu. Rozdíly byly považovány za statisticky významné na  $p < 0,062$ .

Pro srovnání dat dvou metod zpracování signálů byl použit Mann-Whitneyův test. Rozdíly byly považovány za statisticky významné na  $p < 0,05$ .

### 3. Výsledky

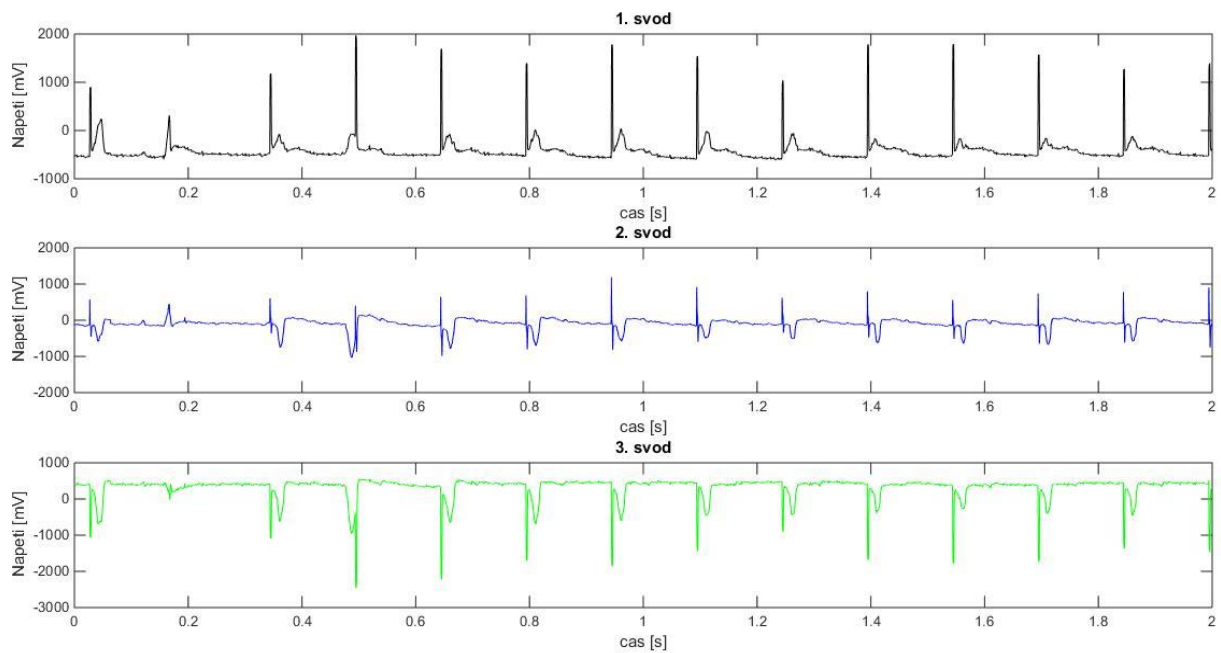
Pro daný popis algoritmu zpracování unipolárních elektrogramů bylo využito par záznamů RIML09.005 a RIML09.008. Na stejném potkanovi byly provedeny 2 typy měření při stimulaci 400 imp/min: první na zdravém srdci a druhý na srdci s akutní myokardiální ischemií.

#### 3.1 První složka algoritmu

Nejprve byly napsány 3 úvodní skripty pro načtení a upravení dat. Úprava dat byla nutná z toho důvodu, že jejich struktura neodpovídala standardnímu souboru, který by byl MATLAB schopen přečíst pomocí některé z vestavěných funkcí. První program, loadSignal2.m, transformuje původní formát signálů na formát, se kterým je schopen dále pracovat MATLAB. Druhý program, ecgLimbSignals.m, načítá a počítá zvlášť končetinové svody. Třetí program, maim.m, je program pro zobrazení a úpravu načtených signálů.

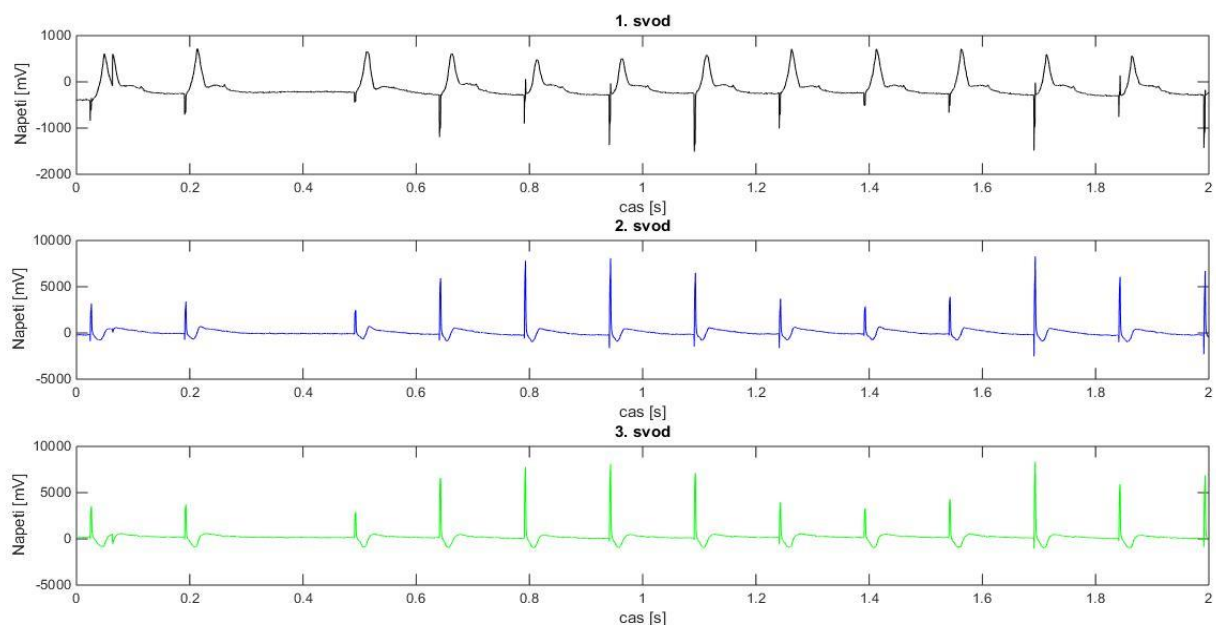
Pomocí třetího programu byly nejprve načteny a zobrazeny záznamy končetinových EKG svodů za účelem ujištění, že byly signály skutečně v pořádku zapsány. Za účelem přizpůsobení všech grafů dle platných norem bylo nutné převést osu X, popisující počty vzorků elektrogramu, na časovou osu. Každý svod byl popsán a označen různou barvou.

Konečné záznamy průběhu signálů EKG z končetinových svodů zdravé krysy v čase jsou uvedeny níže na Obr. 3.1 a Obr. 3.2:



**Obr 3.1:** Záznam EKG končetinových svodů zdravé krysy v čase

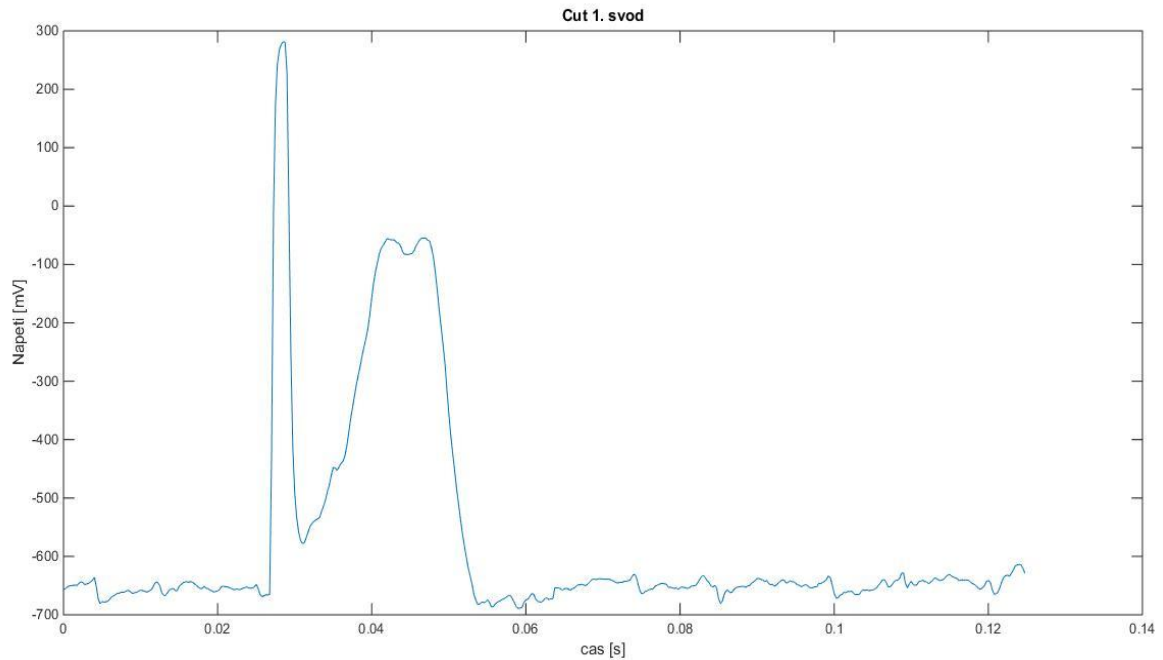
Tak vypadají končetinové záznamy u stejné krysy při akutní myokardiální ischemii:



**Obr. 3.2:** Záznam končetinových svodů krysy v čase během ischemie

Na záznamu je dobře patrná elevace ST segmentů. Na základě tohoto jevu může být stanoveno tvrzení, že jde skutečně o ischemický signál.

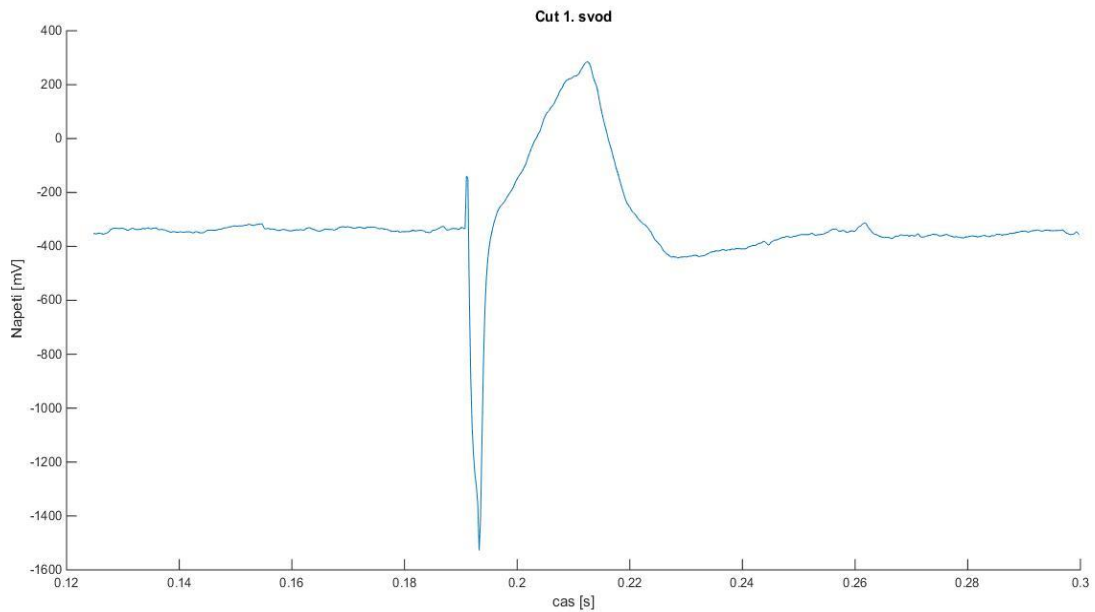
V rámci druhého kroku bylo následně nutné vydělit a odříznout vhodný QRS komplex spolu s impulzem, aby bylo ujištěno, že je impulz navázán. Pro dané zpracování jsem si vybrala třetí QRS komplex s aktivačním impulzem (Graf 3.1).



**Graf 3.1:** Odříznutý QRS komplex z 1. končetinového svodu zdravé krysy

Na grafu je rozpoznatelný aktivační impulz a QRS komplex. Impulz je navázán a je patrné, že stimulační elektroda funguje tak, jak má.

Jak vypadá jednotlivý odříznutý QRS komplex u stejné krysy při ischemii je uvedeno na Grafu 3.2:

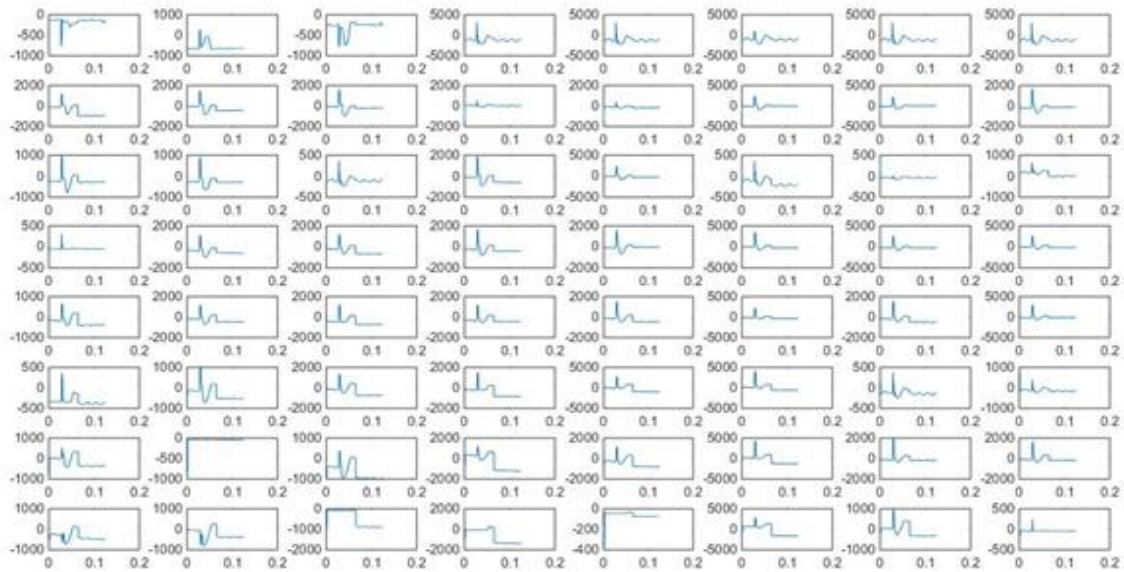


**Graf 3.2:** Odříznutý QRS komplex 1. končetinového svodu u krysy během ischemie

Každý unipolární elektrogram v jednom souboru má stejnou časovou osu a platí, že každý QRS komplex unipolárního elektrogramu na každé elektrodě každého bloku matice musí přesně korespondovat stejnému QRS komplexu na končetinovém záznamu EKG.

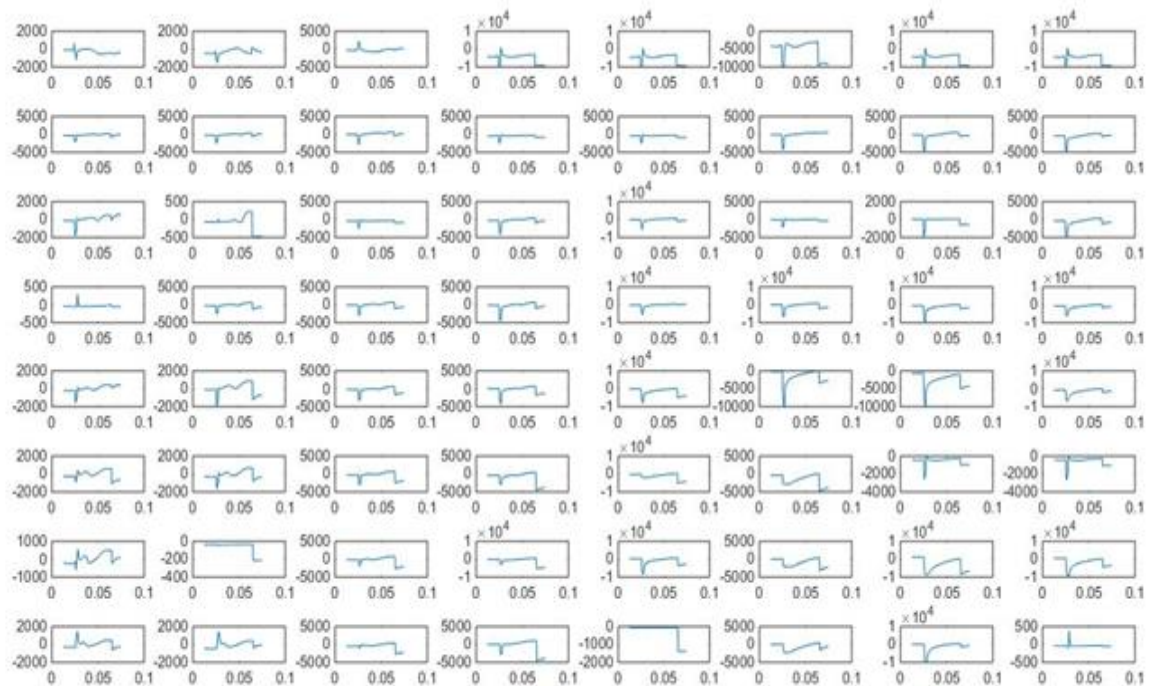
V následujícím kroku bylo nutné načíst jednotlivé elektrogramy z destičky 3,5 \* 3,5 mm s 8\*8 elektrodami pro oba stavy krysy. Byla vytvořena matice 8 \* 8 signálů a příslušné QRS komplexy se stimulací byly vyříznuty.

Matice odříznutých QRS komplexů unipolárních elektrogramů pro zdravé a poškozené srdce krysy:



**Obr. 3.3:** Matice se 64 elektrodami a jejich QRS komplexy u zdravé krysy

Pro výpočty rychlosti ve zdravém srdci nebereme v úvahu elektrody číslo 1.4, 2.7, 3.8, 4.2 4.8, 5.2, 5.8, 7.3, protože graf se nezobrazuje, jak má, a předpokládáme, že došlo k uvolnění příslušné elektrody, nebo že patříčná elektroda nefungovala správně. Elektrodu 8.8 bereme jako bod stimulace, a proto její záznam také nebereme v úvahu.



**Obr. 3.4:** Matice se 64 elektrodami a jejich QRS komplexy u stejné krysy s ischemií

Pro výpočty rychlosti pro daný případ nebereme v úvahu elektrody číslo 1.2, 1.4, 2.7, 3.8, 4.2, 5.3, 5.8 a 8.8 ze stejných důvodů, které byly popsány výše.

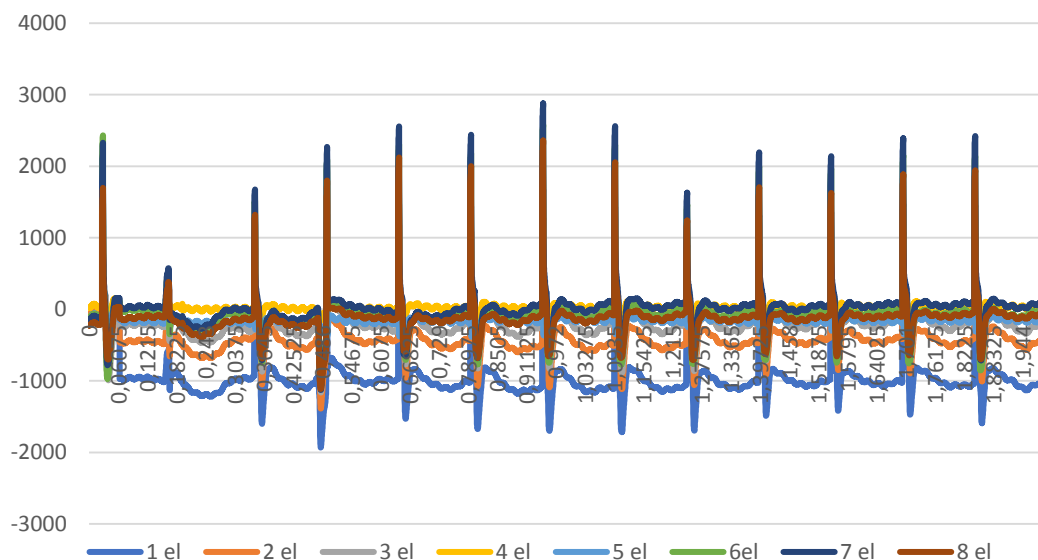
Poté u každého nezamítnutého průběhu signálu z matice bylo nutné nalézt AT pomocí Excelu a všechny zjištěné hodnoty zanést do odpovídající tabulky. Elektrodu číslo 8.8 považujeme jako aktivační elektrodu a její AT je rovno 0.

Ve třetím programu byla načtena data z každého bloku matice. Jak bylo již uvedeno výše, v jednom bloku je 8 elektrod a vzhledem k tomu, že unipolární elektrogram je časový záznam průběhu elektrického potenciálu v srdci, načtená data vypadají jako matice 9 sloupců na 8000 řádků, kde první sloupec je čas a ostatní sloupce jsou data z jednotlivých elektrod. Jednotlivé řádky obsahují hodnoty napětí dané elektrody pro určitý čas.

### 3.2 Druhá složka algoritmu

Druhý krok algoritmu spočívá v ručním zpracování výsledných matic hodnot v Excelu.

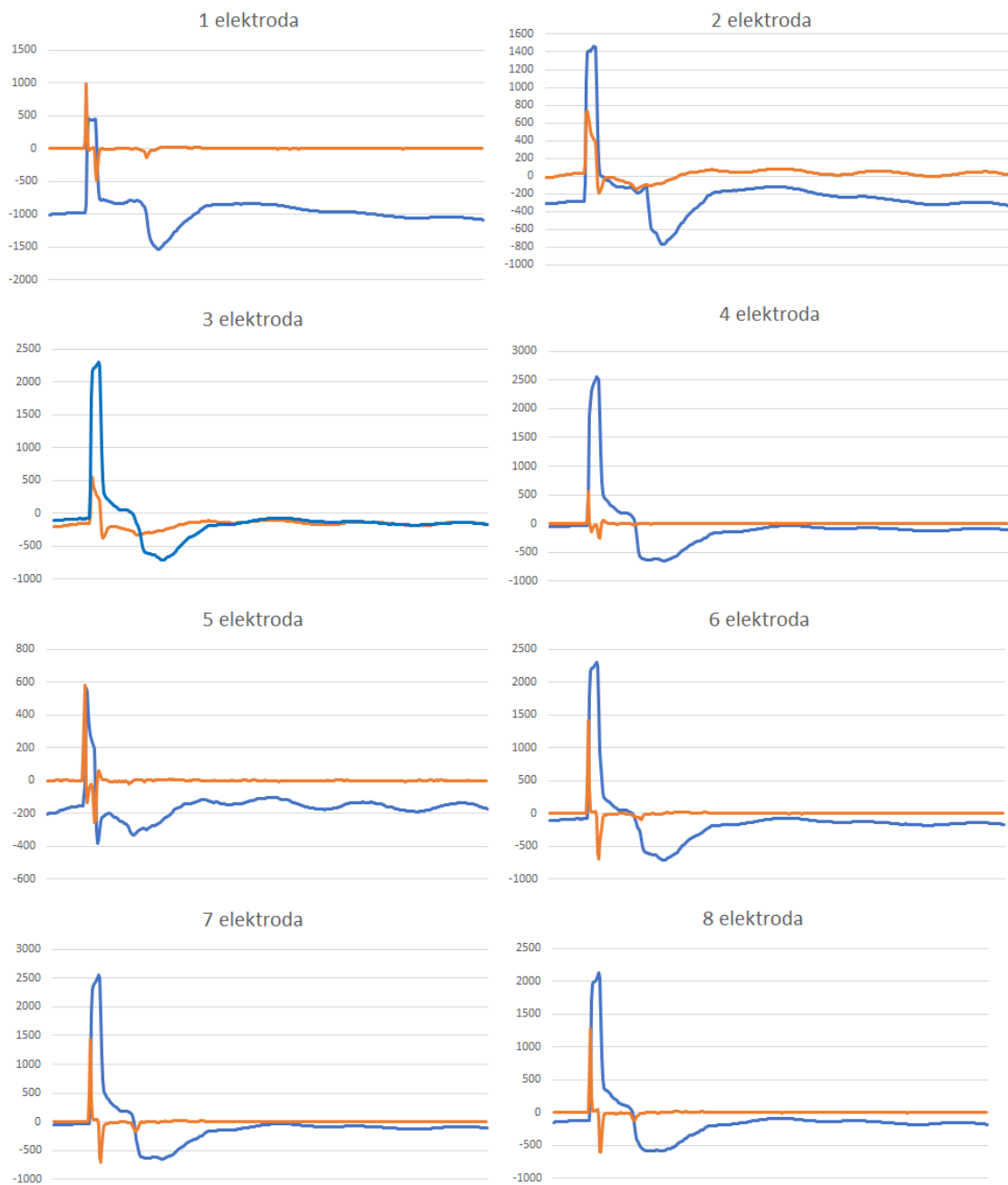
Po načtení dat bylo nutné odříznout QRS komplex vhodný ke zpracování spolu s impulzem. Záznamy průběhů šíření elektrických potenciálů v čase v prvním bloku matice unipolárních elektrod jsou uvedeny v Grafu 3.3.



**Graf 3.3:** Časový průběh šíření elektrického potenciálu v 1. bloku matice elektrod u zdravé krysy



Pro další zpracování byl vybrán 5. QRS komplex, protože má dobře navázaný rytmus. Dále byl daný konkrétní QRS komplex upraven pro každou elektrodu 1. bloku matice.

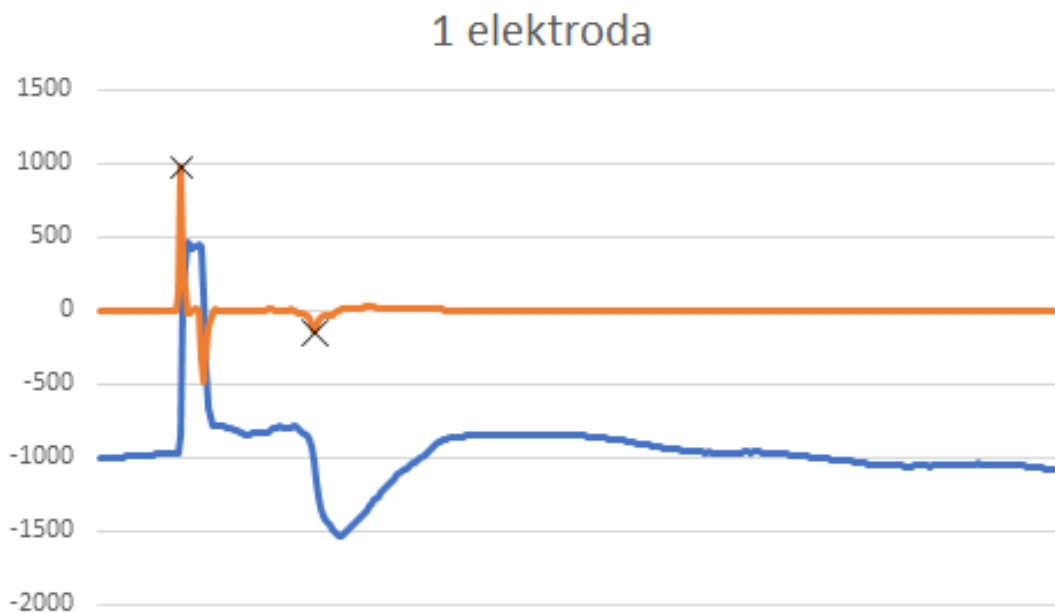


**Obr. 3.5:** Zobrazení vybraného QRS komplexu u každé elektrody 1. bloku matice zdravé krysy.

Modrá křivka – QRS komplex se stimulačním impulzem,  
 Oranžová křivka – první derivace QRS komplexu.  
 Časové osy jsou smazány pro lepší zobrazování křivek

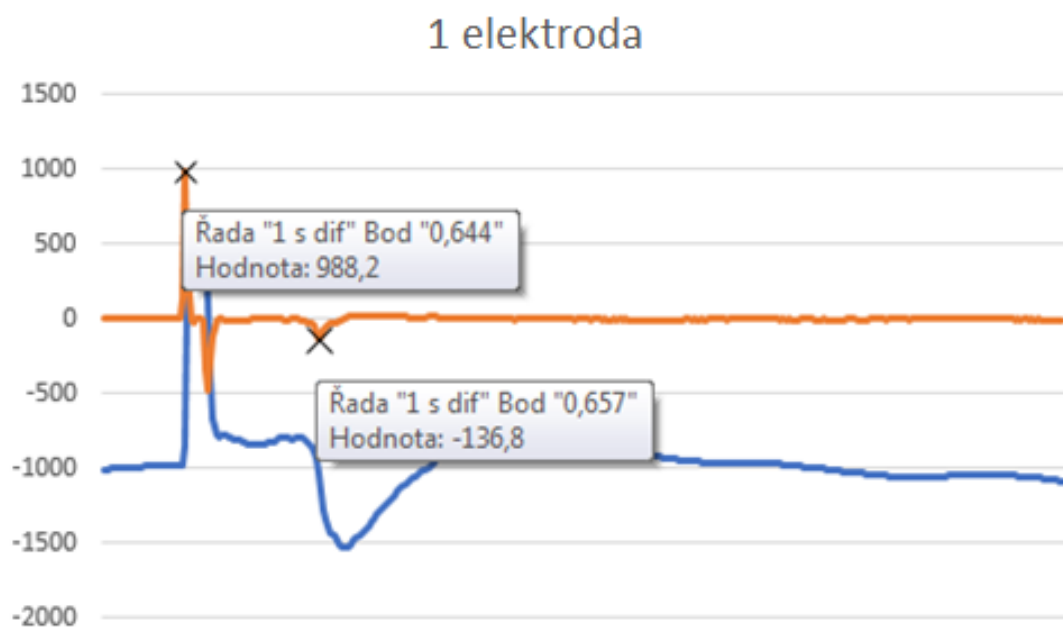
Po načtení a zobrazování dat bylo nutné lokalizovat maximální  $dV/dt$  a minimální  $dV/dt$  během stimulačního impulsu při sledování QRS komplexu za ním, přičemž u

minimální  $dV/dt$  bereme druhou hodnotu, protože první hodnota ještě nespadá do QRS komplexu, ale do stimulujícího impulsu.



**Obr. 3.6:** Časový průběh šíření elektrického potenciálu v 1. elektrodě 1. bloku matice elektrod u zdravé krysy

Na grafu byly jednoduše nalezeny hodnoty minima a maxima, které jsou nezbytné pro další zpracování.



**Obr. 3.7:** Hledané hodnoty minima a maxima první derivace časového průběhu šíření elektrického potenciálu v 1. elektrodě 1. bloku matice elektrod zdravé krysy.

Minimální hodnota  $dV/dt$  během QRS komplexu je lokální čas aktivace v jednotlivých bodech vůči začátku aktivace v oblasti epikardu LK (v mem případě dosahuje  $dV/dt$  svého maxima během stimulačního impulzu). Jednoduchým odečítáním maximální hodnoty  $dV/dt$  od minimální hodnoty  $dV/dt$  byl získán lokální čas depolarizace komor – AT. Analogický postup byl proveden také pro ostatní elektrody daného bloku.

**Tab. 3.1:** Hodnoty minima  $dV/dt$ , maxima  $dV/dt$  a AT 1. bloku matice elektrod u zdravé krysy.

Elektroda	Maximum $dv/dt$ [s]	Minimum $dv/dt$ [s]	AT [s]
<b>1</b>	0,64400	0,65700	0,01300
<b>2</b>	0,64400	0,65450	0,01050
<b>3</b>	0,64400	0,65500	0,01100
<b>4</b>	0,64400	0,65375	0,00975
<b>5</b>	0,64400	-	-
<b>6</b>	0,64400	-	-
<b>7</b>	0,64400	0,65375	0,00975
<b>8</b>	0,64400	0,65350	0,00950

Pro elektrodu 4 nebylo možné odečíst příslušná data z toho důvodu, že na grafu není minimum  $dV/dt$  viditelné. To je patrné na Obrázku 3.5 na grafu 4. elektrody. Na 5. elektrodě nebyl zaznamenán žádný QRS komplex, jen stimulační impulz. Hodnoty pro 4 až 8 elektrod ve většině elektrod nebereme v úvahu, protože tyto elektrody byly stimulovány společně s 8. elektrodou a potvrzením tohoto je totožnost grafu 6 až 8 na Obrázku 3.5. Jak bylo zmíněno již výše, 8. elektroda osmého bloku byla považována za stimulační a její AT je 0 s.

Pro elektrody, které nejsou zobrazeny ve středu bloku, platí, že byly odpojeny, nebo byly ve špatném styku se srdcem.

Stejný postup byl aplikován i pro další bloky matice elektrod u zdravé krysy.

Hodnoty minimum  $dV/dt$  pro každou elektrodu jsou uvedeny v tabulce 3.2 a 3.3.

**Tab. 3.2:** Hodnoty minima  $dV/dt$  1. – 4. bloku matice elektrod zdravé krysy

	1. blok	2. blok	3. blok	4. blok
<b>EI</b>	<b>Min. <math>dV/dt</math> [s]</b>	<b>Min <math>dV/dt</math> [s]</b>	<b>Min. <math>dV/dt</math> [s]</b>	<b>Min <math>dV/dt</math> [s]</b>
<b>1</b>	0,65700	0,65675	-	0,65500
<b>2</b>	0,65450	0,65650	0,65450	0,65450
<b>3</b>	0,65500	-	0,65450	0,65375
<b>4</b>	0,65375	0,65525	0,65425	0,65325
<b>5</b>	-	0,65425	0,65325	0,65225
<b>6</b>	-	0,65400	0,65275	0,65200
<b>7</b>	0,65375	-	-	-
<b>8</b>	0,65350	-	-	-

**Tab. 3.3:** Hodnoty minima  $dV/dt$  5. – 8. bloku matice elektrod zdravé krysy

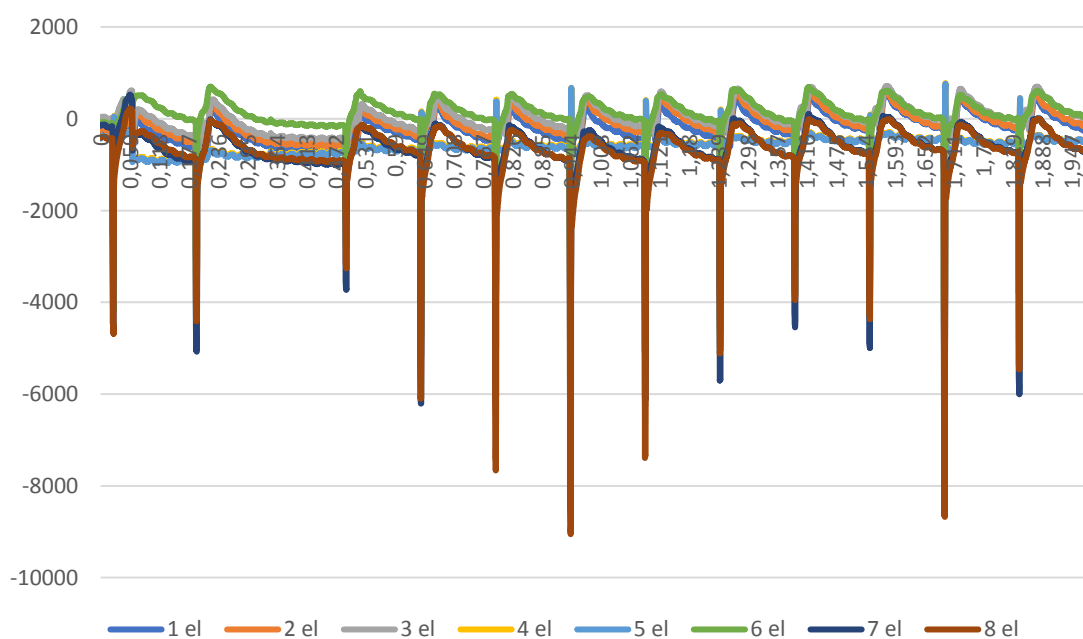
	5.blok	6.blok	7.blok	8.blok
<b>EI</b>	<b>Min. <math>dV/dt</math> [s]</b>	<b>Min <math>dV/dt</math> [s]</b>	<b>Min. <math>dV/dt</math> [s]</b>	<b>Min <math>dV/dt</math> [s]</b>
<b>1</b>	0,65450	0,65500	0,65350	0,0095
<b>2</b>	0,65400	-	0,65275	0,00800
<b>3</b>	0,65325	0,65275	0,65175	0,00750
<b>4</b>	0,65175	0,65125	0,65125	-
<b>5</b>	0,65175	0,65100	-	-
<b>6</b>	0,65100	-	-	-
<b>7</b>	-	-	-	-
<b>8</b>	-	-	-	-

Ze všech tabulek byl následně spočítán AT a výsledky byly uvedeny do jedné, souhrnné, tabulky (matice), která odpovídá matici na srdci krysy:

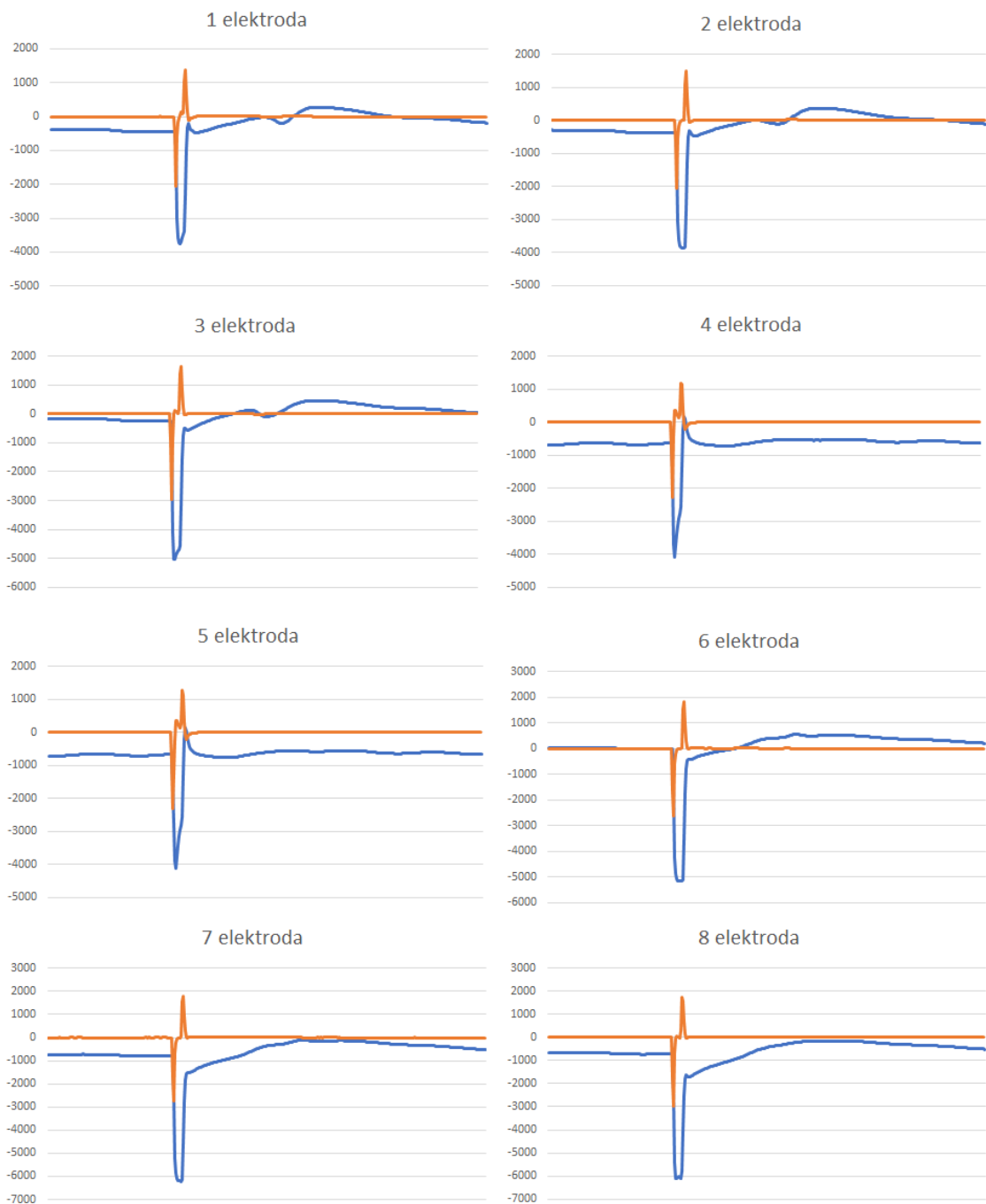
**Tab. 3.4:** Hodnoty AT pro celou matici elektrod zdravé krysy

El.	1. blok	2. blok	3. blok	4. blok	5. blok	6. blok	7. blok	8. blok
<b>1</b>	0,01300	0,01275	-	0,01100	0,01050	0,01100	0,00950	0,0095
<b>2</b>	0,01050	0,01250	0,01050	0,01050	0,01000	-	0,00875	0,00800
<b>3</b>	0,01100	-	0,01050	0,00975	0,00925	0,00875	0,00775	0,00750
<b>4</b>	0,00975	0,01125	0,01025	0,00925	0,00775	0,00725	0,00725	-
<b>5</b>	-	0,01025	0,00925	0,00875	0,00775	0,00700	-	-
<b>6</b>	-	0,01000	0,00875	0,00800	0,00705	-	-	-
<b>7</b>	0,00950	-	-	-	-	-	-	-
<b>8</b>	0,00925	-	-	-	-	-	-	-

Ischemický signál RIML09.008 té samé krysy byl zpracován stejným způsobem.



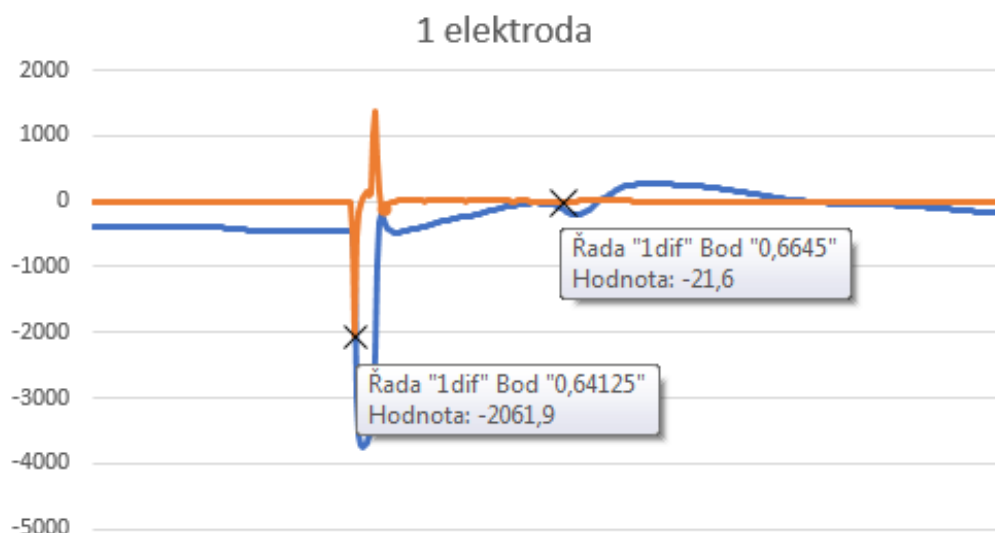
**Graf 3.4:** Časový průběh šíření elektrického potenciálu v 1. bloku matice elektrod u krysy, postižené akutní myokardiální ischemií



**Obr. 3.8:** Zobrazení vybraného QRS komplexu u každé elektrody 1. bloku matice pro unipolární elektrogramy krysy s akutní myokardiální ischemií.

Modrá křivka – QRS komplex se stimulačním impulzem,  
 oranžová křivka – první derivace QRS komplexu.

Časové osy jsou smazány pro lepší zobrazování křivek.



**Obr. 3.9:** Hledané hodnoty minima a maxima první derivace časového průběhu šíření elektrického potenciálu v 1. elektrodě 1. bloku matice elektrod krysy s akutní myokardiální ischemií

**Tab. 3.5:** Hodnoty AT pro celou matici elektrod u krysy s akutní myokardiální ischemií

El.	1. blok	2. blok	3. blok	4. blok	5. blok	6. blok	7. blok	8. blok
1	0,02325	0,02025	-	0,01375	0,01275	0,01125	0,00900	0,00775
2	0,02000	-	0,01551	0,01300	0,01050	-	0,00850	-
3	0,02075	-	0,01425	0,01300	0,00975	0,00800	-	-
4	-	0,01975	-	-	-	-	-	-
5	-	-	-	-	-	-	-	-
6	-	-	-	-	-	-	-	-
7	-	-	-	-	-	-	-	-
8	-	-	-	-	-	-	-	-

Elektrody 5 a 6 byly v nedostatečném styku se srdcem a elektrody 7 a 8 byly stimulovány najednou (viz Obr. 3.8). Proto není s těmito elektrodami dále počítáno při výpočtu rychlosti šíření elektrického potenciálu.

### 3.3 Třetí složka algoritmu

Program v MATLABu Velocity.m je určen přímo ke spočítání rychlosti vedení elektrického impulzu. Výstupem z programu je přesná hodnota rychlosti.

Princip tohoto programu je jednoduchý. Nejprve bylo nutné importovat výchozí data (soubor *výsledkRIML09.005.xlsx*) z Excelu do MATLABu. Data jsou importována ve formátu Numeric Matrix, aby byly matice komponovány.

Po importu a zobrazování dat byla nalezena minimální a maximální hodnota matice a také jejich pozice.

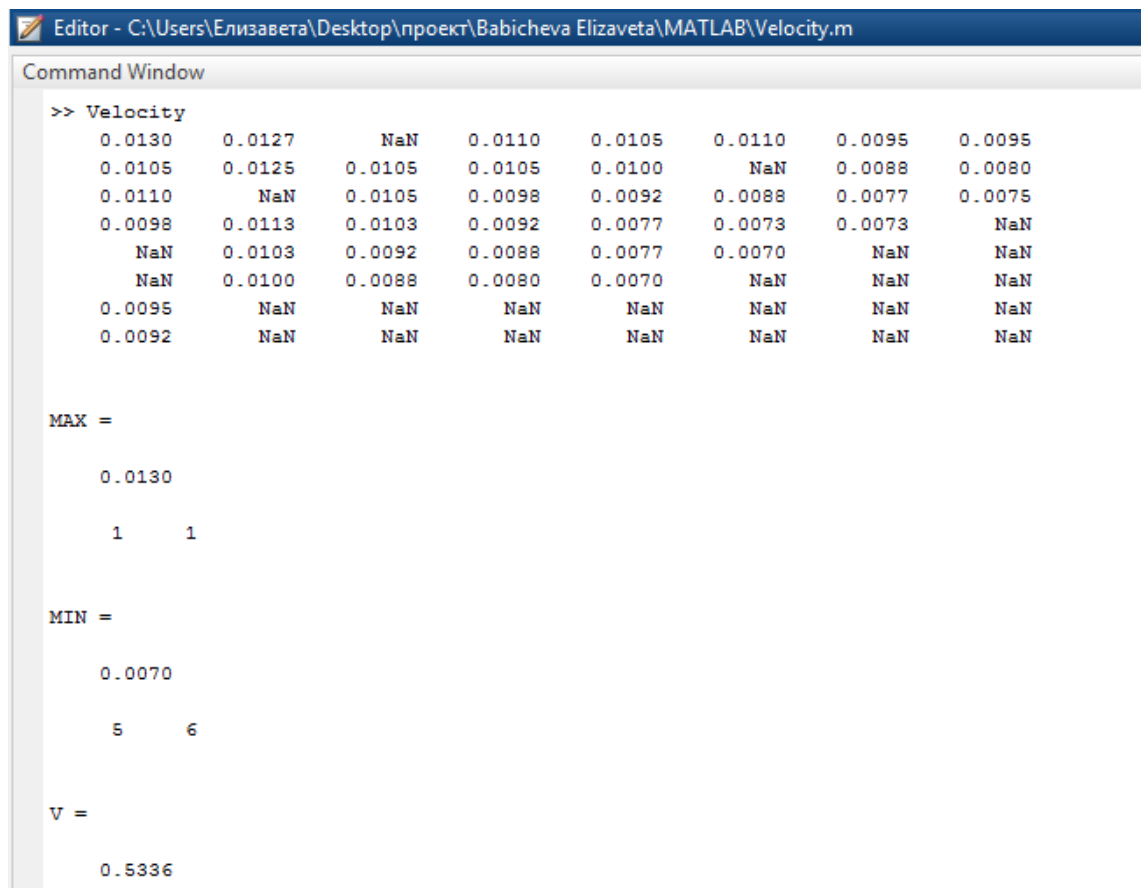
Následujícím krokem programu je spočítání rychlosti šíření impulzu na matici elektrod na základě znalosti doby trvání impulzu a vzdálenosti mezi elektrodami pomocí standardního vzorce rychlosti:

$$\vec{v} = l/t, \quad (1)$$

kde  $l$  je vzdálenost mezi minimální a maximální hodnotou AT na matici elektrod (diagonála) a  $t$  je časový rozdíl mezi maximálním a minimálním AT.

V programu je vzdálenost mezi maximem a minimem spočítána automaticky pomocí Pythagorovy věty.

Výsledky programu pro signály RIML09.005 a RIML09.008 jsou znázorněny níže (Obr. 3.10 a Obr. 3.11).



```

Editor - C:\Users\Елизавета\Desktop\проект\Babicheva Elizaveta\MATLAB\Velocity.m
Command Window
>> Velocity
    0.0130    0.0127     NaN    0.0110    0.0105    0.0110    0.0095    0.0095
    0.0105    0.0125    0.0105    0.0105    0.0100     NaN    0.0088    0.0080
    0.0110     NaN    0.0105    0.0098    0.0092    0.0088    0.0077    0.0075
    0.0098    0.0113    0.0103    0.0092    0.0077    0.0073    0.0073     NaN
         NaN    0.0103    0.0092    0.0088    0.0077    0.0070     NaN     NaN
         NaN    0.0100    0.0088    0.0080    0.0070     NaN     NaN     NaN
    0.0095     NaN     NaN     NaN     NaN     NaN     NaN     NaN
    0.0092     NaN     NaN     NaN     NaN     NaN     NaN     NaN

MAX =

    0.0130

     1     1

MIN =

    0.0070

     5     6

V =

    0.5336
  
```

**Obr. 3.10:** Výchozí data z programu Velocity.m pro RIML09.005



```

Editor - C:\Users\Елизавета\Desktop\проект\Babicheva Elizaveta\MATLAB\Velocity.m
Command Window

>> Velocity
    0.0233    0.0203     NaN    0.0138    0.0127    0.0113    0.0090    0.0077
    0.0200     NaN    0.0155    0.0130    0.0105     NaN    0.0085     NaN
    0.0208     NaN    0.0143    0.0130    0.0098    0.0080     NaN     NaN
     NaN    0.0198     NaN     NaN     NaN     NaN     NaN     NaN
     NaN     NaN     NaN     NaN     NaN     NaN     NaN     NaN
     NaN     NaN     NaN     NaN     NaN     NaN     NaN     NaN
     NaN     NaN     NaN     NaN     NaN     NaN     NaN     NaN
     NaN     NaN     NaN     NaN     NaN     NaN     NaN     NaN

MAX =

    0.0233

     1     1

MIN =

    0.0077

     1     8

V =

    0.2258

```

**Obr. 3.11:** Výchozí data z programu Velocity.m pro RIML09.008

Hodnoty rychlosti jsou uvedeny v m/s. Hodnoty NaN znamenají, že v daném sloupci a řádku hodnota AT neexistuje.

### 3.3 Statistické zpracování

Všechna výsledná data z programu Velocity.m v MATLABu pro všechny signály jsou uvedeny v tabulce níže.

Již je známo, že data jsou mezi sebou závislá, protože hodnoty rychlosti do času ischemie a během ischemie byly zaznamenány u jedné laboratorní křisy.

**Tab. 3.6:** Výsledné hodnoty rychlosti pro všechny záznamy unipolárních elektrogramů

<b>Krysa</b>	<b>Původní stav (do ischemii)</b>	<b>Během ischemii (5 minut)</b>
<b>1</b>	0,5336	0,2258
<b>2</b>	0,3366	0,2341
<b>3</b>	0,3430	0,1976
<b>4</b>	0,3377	0,2433
<b>5</b>	1,1111	0,5333

Hodnoty rychlosti jsou uvedeny v m/s. Pro usnadnění dalšího statistického zpracování byly sloupce Zdravé srdce a Srdce s ischemií nahrazeny písmeny X a Y.

Prvním krokem ve zpracování dat je určení rozdílu Z mezi hodnotami rychlosti šíření elektrického potenciálu srdcem pro zdravý a postižený případ.

Výpočet Z byl proveden dle rovnice (2):

$$Z_i = X_i - Y_i \quad (2)$$

Kde  $X_i$  je hodnota rychlosti šíření signálu ve zdravém srdci a  $Y_i$  hodnota rychlosti šíření signálu v postiženém srdci. Koeficient  $i$  (hodnoty 1 až 5) je indexem pro jednotlivé krysy.

**Tab. 3.7:** Hodnoty pro Wilcoxonův test

<b>Krysy</b>	<b>X</b>	<b>Y</b>	<b>Z</b>	<b> Z </b>	<b>R</b>
<b>1</b>	0,5336	0,2258	-0,3078	0,3078	4
<b>2</b>	0,3366	0,2341	-0,1025	0,1025	2
<b>3</b>	0,3430	0,1976	-0,1454	0,1454	3
<b>4</b>	0,3377	0,2433	-0,0944	0,0944	1
<b>5</b>	1,1111	0,5333	-0,5778	0,5778	5

R je pořadí absolutních hodnot rozdílu X a Y.

Hypotézy:

$H_0$ : Hodnoty rychlosti v srdci postiženého akutní myokardiální ischemií a ve zdravém srdci jsou stejné.

$H_1$ : Hodnoty rychlosti v srdci postiženého akutní myokardiální ischemií jsou nižší než ve zdravém srdci.

Pro následné výpočty je zavedena následující konvence:

$W_+$  - součet pořadí odpovídajících kladným rozdílům,

$W_-$  - součet pořadí odpovídajících záporným rozdílům.

Potom platí:

$$W_+ + W_- = \frac{n(n+1)}{2} \quad (3)$$

$$W_+ + W_- = 15.$$

Menší z obou součtů  $W_+$  a  $W_-$  je využit jako testovací kritérium  $W$ :

$$W = \min(W_+, W_-) \quad (4)$$

Vzhledem k tomu, že neměla jsem žádný kladný rozdíl (viz. Tab.3.7), můžu tvrdit, že  $W_+ = 0$ .  $W_-$  pro ten test je testovacím kritériem. Pak jsme porovnála hodnotu testovacího kritéria s kritickou hodnotou z tabulky kritických hodnot pro Wilcoxonův test pro příslušné nenulové rozdíly  $n = 5$  a zvolenou hladinu významnosti  $\alpha = 0,062$ .

$W = 0,06$  ( $p < 0,062$ ), což se větší než testovacímu kritériu  $W_-$ .

Ze všech výše uvedených výpočtů můžu tvrdit, že na hladině významnosti  $\alpha = 0,062$  hypotézu  $H_0$  (hodnoty rychlosti v srdci postiženého akutní myokardiální ischemii jsou stejné než ve zdravém srdci) můžu zamítnout a to znamená, že hodnoty rychlosti v srdci postiženého akutní myokardiální ischemii se výrazně liší od hodnot rychlosti ve zdravém srdci.

## 4. Diskuze

Ve své bakalářské práci jsem se zabývala problémy, týkajícími se šíření elektrického potenciálu v srdci při akutní myokardiální ischemii. Akutní myokardiální ischemie je charakterizována sníženou rychlostí vedení elektrického impulsu v oblasti ischemií [16] v důsledku disfunkce konexonů. [17] Podstatné snížení této rychlosti je proarytmogenním faktorem, zvyšujícím rizika náhlé srdeční smrti v důsledku fibrilace komor. [18] [19] Proto měření rychlosti šíření potenciálu v srdci poskytuje cennou informaci pro predikce a léčbu srdečních arytmií jak v klinických, tak i v laboratorních případech. [20]

Pro určení rychlosti vedení elektrického potenciálu jsem navrhla algoritmus ze třech složek, který jsem podrobně popsala v rámci této práce.

Pro splnění zadání jsem si vybrala programovací prostředí MATLAB. V něm jsem realizovala dvě složky svého algoritmu z toho důvodu, že jde o univerzální technické programovací prostředí, ve kterém lze snadno zobrazit data v grafech a maticích, což je nezbytné pro mou práci.

Zbytek práce jsem udělala v softwaru Microsoft Excel, protože se jednalo o pečlivou práci s grafy a o opatrné zjištění času aktivace. Bohužel, prostředí MATLAB provádí mnoho operací automaticky a jeho případné přizpůsobení není tak snadné. Proto by některé klíčové informace byly ztraceny.

Z výsledných dat algoritmu (Tab. 3.5) je vidět, že hodnoty rychlosti šíření elektrického potenciálu ve zdravém srdci a v průběhu ischemie se skutečně liší, což bylo potvrzeno statistickým zpracováním dat. Z tabulky 5 lze dále vyčíst, že se rychlost většinou liší o cca 0,1 m/s.

Pro své statistické zpracování jsem vybrala neparametrický Wilcoxonův a Mann-Whitneyův test, protože jsem měla malý počet měření, ze kterých nelze přesně rozhodnout o rozložení dat.

Pro ověření navrženého algoritmu automatického výpočtu rychlosti šíření elektrického potenciálu byly konečné hodnoty rychlosti vypočítány nejen pomocí tohoto algoritmu, ale i ručně. Níže v tabulce 8 jsou uvedeny vypočítané rychlosti pomocí obou metod.

**Tab. 4.1:** Porovnání hodnot rychlosti, vypočítaných různými metodami

<b>Krysa</b>	<b>Navržený algoritmus</b>		<b>Ruční výpočet</b>	
	<b>Zdravé srdce</b>	<b>Srdce s ischemií</b>	<b>Zdravé srdce</b>	<b>Srdce s ischemií</b>
<b>1</b>	0,5336	0,2258	0,5336	0,2257
<b>2</b>	0,3366	0,2341	0,3363	0,2339
<b>3</b>	0,3430	0,1976	0,3429	0,1976
<b>4</b>	0,3377	0,2433	0,3377	0,2431
<b>5</b>	1,1111	0,5333	1,1111	0,5333

Hodnoty se liší jen málo, což je způsobeno tím, že MATLAB zkresluje načtené hodnoty matrice při importovaných dat. Ale jak je vidět, hodnoty jsou většinou stejné.

Použitím testu Mann-Whitney pro porovnávání automaticky a ručně spočítaných hodnot rychlosti nebyly zjištěny žádné statisticky významné rozdíly ( $p > 0,05$ ).

## 5. Závěr

Ischemická choroba srdeční je patologické onemocnění, které je charakterizováno absolutním nebo relativním porušením krevního zásobení myokardu. ICHS se projevuje snížením rychlosti vedení elektrického impulzu v srdci. To je život ohrožující stav, při kterém hrozí výskyt náhlé srdeční smrti v důsledku fibrilace komor. Proto je velmi důležité sledovat rychlost šíření a průběh elektrického impulzu v srdci.

V rámci své bakalářské práce jsem navrhla algoritmus pro zpracování záznamu unipolárních elektrogramů a automatizovaného určení rychlosti šíření elektrického potenciálu ve zdravém srdci a srdci, postiženém ischemií. Složky algoritmu, jejich funkce a postup práce s daným algoritmem je přesně popsán v kapitole Výsledky.

Z výše uvedených dat a informací lze udělat výsledek, že mnou navržený algoritmus pro zjištění rychlosti šíření elektrického potenciálu ve zdravém a ischemickém stavu srdce funguje bez závažných problémů.

Ve své budoucí diplomové práci bych ráda pokračovala ve svých výzkumech v oblasti kardiiovaskulární patologie a vývinu dokonalejších algoritmů pro zpracovávání dat z unipolárních elektrogramů srdce.

## Seznam použité literatury

- [1] World health statistics 2017: *monitoring health for the SDGs, Sustainable Development Goals*. Geneva: World Health Organization; 2017. Licence: CC BY-NC-SA 3.0 IGO.
- [2] KHAN, M. GABRIEL. *EKG a jeho hodnocení*. Praha: Grada Publishing, a.s., 2005 (1. české vydání), ISBN 80-247-0910-4
- [3] Funkce buněk lidského těla. Multimediální skripta. Kapitola X. Podkapitola 1. Srdce. Dostupné z URL: < <http://fblt.cz/skripta/x-srdce-a-obeh-krve/1-srdce/> >  
Autoři podkapitoly: Peter Ivák, Josef Kroupa, Patrik Maďa a Josef Fontana
- [4] CHENG D.K., TUNG L., SOBIE E.A.: *Nonuniform responses of transmembrane potential during electric field stimulation of single cardiac cells*. Am J Physiol 1999;277:H351–62
- [5] HAMPTON R.J. *EKG stručně, jasně, přehledně*. Grada Publishing, spol. s r.o., 1996 (1. české vydání), ISBN 80-7169-153-4
- [6] Příznaky ischemie na EKG záznamu  
Dostupné z : <<http://therapy.odmu.edu.ua/ru/ecg-online-course/176-ecg-myocardial-ischemia>>
- [7] Unipolární elektrogram  
Dostupné z: <[https://dic.academic.ru/dic.nsf/enc\\_medicine/Электрограмма](https://dic.academic.ru/dic.nsf/enc_medicine/Электрограмма)>
- [8] ŠPINAR J., VÍTOVEC J.: *Ischemická choroba srdeční*. 1. vydání, Praha: Grada Publishing, 2003, ISBN: 80-247-0240-1, 80-247-0500-1
- [9] BAKKER J.M.T., WITTKAMPF F.H.M: *The Pathophysiologic Basis of Fractionated and Complex Electrograms and the Impact of Recording Techniques on Their Detection and Interpretation*. Circ Arrhythm Electrophysiol. 2010; 3:204-213
- [10] SEDMERA D., NECKAR J., BENES JR J., POSPISILOVA J., PETRAK J., SEDLACEK K., MELENOVSKY V.: *Changes in Myocardial Composition and Conduction Properties in Rat Heart Failure Model Induced by Chronic Volume Overload*. Anat. Rec. (Hoboken).294, 102–111. doi: 10.1002/ar.21280
- [11] SHAH, M., AKAR, F. G., TOMASELLI, G. F. (2005): *Molecular basis of arrhythmias*. Circulation 112, 2517–2529. doi:10.1161/CIRCULATIONAHA.104.494476

- [12] KHARIN S.N, KRANDYCHEVA V.V, STRELKOVA M.V, TSVETKOVA A.S, SHMAKOV D.N (2012): *Doxorubicin-induced Changes of Ventricular Repolarization Heterogeneity: Results of a Chronic Rat Study*. Volume 12 Number 4, Moskva, Rusko, ISSN 1530-7905.
- [13] VOEVODIN V.V., SOKOLOVA M.V., MALASHIN M.V., REBROV I.E.: *Characteristics of the Effect of an Impulse Supply Voltage on the Structure and Characteristics of a Surface Discharge*, Institute of Electrophysics and Power Engineering, Russian Academy of Sciences, St. Petersburg, Russia, ISSN 1068-3712, Russian Electrical Engineering, 2017, Vol. 88, No. 8, pp. 524–527. © Allerton Press, Inc., 2017.
- [14] XIAA Y., KONGSTADA O., HERTERVIGA E., LIA Y., HOLMB M., OLSSONA B., YUANA S.: *Activation recovery time measurements in evaluation of global sequence and dispersion of ventricular repolarization*. Department of Cardiology, University Hospital, S-221 85 Lund, Sweden b Biosense Webster Europe, Waterloo, B-1410, Belgium
- [15] STEINHAUS B.M.: *Estimating Cardiac Transmembrane Activation and Recovery Times From Unipolar and Bipolar Extracellular Electrograms: A Simulation Study*. Circulation Research is published by the American Heart Association, 7272 Greenville Avenue, Dallas, TX 75231 Print ISSN: 0009-7330. Online ISSN: 1524-4571
- [16] KLÉBER A.G., RIEGGER C.B., JANSE M.J.: *Electrical uncoupling and increase of extracellular resistance after induction of ischemia in isolated, arterially perfused rabbit papillary muscle*. Circ Res 1987;61:271–9)
- [17] LUBKEMEIER I., REQUARDT R.P., LIN X., SASSE P., ANDRIE R., SCHRICKEL J.W., CHKOURKO H., BUKAUSKAS F.F., KIM J.S., FRANK M., MALAN D., ZHANG J., WIRTH A., DOBROWOLSKI R., MOHLER P.J., OFFERMANN S., FLEISCHMANN B.K., DELMAR M., WILLECKE K., (2013): *Deletion of the last five C-terminal amino acid residues of connexin43 leads to lethal ventricular arrhythmias in mice without affecting coupling via gap junction channels*. Basic Res. Cardiol. 108, 348.
- [18] O’QUINN M.P., PALATINUS J.A., HARRIS B.S., HEWETT K.W., GOURDIE R.G.: *A peptide mimetic of the connexin43 carboxyl terminus reduces gap junction remodeling and induced arrhythmia following ventricular injury*. Circ Res 2011;108:704–15. 2
- [19] KING J.H., HUANG C.L. H., FRASER J.A.: *Determinants of myocardial conduction velocity: implications for arrhythmogenesis*. Frontiers in Physiology. Cardiac Electrophysiology. 2013. Vol. 4. Art. 154
- [20] CANTWELL C.D., RONEY C.H., NG F.S., SIGGERS J.H., SHERWIN S.J., PETERS N.S.: *Techniques for automated local activation time annotation and*



*conduction velocity estimation in cardiac mapping*. Computers in Biology and Medicine  
65 (2015)229–242

## Samostatné přílohy

P1 - DVD ROM.

Obsah:

- obsah bakalářské práce
- naskenované zadání bakalářské práce
- adresář se soubory jazyka MATLAB (tzv. *m-files*)
- soubory se vstupními signály RIML09.005 a RIML09.008
- soubory s výslednými daty v Excelu pro signály RIML09.005 a RIML09.008