



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

**NÁSTROJ PRO ANALÝZU
ELEKTROKARDIOGRAFICKÝCH ZÁZNAMŮ**

SOFTWARE FOR ECG ANALYSIS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Vít Plch

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Marina Ronzhina

BRNO 2016

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Student: Vít Plich

ID: 164993

Ročník: 3

Akademický rok: 2015/16

NÁZEV TÉMATU:

Nástroj pro analýzu elektrokardiografických záznamů

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Proveďte literární rešerši v oblasti měření a interpretace patologických EKG se zaměřením na experimentální data. Popište parametry EKG, které lze pro tento účel použít. 2) Seznamte se s databází experimentálních zvířecích EKG signálů dostupné na ÚBMI. Zaměřte se na vývoj EKG v průběhu experimentů z hlediska výskytu jednotlivých patologických změn. 3) Navrhněte softwarový nástroj pro prohlížení a analýzu/klasifikaci průběhů EKG podle Lambethských konvencí. 4) Realizujte navržený software v prostředí Matlab nebo jiném. Možnosti a parametry softwaru konzultujte s externím konzultantem. 5) Otestujte software na reálných záznamech z databáze. 6) Získané výsledky diskutujte.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] ŠTEJFA, Miloš, Josef ŠUMBERA a Pavel BRAVENÝ. Základy elektrokardiografie. Brno: Masarykova univerzita, fakulta lékařská, 1991, 147 s. ISBN 80-210-0265-4.

[2] CURTIS, Michael J., Jules C. HANCOX, András FARKAS, et al. The Lambeth Conventions (II): Guidelines for the study of animal and human ventricular and supraventricular arrhythmias. Pharmacology and Therapeutics, Amsterdam: Elsevier Inc., 2013. roč. 139, vyd. 2, s. 213 – 248. ISSN 0163-7258.

Termín zadání: 8.2.2016

Termín odevzdání: 27.5.2016

Vedoucí práce: Ing. Marina Ronzhina

Konzultant bakalářské práce: Tibor Stračina

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

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

Plch, V. Nástroj pro analýzu elektrokardiografických záznamů,. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2016. 51 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Marina Ronzhina

Abstrakt

Tato bakalářská práce se zabývá návrhem nástroje ECG_ANN pro analýzu elektrokardiografických záznamů a jeho sestavením v prostředí Matlab. Program má sloužit UBMI VUT v Brně. V teoretické části se zabývá vznikem akčního potenciálu, šířením akčního potenciálu převodní soustavou srdce, poruchou šíření akčního potenciálu převodní soustavou srdce; jsou zde probrány příčiny a následky těchto poruch viditelné v elektrokardiografickém záznamu získaném z izolovaných zvířecích srdcí. Je zde naznačena problematika experimentů na zvířecích modelech. Dále se v ní popisují programy EG_Anotation a EG_RR_View, sloužící k popisu elektrokardiografických záznamů, návrh a sestavení programu ECG_ANN který z těchto programů vychází. Na konec se zde vyskytuje návod k programu, a diskuze k problémům, které se při návrhu a sestavení programu vyskytly.

Klíčová slova

Akční potenciál, převodní systém srdce, detekce srdeční arytmie, nástroj pro analýzu elektrokardiografických záznamů, EKG, arytmie, ischemie, klasifikace EKG, ECG_ANN.

Abstract

This bachelor thesis deals with design and construction of tool for analysing electrocardiograms. The theoretical part deals with the origin of the action potential, propagation of the action potential through conduction system of the heart, failure of electrical impulse propagation through the conduction system; different aspects of disorders, which can be found in experimental electrograms recorded from animal isolated hearts (database of electrograms, the Department of Biomedical Engineering, FEEC, BUT), are also discussed. Software for electrograms draw and annotation available on the DBME, namely EG_Anotation and EG_RR_View, are described. As a result, the design and construct of ECG_ANN, the tool for the electrograms annotation, is proposed with regard to the advantages and disadvantages of mentioned software. At the end of the bachelor thesis there are the guide for ECG_ANN and discussion about problems which appears in design and construct of this tool.

Keywords

Action potential, conduction system of the heart, cardiac arrhythmia detection, tool for electrocardiogram analysis, ECG, arrhythmia, ischemia, ECG classification, ECG_ANN.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Nástroj pro analýzu elektrokardiografických záznamů jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucí bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce. Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědoma následků porušení ustanovení § 11 a následujících zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne:

.....

(Podpis autora)

Poděkování:

Mnohokrát děkuji Ing. Marině Ronzhině za odborné vedení mé bakalářské práce, především za její vytrvalost, ochotu, cenné rady a připomínky. Také bych rád poděkoval MUDr. Tiboru Stračinovi za jeho pomoc při sepisování požadavků.

V Brně dne:.....

.....

(Podpis)

Obsah

Seznam obrázků.....	8
Úvod	9
1. Vznik elektrického napětí v srdci	10
1.1. Vznik membránového napětí	10
1.2. Srdeční převodní soustava	13
1.3. Křivka EKG.....	14
1.4. Patologické změny EKG	15
1.5. Arytmie	18
2. Stručné seznámení s experimentálním měřením.....	20
2.1. Nejčastější zvířecí modely při studiu ischemie srdce	20
3. Návrh programu	22
3.1. Rozbor předchozího programu EG Annotation	22
3.2. Rozbor předchozího programu EG RR View	24
3.3. Návrh programu ECG_ANN	25
4. Program ECG_ANN	27
4.1. Požadavky na program	27
4.2. Nová anotace.....	29
4.3. Vykreslení křivek EKG a grafu R - R intervalů	33
4.4. Průběh anotace	35
4.5. Uložení.....	39
4.6. Načtení předchozího popisu.....	40
4.7. Vyhodnocení, výstupy programu	41
5. Diskuze.....	46
6. Závěr	48
Použitá literatura	49
Seznam symbolu, značek a zkratek	50

Seznam obrázků

- Obr. 1 Nahoře akční napětí, dole proudy jednotlivých iontů. Čísly jsou označeny fáze akčního napětí. [1]
- Obr. 2 Dvě srdeční buňky a proudy mezi nimi
- Obr. 3 Napětí na buňce v průběhu akčního potenciálu
- Obr. 4 Postup depolarizace (vlevo) a repolarizace (vpravo) [1]
- Obr. 5 Převodní soustava srdce [2]
- Obr. 6 Vznik EKG křivky (převzato a upraveno z [3])
- Obr. 7 Úseky EKG (převzato a upraveno z [4])
- Obr. 8 Částečný elektrický alternans převzato a upraveno z [5]
- Obr. 9 Elevace úseku ST, akutní IM vlevo, Perikarditis vpravo
- Obr. 10 A - Bigeminita (VBI), B - Trigeminita (TRI), C – Kuplety
- Obr. 11 Schéma jádra programu EG_Annotation
- Obr. 12 Zaškrťovací pole programu EG_Annotation
- Obr. 13 Zobrazení grafu RR intervalů pomocí programu EG_RR_View
- Obr. 14 Zobrazení křivek EKG programem EG_RR_View
- Obr. 15 Odstraněné části původního programu
- Obr. 16 Výsledné schéma programu ECG_ANN
- Obr. 17 Nabídka Menu
- Obr. 18 Dialogové okno „*.ind_R.m Not found“
- Obr. 19 Zobrazení více než 3 svodů, všechny invertované, červeně označená klasifikace ischemie, vlevo červeně rozměření křivky
- Obr. 20 Zobrazení 3 svodů (jde vidět rozšíření grafů oproti Obr. 19), zobrazena mřížka, všechny svody neinvertované
- Obr. 21 Zobrazení 2 svodů EKG, na ose x jsou zobrazeny vzorky
- Obr. 22 Zobrazení pouze jednoho svodu EKG,
- Obr. 23 Legenda (vlevo), Zobrazení vybraných svodů (uprostřed), Zobrazení všech svodů (vpravo)
- Obr. 24 Ovládání osy x a y, Vlevo - invertovaný svod. Uprostřed zobrazení času nebo vzorků na ose x. Vpravo – zobrazení mřížky
- Obr. 25 Zobrazení aktuální části signálu, překrytí signálu a zobrazení ischemie
- Obr. 26 Zobrazení grafu R-R, příklad vyznačení aktuálního úseku
- Obr. 27 Příklad správného zobrazení rozměření křivky (nahore) a vypnutého zobrazení rozměření (dole)
- Obr. 28 Struktura souboru anotace, který se ukládá
- Obr. 29 Výstražná zpráva při načtení špatného souboru
- Obr. 30 Tabulka zobrazení pozic anotace v signálu (příklad pro sinusový rytmus)
- Obr. 31 Tabulka statistik signálu generovaná v prostředí Matlab
- Obr. 32 Koláčkové grafy reprezentující data (přiblížení nepřehledného úseku)
- Obr. 33 Ukázka exportované tabulky v programu Excel (okna byla dodatečně převedena na formát procent až v programu Excel)
- Obr. 34 Ukázka výstupu programu do textového souboru

Úvod

Cílem této bakalářské práce je seznámení se s funkcí srdce, jeho poruchami a sestrojení softwarového nástroje pro analýzu a klasifikaci experimentálních křivek EKG. Funkce srdce a jeho poruchy jsou detailně rozebrány v následující kapitole. Zde je popsána činnost srdce postupně od vzniku akčního potenciálu přes šíření potenciálu buňkami až po výsledný signál EKG, který můžeme měřit na povrchu srdce. Další fází je seznámení se s databází experimentálních EKG dostupných na UBMI. Zvířecí křivky EKG z experimentálního prostředí se od lidských příliš neliší. Proto se také tato data používají namísto lidských. Zvířecí modely nikdy nedokáží bezchybně nahradit modely lidské, ale pro výzkumy onemocnění srdce jsou velmi důležité. Je ovšem důležité správně si zvolit zvířecí model, protože odlišné modely srdcí mají své výhody i nevýhody.

Hlavní částí bakalářské práce je sestrojení programu. Jelikož jsou k dispozici dva předchozí programy, ze kterých má výsledný software vycházet, je také důležité tyto programy popsat, pochopit jejich funkci a následně z nich odvodit podobu výsledného softwaru. Jako většina programů ani tyto dva nejsou bezchybné a proto je nutné vyvarovat se při vytváření softwaru chybám nebo nedostatkům předchozích programů.

Další kapitola se zabývá Parametry programu, tím co po programu požadujeme, jak toho dosáhneme a co se změní oproti předchozím programům. Výsledný program je potom stabilní, jednoduchý pro používání, přehledný a efektivní. Výstupem programu je nejen popis křivky EKG, který se dá v tomto programu znovu otevřít, ale i textový soubor, tabulka v programu Excel, vhodná pro další zpracování, grafy a další výstupy potřebné pro interpretaci získaných dat. Důležitým prvkem programu je také možné zpětné dohledání klasifikovaných chyb a jejich pozic a možnost rozměření důležitých částí signálu.

Programování je jednou z důležitých záležitostí našeho každodenního života. I když si tento fakt mnohdy ani neuvědomujeme, velká část věcí co nás obklopuje je nějak naprogramovaná. Prostředí programu Matlab je zjednodušením programovacích jazyků. Má mnoho předem naprogramovaných funkcí, které pomáhají při vývoji nových aplikací. Avšak proto, že je Matlab uživatelsky přístupnější než jiné programovací jazyky, je také pomalejší, proto se musí při hodnocení rychlosti programu nahlížet i na tento fakt.

Při příkladech klasifikování křivek EKG nejsou použité reálné vady srdce, rytmy jsou klasifikovány náhodně, pouze tak, aby byly zjevné výhody, nevýhody a vzhled programu. Proto je užitečný signál někdy nastavený jako vyřazený, nebo sinusový normální rytmus jako ischemický.

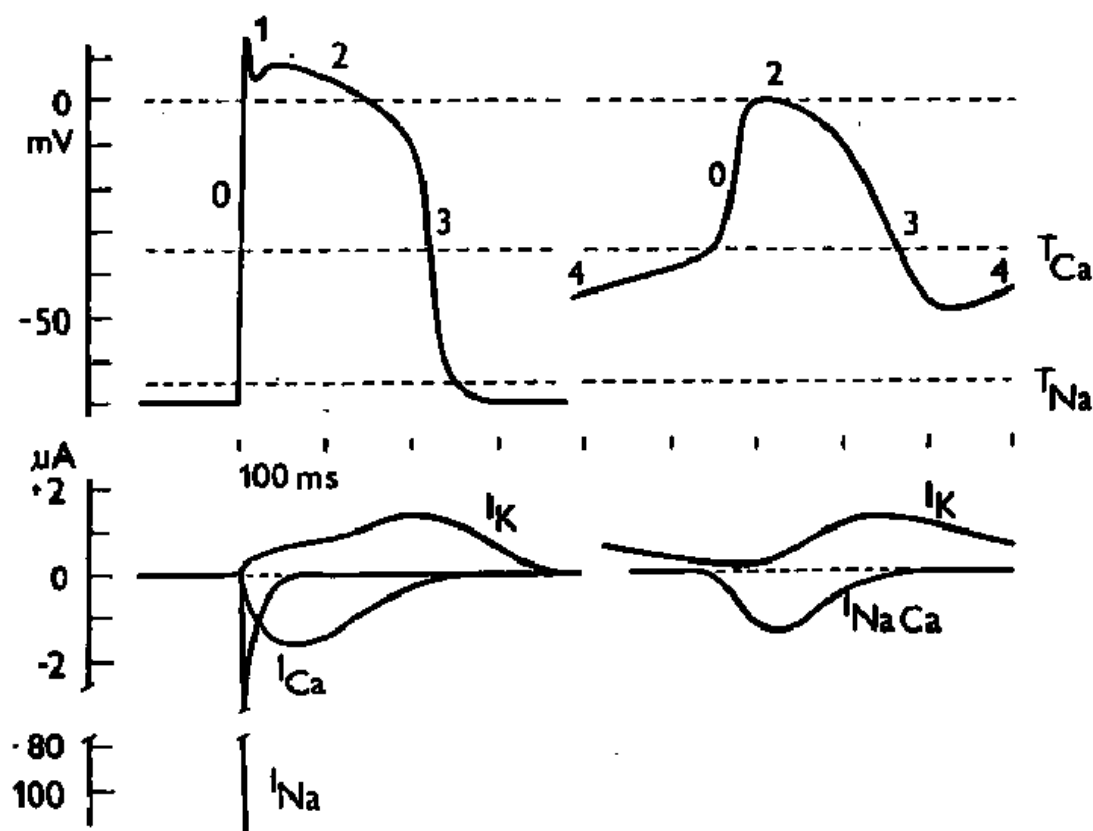
1. Vznik elektrického napětí v srdci

Na všech buňkách jsme schopni změřit klidové elektrické napětí. Jeho velikost se liší podle druhu buňky. U srdečních buněk se pohybuje kolem -70 až -80 mV (uvnitř buňky je záporný náboj). Toto napětí vzniká v důsledku rozdílné propustnosti iontových kanálů, pro rozdílné koncentrace iontů, v intracelulární a extracelulární tekutině. Vzrušivé buňky, mezi které patří i buňky myokardu, využívají změn tohoto napětí k šíření informací. Změna klidového napětí nad určitou prahovou hodnotu vyvolá akční napětí. Tvar průběhu akčního napětí u srdeční buňky určuje nejen začátek a konec kontrakce této buňky ale také sílu kontrakce

1.1. Vznik membránového napětí

Povrchová membrána je tvořena fosfolipidovou dvojvrstvou, ta je však přerušována bílkovinnými útvary. Ty umožňují přestup iontů přes membránu, aktivní přestup iontů umožňují iontové pumpy, pasivní pak iontové kanály. Hlavním kationtem intracelulárního prostředí je draslík a hlavním aniontem extracelulárního prostředí je sodík. Nejdůležitější iontová pumpa je sodíko-draslíková pumpa, ta neustále čerpá z buňky ven sodík a do buňky draslík. Při tom však spotřebovává ATP. Pro sodíko-draslíkový výměnný mechanismus pak není potřeba ATP, využívá se zde pouze koncentračního spádu sodíku. Ten se pohybuje směrem do buňky a výměnou za něj se vápník dostává ven z buňky. Tím pomáhá udržet vápníkovou bilanci. Tato výměna probíhá především v době kontrakce. Kdy je v intracelulární tekutině větší množství vápníkových iontů. Mimo kontrakci je v buňce vápníku méně, proto k výměně dochází méně často.

Klidové napětí se vyrovná difúzí přes iontové kanály ve směru koncentračního spádu. Nejvýraznější podíl má na tomto jevu draslík, protože má pro něj membrána největší propustnost. Časem dochází k vyrovnání síly koncentračního spádu a elektrostatické síly působící v opačném směru. Tato rovnováha nastává při napětí mezi -70 až -80 mV, kdy je záporný náboj uvnitř buňky. U síňového myokardu je pak v rozmezí 65 až 70 mV. Akční napětí vznikne na buňce při jejím podráždění, u srdečních buněk dochází k podráždění elektrickým impulsem. Přesněji při depolarizaci o cca $+5$ mV. Následně se otevírá sodíkový kanál, a sodík začne prudce proudit do buňky. Tím vzroste napětí na membráně na $+20$ mV. Když při této velmi rychlé depolarizaci prochází napětí hodnotou přibližně -35 mV, dojde k otevření vápníkových kanálů. Proud vápníku je velmi pomalý, a proto dokáže udržet klesající membránové napětí na hodnotě přibližně 0 mV po dobu 150 - 200 ms, tato fáze je typická pro srdeční buňky a nazýváme ji fází plató. Poté se sodíkové i vápníkové kanály spontánně uzavírají, a jim příslušné proudy odeznívají. Aktivace a inaktivace kanálových proudů jsou časově a napěťově závislé děje. [1]



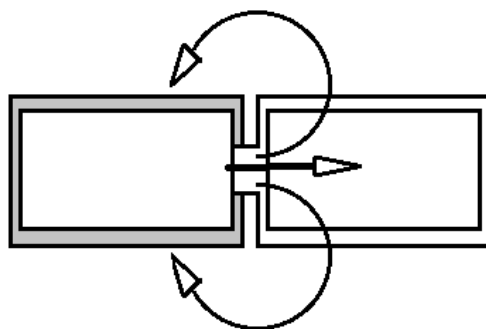
Obr. 1 Nahoře akční napětí, dole proudy jednotlivých iontů. Čísly jsou označeny fáze akčního napětí. [1]

Proti snaze obou proudů I_{Na} a I_{Ca} , (Obr. 1, dole) pomocí nichž je membrána depolarizována, působí I_K opačného směru. Ty přispívají návratu membrány ke klidovým hodnotám, repolarizují ji. Klidové napětí není na všech buňkách v srdci stejné (Obr. 1, vpravo). Polarizace buněk v uzlu SA je dokonce nižší než práh pro otevření sodíkového kanálu. Sodíkový proud I_{Na} je trvale inaktivovaný, a na tvorbě akčního napětí se nepodílí. To je spouštěno jen pomocí vápníkového proudu. Po ukončení napětí postupně klesá, až k prahu, kdy vzniká nová aktivace. Buňky mají spontánní depolarizaci, jsou rytmicky činné a jsou udavatelem rytmu pro celé srdce.

Spontánní aktivitu můžeme pozorovat i na jiných místech než jen na buňkách SA uzlu. Například kolem vyústění koronárního sinu, v okolí úponů chlopní i na AV uzlu. Na Purkyňových vláknech je na rozdíl oproti předchozím částem srdce klidové napětí vysoké a akční napětí zahajuje rychlý sodíkový proud I_{Na} . Spontánní pokles napětí je zde mnohem pozvolnější. Všechny buňky se spontánní klidovou aktivitou jsou latentní centra automacie. [1]

1.2. Šíření vzruchu v tkáních

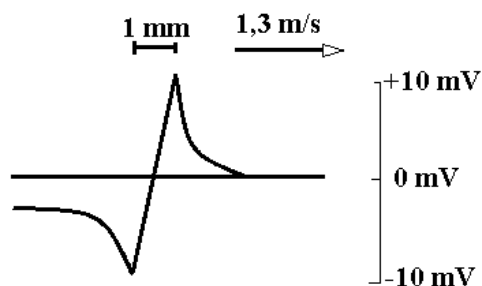
Všechny srdeční buňky jsou mezi sebou propojeny nízkoodporovými můstky – nexy, pomocí nichž se šíří vzruchy z buňky na buňku. Nexy najdeme především v interkalárních discích a díky nim se srdce chová jako skutečný prostorový vodič. Myokard je anizotropní vodič, vede vzruch lépe ve směru podélné osy buněk, kde je nexů více. [1] Podél membrány, intracelulárním i extracelulárním prostředím, tečou lokální elektrické proudy. Ty mají tendenci vyrovnávat rozdíly napětí mezi sousedními buňkami. V klidu mají tendenci buňky s vyšším napětím depolarizovat a s nižším napětím hyperpolarizovat. Při akčním napětí se jejich pomocí šíří vzruch i do okolí. Představují tak impuls, který přivede polarizované buňky v okolí k prahu, při kterém vzniká srdeční napětí (Obr. 2).



Obr. 2 Dvě srdeční buňky a proudy mezi nimi

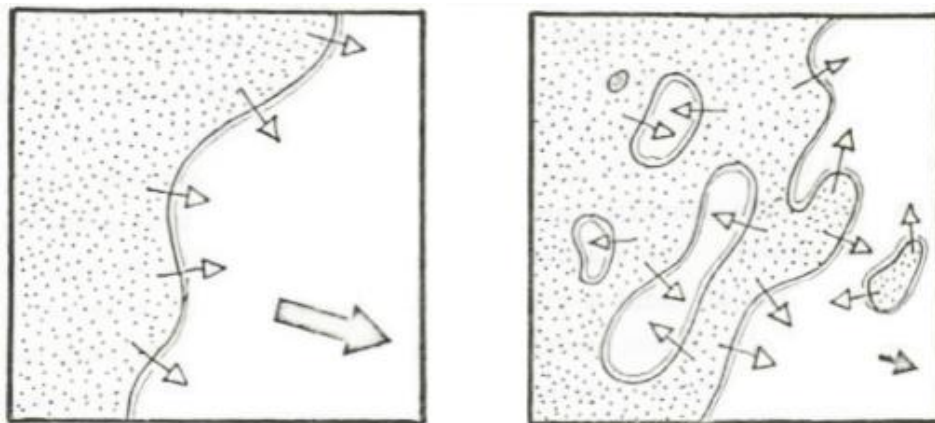
Rychlost šíření vzruchu v srdeční tkáni závisí na intenzitě lokálních proudů. Čím má akční napětí strmější nástup, tím dál dosáhnou účinky lokálních proudů a depolarizují větší okrou sousedních buněk. Vzruch se šíří jako jednotná fronta (Obr. 4 vlevo). Na povrchu buněk se šíření akčního napětí projeví nejprve jako pozitivní výchylka způsobená vybíjením kapacity na membráně a následnou negativní výchylkou v důsledku proudění sodíku do buňky (

Obr. 3).



Obr. 3 Napětí na buňce v průběhu akčního potenciálu

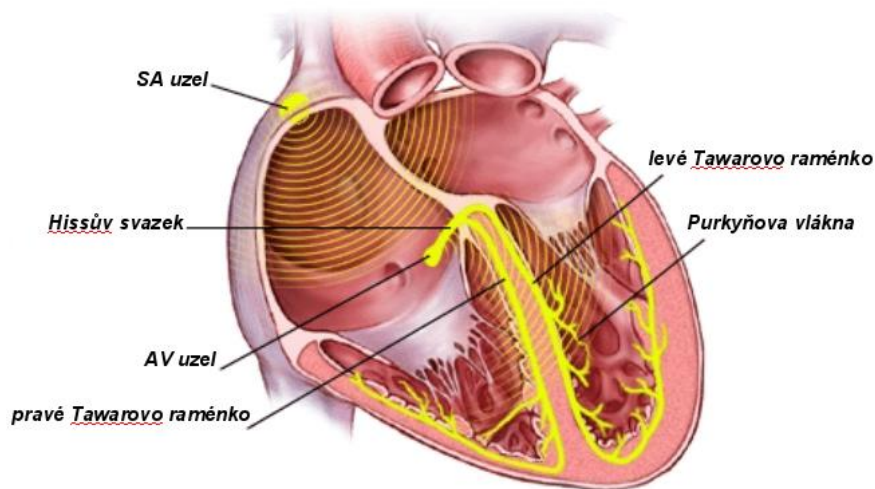
Zatím co při depolarizaci se vzruch šíří z buňky na buňku depolarizace probíhá v každé buňce více méně nezávisle. Změny, které v blízkém okolí buňky vyvolá repolarizace, jsou slabší a pomalejší. V prostoru tkáně se postupně objevují jednotlivé ostrůvky polarizovaných buněk, které se následně rozrůstají, až do té doby než je celá tkáň znovu homogenně polarizovaná (Obr. 4 vpravo). Proto se zde nedá mluvit o repolarizační frontě.



Obr. 4 Postup depolarizace (vlevo) a repolarizace (vpravo) [1]

1.3. Srdeční převodní soustava

Schopnost vést akční potenciál mají všechny srdeční buňky. Přesto se v průběhu vývoje některé buňky přizpůsobily více pro vedení nebo tvorbu signálu na úkor jejich kontraktibilitě. Tyto buňky tvoří tkáň, které nazýváme převodní soustava srdce. Patří sem sinoatriální (SA) uzel, atrioventrikulární (AV) uzel, Hissův svazek, levé a pravé Tawarovo raménko a Purkyňova vlákna (Obr. 5).



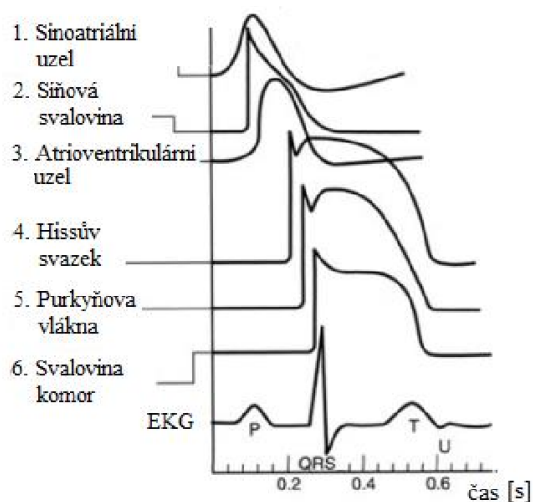
Obr. 5 Převodní soustava srdce [2]

Za normálních podmínek je vzruch generovaný v SA uzlu a šíří se všemi směry až k AV uzlu. AV uzel, Hissův svazek, Tawarova raménka a Purkyňova vlákna tvoří komorovou část převodní soustavy. AV uzel leží pod endokardem na spodině pravé síně, nad trojcípou chlopní. Jeho dolní část plynule přechází v Hissův svazek, který prostupuje přes nevodivou přepážku až na mezikomorové septum. AV uzel a Hissův svazek se společně označují jako síňokomorová (AV) junkce. V Hissově svazku dochází k rozdělení a izolaci drah pro jednotlivé komory.

Rozvoj kardiochirurgie nám umožňuje snímat elektrickou aktivitu i přímo z povrchu srdce – epikardiální mapování. Časové údaje o šíření vzruchu se vynášejí do sítě, zobrazující rozvinutý povrch komor. Tvoří epikardiální mapy isochron, které spojují místa aktivovaná ve stejnou dobu. Celý povrch je depolarizován za 80 – 100 ms [1]

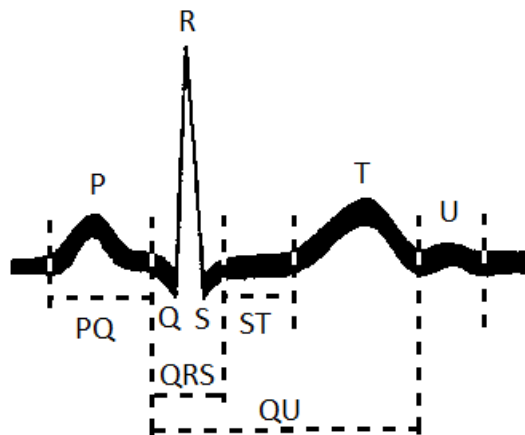
1.4. Křivka EKG

Pokud přes sebe proložíme akční potenciály generované jednotlivými prvky převodního systému a vezmeme-li v úvahu i jejich zpoždění v čase, bude výsledkem elektrokardiogram (EKG) tak jak vidíme na Obr. 6.



Obr. 6 Vznik EKG křivky (převzato a upraveno z [3])

U této křivky EKG potom rozlišujeme kmity Q, R, S, vlny P, T, U, úseky PQ, ST, QU a komplex QRS (Obr. 7). Jejich orientace (kladná či záporná) se potom může lišit v jednotlivých zobrazeních EKG, podle toho zda se elektrický vzruch šíří k elektrodě (výchylka nahoru), nebo směrem od ní (výchylka dolů).



Obr. 7 Úseky EKG (převzato a upraveno z [4])

1.5. Patologické změny EKG

Tato kapitola je čerpána ze zdroje [4] a [1]. Tučně jsou zvýrazněny poruchy srdce, které jsou pro tuto práci důležité.

Vlna P – je obvykle kladná, kulovitá vlna. Její výška je většinou 0,1 – 0,15 (maximálně 0,25) mV a netrvá déle než 0,10 s. Nález pozitivní vlny P ve všech svodech svědčí o **sinusovém rytmu (SIN)**. Měnění se vlna P s frekvencí 50 – 60 min⁻¹ je projevem **putujícího pacemakeru (PCR)** a s frekvencí 60-120 jde pak o **multifokální zrychlený sínový rytmus (MFA)** [1]. Pokud je vlna P negativní v některých svodech může se jednat o **junkční (nodální) rytmus (NOD)**. Pokud se výskyt vlny P neprokáže, nasvědčuje to nejčastěji k **fibrilaci síní (AFI)**, **flutteru síní (AFL)**, **SA bloku (SAB)**, **komorové tachykardii (VTA)**, **supraventrikulární tachykardii (SVT)**, **fibrilaci komor (VFI)**, **flutteru komor (VFL)** [4].

Interval PQ – se měří od začátku vlny P k začátku komplexu QRS. Tento úsek představuje dobu, za kterou se vzruch dostane od sinusového uzlu převodní soustavou až ke svalovině komor. Považuje se za izoelektrický, proto ze z něj určuje nulová linie. Normální trvání PQ intervalu je 0,12 – 0,20 s. Kratší interval svědčí o tachykardii, delší o bradykardii. Každé prodloužení PQ označujeme jako **AV blok 1. stupně (AB1)**. Postupně se prodlužující se PQ interval je u **AV bloku 2. stupně (AB2)**. Příčinou zkrácení PQ intervalu pod 0,12 s může být například **syndrom preexcitace (WPW)**, **sinusová tachykardie (STA)**, u dětí však může být fyziologický.

Komplex QRS – je zobrazením depolarizace komor. Depolarizace je postupná, jako první proběhne depolarizace septa z levého Tawarova raménka, pak jsou současně aktivovány subendokardiální vrstvy obou komor a odtud se podráždění šíří přes pracovní myokard až k epikardu. Komplex obsahuje 3 kmitů, Q, R a S. Pokud je R kmitů více nazýváme je R', R''. Normální trvání QRS komplexu je 0,06-0,11 s. Příčinou **rozšíření QRS** nad 0,10 s (**WQC**) může být **blokáda levého Tawarova raménka (LBB)**, **blokáda pravého Tawarova raménka (RBB)**, **Předčasná komorová excitace (PVC)**, (**VTA**), **idioventrikulární rytmus**

(IVR), podle velikosti se používají malá nebo velká písmena (výchylka: nad 0,5 mV – Q, R, S; pod 0,5 mV – q, r, s).

Kmit Q – vyjadřuje depolarizaci septa a papilárních svalů. Jeho normální šířka je do 0,03 s, výchylka do 0,3 mV, nepřesahuje $\frac{1}{4}$ výchylky R v tomtéž svodu. Patologické jsou hodnoty přesahující normální hodnoty. Příčinou patologického stavu může být například *infarkt myokardu (IM)*, hypertrofie komorového septa, **LBB**, **WPW**.

Kmit R – je vždy pozitivní. Jeho výchylka je v končetinových svodech do 1 mV a v hrudních do 3 mV. Patologií R kmitu je vysoká voltáž ta značí hypertrofii levé nebo pravé srdeční komory, vyšší R kmit, ale spíš výskyt R', může být zapříčiněn také **RBB**. Další patologií je pak příliš nízká výchylka (u končetinových svodů nižší než 0,5 mV a u hrudních menší než 7 mm) příčinou může být obezita, anasarka, perikardiální nebo pleurální výpotek, konstriktivní perikarditis, hypotyreóza, a řada plicních nemocí - emfyzém plicní, chronická bronchitis, chronická obstrukční choroba bronchopulmonální. Nízká výchylka R kmitu může být i po rozsáhlých **(IM)**. Nejčastěji se však IM projeví jako chybějící R vlna ve svodu nejbližším k odumřelé tkáni. Další patologií kmitů R je elektrický alternans (Obr. 8) – je to pravidelné kolísání výchylek R vln, nezávisle na dýchání nebo frekvenci. Může být přítomen při **SVT**, tachyfibrilace síní a jiných tachykardiích.



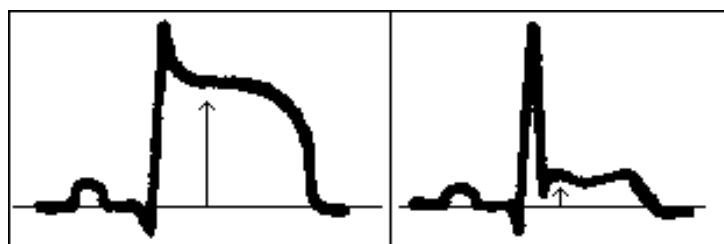
Obr. 8 Částečný elektrický alternans převzato a upraveno z [5]

Kmit S – je negativní kmit po vlně R. V některých svodech se ani vyskytovat nemusí, nebo je jen malý. Patologický je příliš široký kmit S, který může být způsoben **RBB** a příliš hluboký kmit S, který může být způsoben **LBB**.

Úsek ST – je izoelektrický interval mezi koncem QRS komplexu a začátkem vlny T. Podstatou úseku ST je repolarizace komor (fáze plató). Úsek ST trvá normálně 0,1 – 0,15 s. Bod kde začíná úsek ST a končí komplex QRS nazýváme jako junkční bod (bod J). Tento bod se normálně vyskytuje ve stejné linii jako začátek kmitu Q. V některých svodech tolerujeme odchylku o 0,02 mV [4] (0,05 mV [1]). Úsek ST a T vlna jsou nejstabilnějšími částmi křivky EKG. Změny úseku ST i vlny T jsou nespecifické a mohou být způsobeny mnoha příčinami. Pro úsek ST je patologická zejména *elevace a deprese úseku ST (EDS)*.

Elevace úseku ST (zvýšený úsek ST) – nastává zejména při **IM** v akutním stádiu (Obr. 9 vlevo), kdy úsek ST splývá s vlnou T v takzvanou Pardeeho vlnu. V místě nejbližší infarktu dochází

k elevaci, v zrcadlově umístěných svodech potom k depresi, úseku ST. Dále může elevace nastat při perikarditis. Při něm se elevace vyskytují ve všech svodech a nejsou tak vysoké jako při akutním infarktu (Obr. 9 vpravo). Nebo při srdečním aneurysma, které nastane po infarktu myokardu. Aneurysma se projeví trvalou elevací úseku ST. Poslední příčinou elevace úseku ST je prizmetalova varianta anginy pectoris.



Obr. 9 Elevace úseku ST, akutní IM vlevo, Perikarditis vpravo

Deprese úseku ST (snížený úsek ST) – probíhá pod isoelektrickou linií. Podle průběhu může být sestupná, vzestupná, horizontální nebo člunkovitá.

Vlna T – je podobně jako úsek ST projevem repolarizace komor. Normálně je vlna T lehce asymetrická (pozvolný nástup, příkrý sestup) a je většinou kladná. Vlna T trvá normálně 0,2 s a její výška je 0,2 – 0,8 mV. Patologická vlna T je například hluboká negativní vlna T (0,5 mV), příčinou je zejména **IM**, plochá nebo ploše negativní vlna T, příčinou je hypokalémie, asymetrická negativní vlna T, například u hypertrofie levé srdeční komory, vysoká špičatá vlna T s úzkou základnou, u hyperkalémie (nad 6 mmol/l), a vysoké špičaté T bez úzké báze, ta může být první příčinou infarktu myokardu a předcházet nález Pardeeho vlny.

Vlna U – se zapisuje 0,2 – 0,4 s po ukončení vlny T. Důvod jejího výskytu není jistý. Její nález je fyziologický u mladých jedinců a sportovců. Patologický je potom nález u hypokalémie, po digitálisu, chinidinu a po sympatomimetikách. Zřetelně negativní je při hypertrofii leví komory a **IM**

Interval QT – představuje elektrickou systolu. Počátek intervalu je na začátku kmitu Q (nebo kmitu R není-li přítomen kmit Q) a konec intervalu na konci vlny T. Interval je velmi silně závislý na tepové frekvenci. Proto se provádí jeho korekce na frekvenci (QTc). Hodnota QTc se pohybuje mezi 0,34 – 0,42 s a liší se s pohlavím (u žen delší) a s věkem (u starších jedinců delší). Patologické příčiny prodloužení jsou hypokalcémie, hypokalémie, chronická ischemie myokardu, cerebrovaskulární příhody a některé vrozené syndromy. Patologické příčiny zkrácení úseku PQ jsou potom hyperkalcémie, hyperkalémie a digitális.

Normální sinusový rytmus (NOR, SIN), poznáme tak, že se pravidelně opakuje, nachází se v něm vlna P, která vždy předchází souboru QRS-T a má tepovou frekvenci 500 až 100 min⁻¹.

1.6. Arytmie

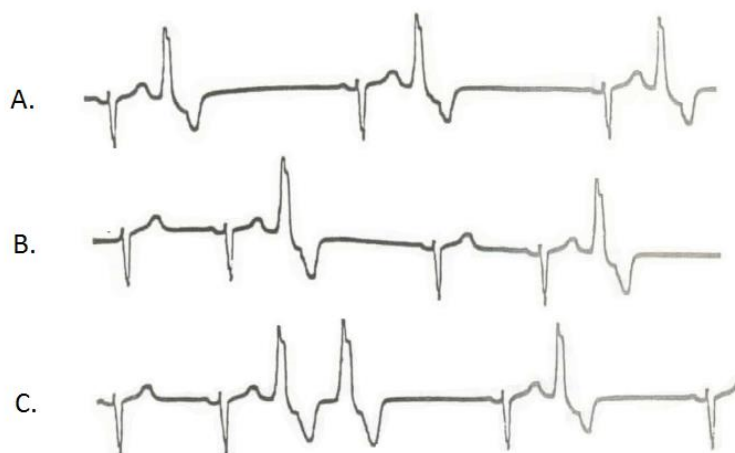
Tato kapitola je čerpána ze zdroje [1].

Arytmie (dysrytmie) jsou nefyziologické srdeční frekvence, rytmy s netypickým místem vzniku a s jeho šířením abnormálními cestami a směry. Podle místa vzniku je můžeme dělit na supraventrikulární a komorové. Supraventrikulární potom dělíme na sinusové, síňové a junkční. Komorové jsou pak ty, které vznikají za koncem Hissova svazku. Druhým způsobem dělení je potom podle poruchy. Dělí se na Poruchy tvorby vzruchu (spontánní automacie), nedokonalé odeznívání vzruchu (spuštěné aktivity, reentry) a poruchy vedení vzruchu (blokady, preexcitace). Pro účel popisu lékařských dat budeme vždy potřebovat označit začátek arytmie a její konec. Při popisu arytmii se používá vždy pojmu tachyarytmie – stav kdy je srdeční rytmus rychlejší než přirozený sinusový rytmus SA uzlu a bradyarytmie – stav kdy je srdeční rytmus pomalejší než přirozený sinusový rytmus SA uzlu. Vzruch, který přijde dříve než očekávaná excitace základního rytmu, je označován jako předčasná excitace nebo extrasystola. Předčasná excitace se podle tvaru dělí na tvarově shodnou (uniformní), které vznikají v jednom místě (monotopní), a různotvaré (multiformní). Ty mohou vznikat buď v jednom místě a jejich tvar se mění poruchou vedení nebo ve více centrech (polytopní).

Předčasné excitace se mohou objevovat v pevné časové vazbě na předchozí vzruch. Mohou být sporadické nebo mohou následovat každou spontánní aktivaci. Pravidelné střídání dlouhého intervalu s předčasnou excitací nazýváme *bigeminií* (**VBI**, Obr. 10 - A), přijde-li ale předčasná excitace po každém druhém spontánním vzruchu mluví se o *trigeminií* (**TRI**, Obr. 10 - B). Předčasné excitace se někdy objevují ve skupinách. Dvě bezprostředně po sobě následující předčasné excitace označujeme jako *kuplety* (**CUP**, Obr. 10 - C), tři za triplety a více považujeme z tachykardii. Tachykardie mohou přicházet v paroxysmech, to znamená, že se náhle objeví a po několika sekundách či minutách stejně náhle zmizí. Tachykardie mohou být přechodné (skládají se z několika excitací, vymizí po několika desítkách sekund) nebo přetrvávající (trvání přes půl minuty, nebo dokonce vyžadují zásah zvenčí).

Předčasná síňová excitace (**APB**) – je vzruch, který vznikne mimo oblast SA uzlu, ale uplatní se jen tehdy, přijde-li dříve než pravidelný sinusový podnět. Tato vlna se liší především tvarem, ale její trvání se nemění. Čím dále vznikne obraz od uzlu SA tím je obraz rozdílnější. Interval PQ může být prodloužený, nebo může nastat k blokádě příliš brzké excitace a po vlně P chybí komplex QRS-T. Činných heterotropických center automacie může být současně více. Podle umístění center se mění i tvar vlny P. Pokud se vyskytnou 3 různé vlny P a tři různé intervaly PQ mluvíme o putujícím pacemakeru.

Předčasná junkční excitace (SPB) - vzruch se od místa vzniku šíří jak zpětně na síně, tak vpřed na komory. Protože se vzruch šíří síní obráceně, je vlna P* negativní jde rozeznat od předčasné komorové excitace podle úzkého komplexu QRS.



Obr. 10 A - Bigeminia (VBI), B - Trigeminy (TRI), C - Kuplety

Předčasná komorová excitace (PVC) – Nejčastěji má původ v převodní soustavě. Předčasný komplex QRS má delší trvání (u dospělých nad 0,12 s, u dětí nad 0,08 s)

Síňový flutter (AFL, kmitání síní) – je pravidelná síňová tachykardie s mechanismem reentry. Má pravidelné síňové vlny o frekvenci $300 \pm 50 \text{ min}^{-1}$. Tyto vlny mají ostrý špičatý tvar (pilovitý).

Fibrilace síní (AFI, míhání síní) – jsou nepravidelné nestejně vysoké fibrilační vlny o frekvenci přes 400 min^{-1} . Mohou se dělit na hrubovlnné (vyšší s menší frekvencí) a jemnovlnné (menší s vyšší frekvencí).

Komorový flutter (VFL) – pravidelná tachykardie s frekvencí kolem 300 min^{-1} . Je podobný jako síňový flutter

Fibrilace komor (VFI) - má stejný patogenní mechanismus jako fibrilace síní, ale je maligní (zhoubná). Může se na EKG projevovat jako asynchronní nestejnoměrné a široké komplexy QRS až po nepravidelné chaotické vlnky. Čím jsou vlnky kratší a plošší tím je menší šance na obnovení synchronní rytmické činnosti.

Pro účely programu je vždy důležité označit počátek síňové fibrilace (ASI), konec síňové fibrilace (AEI), začátek síňové flutteru (ASL), konec síňové flutteru (AEL), počátek komorové fibrilace (VSI), konec komorové fibrilace (VEI), začátek komorového flutteru (VSL), konec komorového flutteru (VEL).

2. Stručné seznámení s experimentálním měřením

Protože se program, který je výsledkem této bakalářské práce, zabývá popisem dat EKG, je vhodné zmínit se zde také o původu těchto dat. Jedná se především o data experimentální, i když by šel program použít i na data lidská. Experimentální data jsou získávána měřením na zvířecích modelech. Při používání těchto modelů musíme dodržovat stanovená pravidla a podmínky, aby byla data hodnotitelná. Tyto podmínky se mohou lišit podle druhu modelu.

Zvířecí modely výrazně pomáhají při výzkumech chování různých onemocnění, nebo při výzkumech působení léčiv či léčebných metod na dané onemocnění. Přesto, že experimentální výzkumy prováděné na zvířecích modelech nemohou nikdy plně nahradit studie prováděné na lidských dobrovolnících, přináší jiné výhody. Pomocí nich můžeme měřit chování jednotlivých struktur při předem daných podmínkách a za dodržení předem daných předpisů [5]. Sledování mnoha parametrů by tedy na lidských dobrovolnících nebylo možné, jak z hlediska náročnosti snímání (není jednoduché, ani levné, pozorovat neustále lidského dobrovolníka, který podstoupil zákrok), tak z hlediska právního i etického. V takových případech se volí modely zvířecí, u nichž se dá přesně dodržovat dávkování léčiv a je možné je pozorovat po celou dobu experimentu. Jednoduché je u těchto modelů i pozorování více na sobě nezávislých jedinců.

Nejdůležitější při práci se zvířecími modely je dodržení podmínek daných zákonem. Práci se pokusnými zvířaty upravuje vyhláška o ochraně pokusných zvířat č. 419/2012 viz [8], která je vydána na základě zákona na ochranu zvířat proti týrání č. 246/1992 Sb. viz [9].

2.1. Nejčastější zvířecí modely při studiu ischemie srdce

První skupinou zvířecích modelů jsou krysy, morčata a myši. Jejich výhodou je krátká doba reprodukce, velký počet potomků a krátká střední doba života. V důsledku toho je možné pozorovat jedince od narození až o smrti. Nevýhodou modelů je však malá genetická podobnost s lidmi. Nejvíce se modely liší v regulačních mechanismech srdce, některé mohou i chybět. EKG křivka těchto modelů se také velmi liší, především úsekem ST, ten je při pozorování ischemií velmi důležitý. Naopak se tyto modely používají při studii geneticky podmíněných nemocí.

Další skupinou modelů jsou psy a prasata z důvodů velké podobnosti cévního systému s člověkem a velkého srdce se dá model využít, pokud potřebujeme manipulovat se srdečním svalem. Například při implantacích kardiostimulátorů či defibrilátorů. Nevýhodou však je, že vzruch v komorách srdce těchto modelů se šíří od epikardu k endokardu, což je přesně opačně než u srdce lidského. To ztěžuje porovnání interpretací signálu EKG, především intervalu QT a vlny T [10]. Navíc jsou tyto modely rozměrné a finančně náročné, mají poměrně dlouhou dobu reprodukce, březosti a života.

Jedním z nejlepších modelů se však zdá být *králík*. I když jeho srdce není tak rozměrné jako u psa nebo prasete, ale v některých výzkumech je to i výhoda. Pro intervenční techniky je srdce dostačující. Velkou výhodou králíčího modelu je mnohem nižší finanční náročnost, a především podobné fungování iontových kanálů (především Ca) s modelem lidským. To je důležité především u zkoumání vzniku arytmií, nebo srdečního selhání, které vyplývají právě z poruch funkce iontových kanálů. Králíčí model je tak skvělým kompromisem mezi použitím nákladných psích či prasečích modelů a funkčně málo podobným modelem myším, morčecím nebo potkaním.

3. Návrh programu

Výsledkem této práce je program, vytvořený pomocí prostředí MATLAB, ve kterém je možné lehce, rychle a efektivně popsat křivku EKG o libovolné délce. Základem je měření 1-12 křivkami EKG na vstupu a jedním vektorem poloh QRS komplexů.

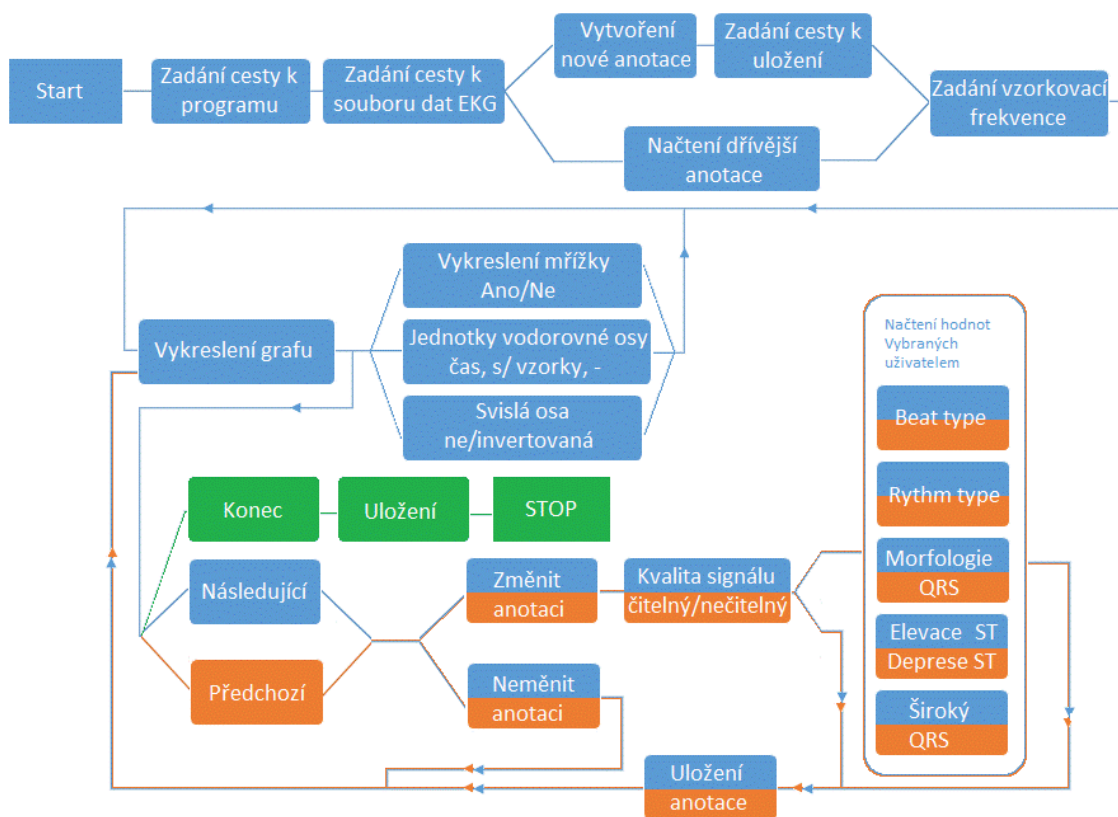
Tento program vychází z předchozích programů, vytvořených vedoucí bakalářské práce Ing. Marinou Ronzhinou, EG_Annotation a EG_RR_View, dostupných na stránkách UBMI, BUT.

3.1. Rozbor předchozího programu EG Annotation

Program EG_Annotation slouží také k popisu dat EKG. Ale je uživatelsky náročnější. Proto by měl být nový program uživatelsky přístupnější, z vnější stránky jednodušší a přehlednější. Předchozí program popisoval jednotlivé cykly EKG na základě jejich podobnosti. Nový program by měl po načtení souborů EKG zobrazit křivku RR intervalů. Na základě nich by uživatel vybíral úsek signálu, který chce popsat.

Program EG_Annotation (dále jen program), se řídí podle schématu na Obr. 11. Po spuštění programu se vybere složka, kde se nachází hlavní části programu. Tuto část se budeme v novém programu snažit nahradit automatickým dohledáním těchto souborů a vycytáním chyb. Dále se načtou soubory EKG obsahující 3 svody a vybere se, zda pokračuje program v dříve rozpracovaném popisu, nebo se otevírá nový popis. U nového popisu se musí vždy zadat složka, do které se tento popis ukládá. Nastavíme vzorkovací frekvenci, tento krok je nutný pro správné vykreslení časové osy. Poté se dá měnit vzhled grafu, nebo se můžou data popisovat. K tomu slouží jednoduché zaškrťovací pole, kde si vybíráme mezi typy popisu (Obr. 12). Kde velmi záleží na tlačítku *Change annotation*, toto tlačítko je zaškrtnuté v případě že po stisknutí tlačítka *Next* nebo *Back* chceme popis přepsat na námi zvolený. Pokud však toto pole není zaškrtnuté, tyto tlačítka nás pouze posunou zpět nebo vpřed. Tuto funkci je dobré nechat i do nového programu, pokud je totiž procházen popis při absenci tohoto tlačítka, mohlo by dojít k nechtěnému změnění dat. Další důležité pole je rozhodování, zda je daný interval čitelný nebo ne (*Quality – REA/UNR*). Pokud úsek označíme za nečitelný, program znemožní jakýkoliv další popis. Pokud však označíme úsek za čitelný, můžeme přistoupit k dalšímu popisu. Popis dat je ze začátku pro všechny data nastaven na sinusový normální rytmus (SIN, NOR). Vždy při zmáčknutí tlačítka *SAVE* se popis předchozího úseku uloží a při zmáčknutí tlačítka *EXIT*

se program zavře. V novém programu by nebylo špatné přidat další pole pro otevřený popis úseku EKG. Program navíc obsahuje i rozměření křivky EKG (*Deliniation*).



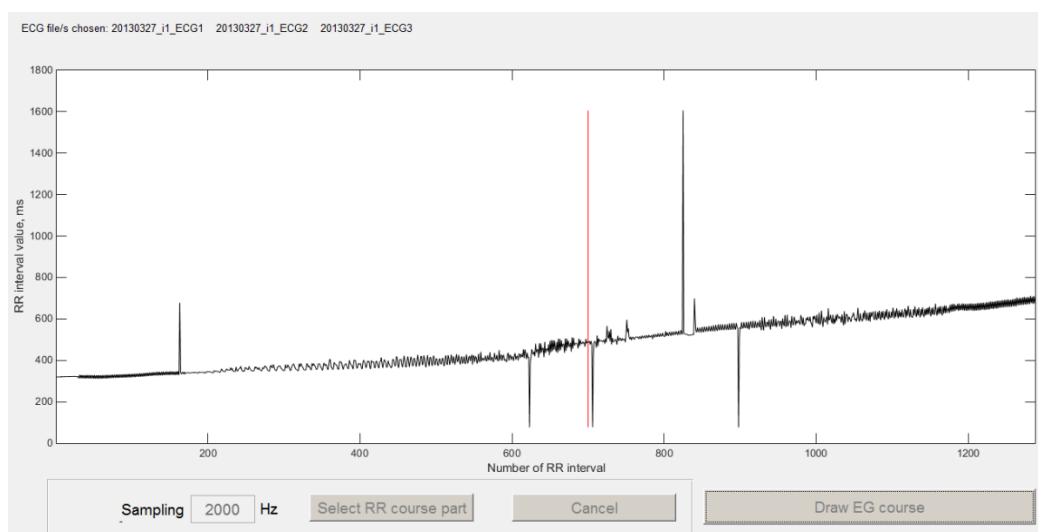
Obr. 11 Schéma jádra programu EG_Annotation

ANNOTATION TEMPLATES			
Quality	IM	Beat	Rhythm
☐ UNR	☐ EDS	☒ NOR	☒ SIN
☒ REA	☐ WQC	☐ LBB	☐ ABI
Deliniation		☐ RBB	☐ AFI
☐ Q	☐ Go	☐ APB	☐ AFL
☐ R	☐ Cancel	☐ AAP	☐ VBI
☐ J		☐ NPB	☐ BII
☐ T		☐ SPB	☐ I/R
☐ ALL		☐ PVC	☐ NOD
QRS morphology		☐ FVN	☐ PCR
X:		☐ SFF	☐ WPW
Y:		☐ VFW	☐ SBR
Z:		☐ EFF	☐ SVT
☐ Change annotation		☐ AEB	☐ TRI
		☐ NEB	☐ VFL
		☐ VEB	☐ VTA
		☐ PCB	☐ UNC
NEXT		☐ FPN	
BACK		☐ NCP	
		☐ ART	
		☐ UNC	
SAVE		EXIT	

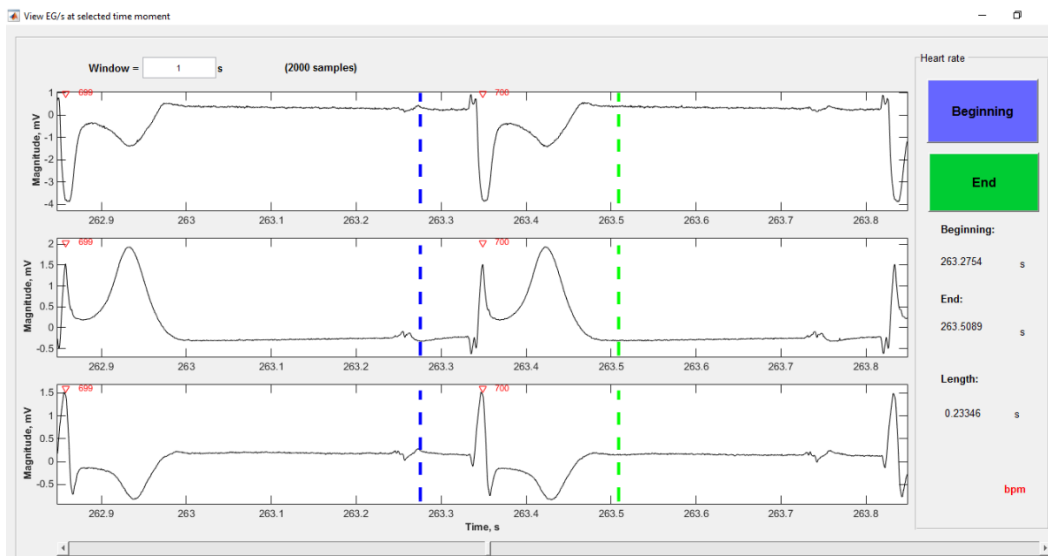
Obr. 12 Zaškrťovací pole programu EG_Annotation

3.2. Rozbor předchozího programu EG RR View

Program EG_RR_View slouží pouze k náhledu na RR intervaly EKG. Funguje tak, že po spuštění vybereme 1-3 kanály EKG křivky, které chceme zobrazit, soubor s RR intervaly se načte sám. Poté je zadána vzorkovací frekvence a zobrazí se graf RR intervalů (Obr. 13). Ve kterém vybereme jeden bod před oblastí našeho zájmu. Po zmáčknutí tlačítka *Draw EG course* se program přepne do režimu zobrazení EKG křivek (Obr. 14). Dále je potřeba zadat, jak dlouhý úsek ve vteřinách se má zobrazit, a poté se vykreslí zadaná část křivek. Tento program slouží především k zobrazení, ale dokáže i z určitého úseku vypočítat tepovou frekvenci na základě vybraného úseku a obsažených vln R. Pro nový program je také důležitý posuvník který velmi usnadňuje práci při zpracování dat a orientaci v textu.



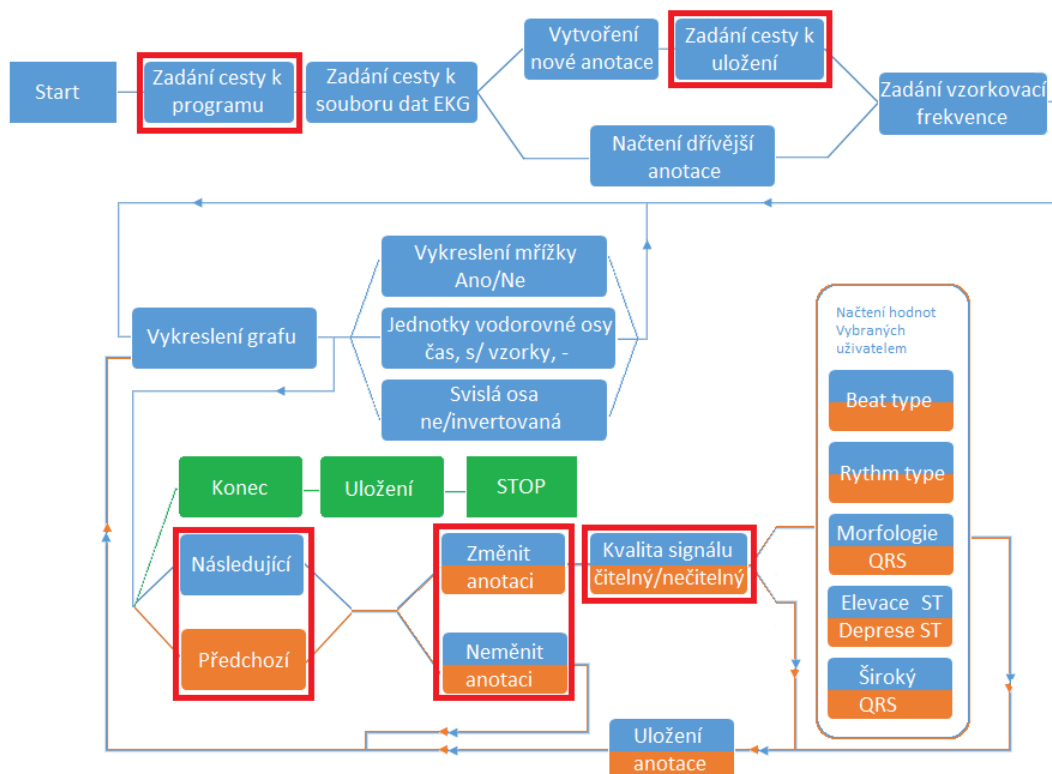
Obr. 13 Zobrazení grafu RR intervalů pomocí programu EG_RR_View



Obr. 14 Zobrazení křivek EKG programem EG_RR_View

3.3. Návrh programu ECG_ANN

Celé ovládání programu ECG_ANN se má odvíjet od posouvání pomocí posuvníku po časové ose signálu EKG a popisování jednotlivých cyklů EKG, z vybraného seznamu poruch srdce. Pro program ECG_ANN byla struktura převzata převážně z programu EG Annotation. Tato struktura se však podstatně zjednodušila. Vynechaly se z ní části zvýrazněné na Obr. 15 červenou barvou. Vzhled byl vybrán také podobný, a to především proto, aby si uživatelé nemuseli dlouho na změnu programu přivykat.



Obr. 15 Odstraněné části původního programu

Vynechané části:

Zadání cesty k programu není potřeba, Pokud uživatel dodrží pravidlo, že všechny části programu mají být v jedné složce. Potom se o správné načtení postará sám program Matlab. Některé části programu může měnit sám uživatel, avšak se to moc nedoporučuje.

Zadání cesty k uložení se při návrhu programu spíše osamostatnilo, než vymazalo. Pro tuto funkci je přístupná volba v nabídce menu. Standartní cesta je volena stejná, jako je cesta k souboru dat EKG. Při načítání se cesta volí automaticky, ale dá se dodatečně změnit v nabídce menu pod položkou *Save to*.

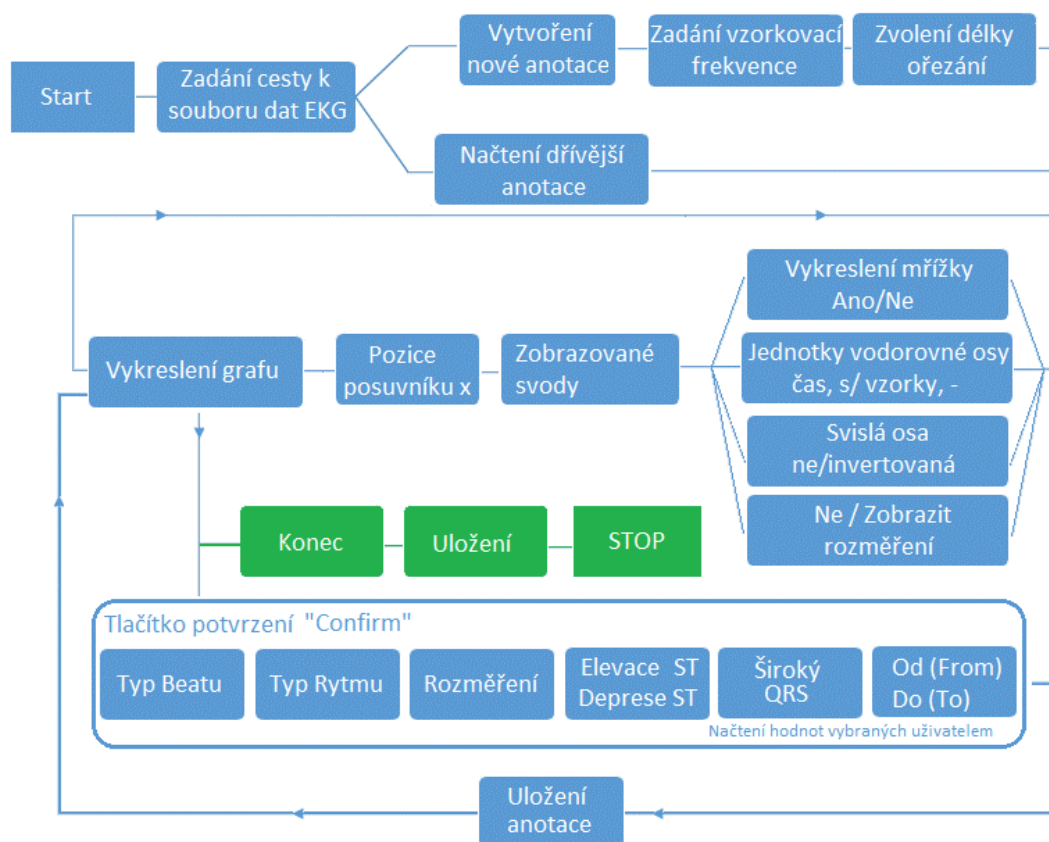
Tlačítka následující a předchozí už v programu své uplatnění nenajdou, nahradí je pouze jedno tlačítko pro potvrzení anotace. Původní myšlenkou bylo sestrojit program tak, že by se zvolil druh anotace předem promyšleného úseku, po stisknutí tlačítka se tento úsek vybral, a potvrzením stisknutím klávesy *entere* by

se tento úsek popsal jako zvolený. Po konzultacích a ozkoušení ovládání programu se však jevílo toto řešení jako špatné, při špatném zvolení úseku nebylo možné vzít celou akci zpět, proto byly zvoleny dvě okénka pro vepsání. Do těchto polí se při vybrání úseku zapíše hodnoty buď automaticky, nebo ručně ale těmito kroky se však anotace neuloží,. Bylo přidáno tlačítko *Confirm* pro potvrzení volby popisu i úseku popisovaného signálu. Tím můžeme vynechat zaškrťovací pole.

Zaškrťovací pole změnit nebo nezměnit anotaci je vynecháno, a to proto, že pokud si anotaci nepřejeme uložit, stačí nemačkat tlačítko pro potvrzení, ale pokračovat rovnou na jinou anotaci.

Rozměření signálu se také podstatně liší. V programu EG_Annotation se dali zadávat jednotlivé vlny, například jen jedna nebo dvě, zatímco program ECG_ANN vždy vyžaduje zadání pozic všech bodů, ale také vám spočítá délky všech úseků. Ty se následně zobrazí do grafu. Při delší časové ose se však rozměření velmi kryjí, to by šlo řešit buď zmenšením písma, což by zhoršilo čitelnost, nebo volitelným vypnutím zobrazování rozměření. Dalšími možnostmi by bylo například rozměření zapisovat to tabulky mimo grafy, tato tabulka by při zobrazení mnoha rozměřených komplexů byla rozměrná, nebo tabulkou v novém okně.

Vnější schéma programu pak vypadá jednodušší (Obr. 16) při načítání starých nebo otevírání nových anotací se program snaží uživatele zatěžovat co nejméně. Avšak přibyla zde vyžádaná možnost vyřazení časového úseku od začátku signálu.



Obr. 16 Výsledné schéma programu ECG_ANN

4. Program ECG_ANN

4.1. Požadavky na program

V programu ECG_ANN, pro klasifikaci dat naměřených elektrokardiogramem, by měl být uživatel schopen otevřít 1 až 12 signálů uložených zvlášť po jednotlivých svodech, zobrazovat jednotlivé svody, orientovat se v nich, a mezi nimi, pomocí posuvníků a zobrazit svody v libovolné kombinaci. Pro správné načtení je nutné, aby byly jednotlivé svody ukládány jako vektory hodnot osy y a pod názvem s osmi prvními znaky stejnými. Většinou se těmito znaky udává rok, měsíc a den měření a to ve formátu RRRRMMDD (například 20160621 znamená 21. 6. 2016). To je důležité proto, aby program ověřil stejný původ signálu. Pokud se však shodují v této části názvu, ale nepochází ze stejného měření, je to pouze chyba z lidské strany, kterou program dále neověřuje. Řešením by mohlo být například přibližné nalezení vln R a při odchýlení od pozic R vln načtených ze souboru upozornit uživatele na tyto nesrovnalosti. Dále by měl uživatel možnost dodatečně označit pozici vlny R, nebo naopak její pozici smazat. Soubor s pozicemi R vln se načítá automaticky, pokud je ve stejné složce a jmenuje se stejně jako první svod s výjimkou posledních pěti písmen. Namísto těch musí končit na „_ind_R“, s koncovkou „.mat“. To znamená, že například jmenuje-li se první soubor „20130327_i1_ECG1.mat“, musí další soubory začínat na „20130327“ a soubor s pozicemi R vln „20130327_i1_ind_R.mat“. Pokud se tento soubor nevyskytuje ve složce se svody EKG, musí mít uživatel možnost vybrat složku, ve které se tento soubor nachází.

Dále je potřeba mít informaci o vzorkovací frekvenci použité při snímání signálu. To především pro správné zobrazení os signálu a pro správné rozměření signálu. Ta se však nikde neukládá v signálech, a proto je tato informace při nové anotaci po uživateli požadována. Pro další načtení se však ukládá společně s anotací. Dalším požadavkem na program byla také možnost označit začátek signálu jako znehodnocený (EXC, excluded). A to zadáním počtu sekund od začátku signálu, toto označení ovšem není trvalé a dá se zpětně přepsat na jiné, zbytek signálu je potom předdefinován jako sinusový rytmus (SIN) a zbylé beaty jako normální (NOR). Dále bylo potřeba, aby se dala nastavit velikost zobrazované osy x, to především pro přehlednost, protože na počítači s menším monitorem se signály zobrazují menší. To by se dalo automaticky řešit, jak bylo upozorněno při obhajobě semestrální práce, ale základem by byla přesná informace o rozměrech monitoru, protože v prostředí Matlab se dá získat rozlišení monitoru, ale rozměr monitoru určuje velikost jednotlivých pixelů. Proto není jednoduché na monitoru zobrazit signály EKG s rozměry tak, jak je určují normy. A také je třeba překrytí zobrazovaného obrazu s následujícím, a předcházejícím obrazem o 200 milisekund. To především proto, že při posouvání o celý obraz může dojít k „rozdělení jednoho cyklu srdce na více částí a tím ke zhoršené kvalitě a nepřehlednosti v signálu.

Potřeba je také možnost přerušit klasifikaci signálu a pokračovat v ní později. Pro případné problémy je lepší i průběžně anotaci ukládat. Při následném otevření signálu je dobré přidat i funkci pro zpětné dohledání pozice jednotlivých klasifikací. Pro popis klasifikací, u nichž si uživatel není jist popisem, je dobré použít anotaci neklasifikované (UNC, unclassified). Dohledat se dají všechny klasifikace, ale právě neklasifikované jsou určeny pro neurčité části signálu. Je možné klasifikovat jako UNC pouze rytmus a beat určit, nebo naopak, ale při použití automatické klasifikace beatu se jako UNC nastaví obě hodnoty. Tím se dostáváme k dalšímu požadavku, kterým je automatická klasifikace beatu pro určité rytmy. Ta se bude podrobněji probírat až v části věnující se automatické klasifikaci, je však dobré zmínit, že rytmy, které nemají automatickou klasifikaci beatu, označují beat jako UNC. To však není těžké změnit buď v samotném kódu, nebo stačí automatickou klasifikaci (tlačítko Auto) odškrtnout a vybrat si libovolný druh beatu. Rozsah popisovaných pozic se přitom nemění, protože se vepisuje do okének, buď automaticky zmáčknutím tlačítka *Select segment* (stlače pro výběr úseku) a kliknutím do grafu, jednou pro určení počátku a podruhé pro určení konce, přičemž mezi kliknutími se můžeme v signálu libovolně posouvat, protože se ukládá vždy první kliknutí a poté poslední kliknutí před potvrzením tlačítkem enter, nebo vepsáním pořadí R vlny v signálu. Po automatickém vepsání požadovaných pozic do okének je možné ještě pozice ručně upravit popřípadě upravit i celou anotaci. Anotace se definitivně ukládá až pomocí tlačítka *Confirm* (stlače pro potvrzení).

Důležité je také rozměření signálu (*Delineation*), díky kterému se zpřesní popis, protože můžeme přesně určit délku intervalů PQ a QT, šířku QRS a elevaci nebo depresi úseku ST. K tomu je však nutné ručně zadat pozici začátku vlny T, začátku vlny Q, bodu J (konce komplexu QRS), začátku vlny T (bylo by možné automaticky přičíst časový úsek k bodu J pro odečtení elevace nebo deprese ST, ale vzhledem k možným rozdílům v původu signálu není doporučeno) a konce vlny T. Tyto informace se vždy uloží do anotace, avšak viditelné jsou pouze při zobrazení signálů EKG a při zaškrtnutém poli *Show delineation* (zobrazovat rozměření. Při zobrazování rozměření i při samotném rozměření se doporučuje nastavení krátkého časového úseku na ose x (například 0.5 s), jinak je rozměření nepřehledné a nepřesné.

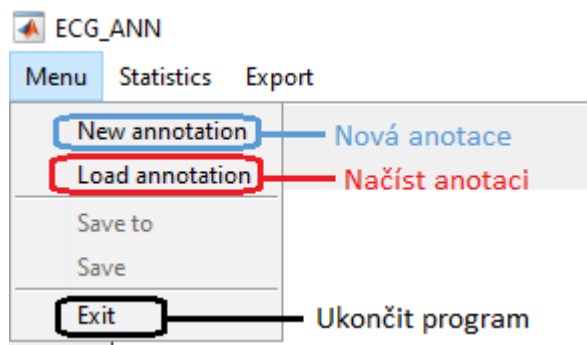
Hlavním prvkem pro přehled aktuálně zobrazovaného EKG je potom graf RR intervalů (vzdálenost mezi dvěma sousedními vlnami R), ten zobrazuje na ose x vždy pořadí vzdálenosti RR a na ose y pak vzdálenost RR. V tomto grafu je pak zvýrazněno, které R vlny se zobrazují, a je v něm také viditelné, pokud dochází k extrasystolám (odlehlý bod směrem dolů), nebo k vynechání vlny R (odlehlý bod směrem vzhůru). To ovšem nemusí být způsobeno vždy vadami srdce, ale například špatnou detekcí vln R.

Posledním nejdůležitějším požadavkem je výstup. Ten je požadován jak v programu graficky (koláčové grafy) a tabulkou, tak v programu Excel, vhodném pro další zpracování, a v textovém souboru. Pro další grafy a statistiky není složité použít soubor anotace uložený programem ve formátu „.mat“, který je přehledně strukturovaný a popsáný.

4.2. Nová anotace

Program se spouští vždy v prostředí Matlab. A je k tomu potřeba mít do jedné složky vloženy oba dva soubory programu, jak „ECG_ANN.m“ tak „ECG_ANN.fig“. Po spuštění programu se doporučuje rozšířit zobrazení na celý monitor pro lepší přehlednost. Pokračuje tlačítkem *Menu* (Obr. 17) na levém horním panelu a stlačením položky *New annotation* (nový popis), tím se otevře okno pro výběr 1 až 12 ti signálů EKG. Všechny ostatní možnosti jsou v tuto chvíli uzamčeny, kromě možnosti *Load annotation*, a *Exit*.

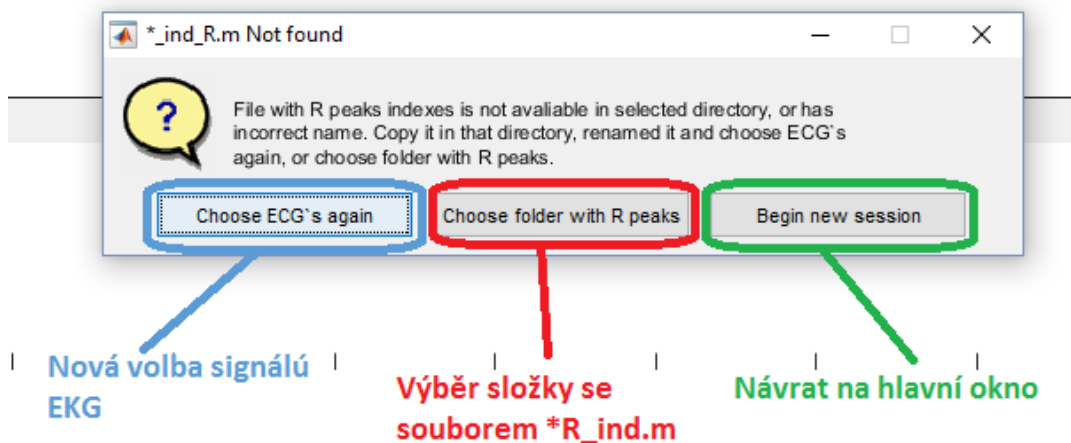
Požadavky na pojmenování svodů a indikovaných pozic R byly zdůrazněny v minulé podkapitole. Při



Obr. 17 Nabídka Menu

splnění těchto požadavků a umístění souboru s indikovanými pozicemi R vln do složky s EKG signály se vše automaticky načte, v případě, že se nevyskytuje soubor s indikovanými pozicemi R vln ve stejné složce, otevře se dialogové okno (Obr. 18).

Uživatel má možnost buď vybrat složku, ve které se vyskytují, pomocí tlačítka *Choose folder with R peaks*, nebo pomocí tlačítka *Choose ECG's again* znovu vybrat EKG signály. Třetí možnost je, vrátit pomocí tlačítka *Begin new session* na hlavní okno programu. Pokud uživatel vybere složku, ve které se signály

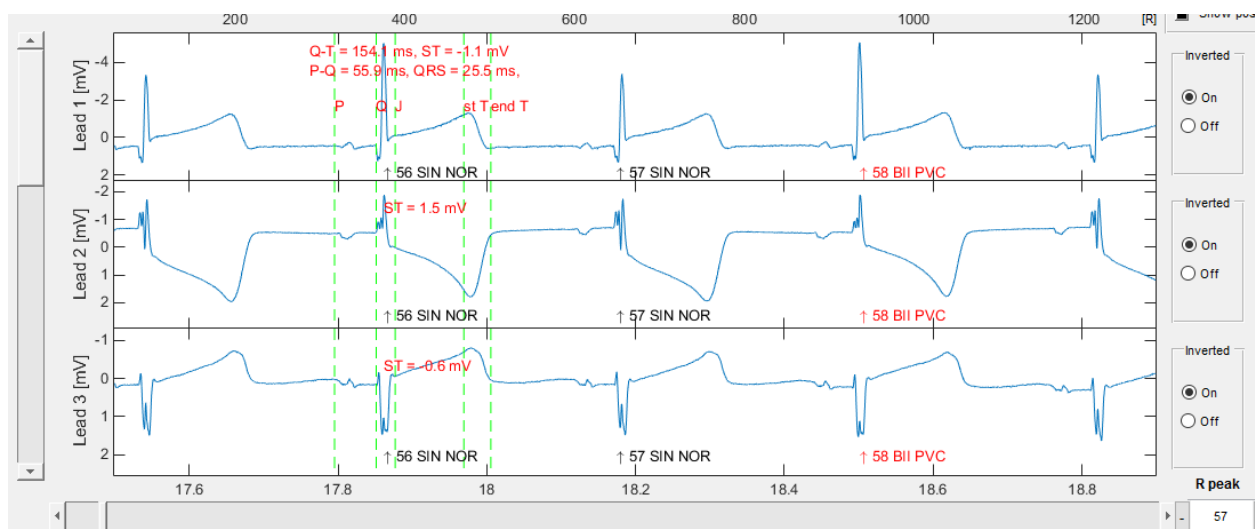


Obr. 18 Dialogové okno „*_ind_R.m Not found“

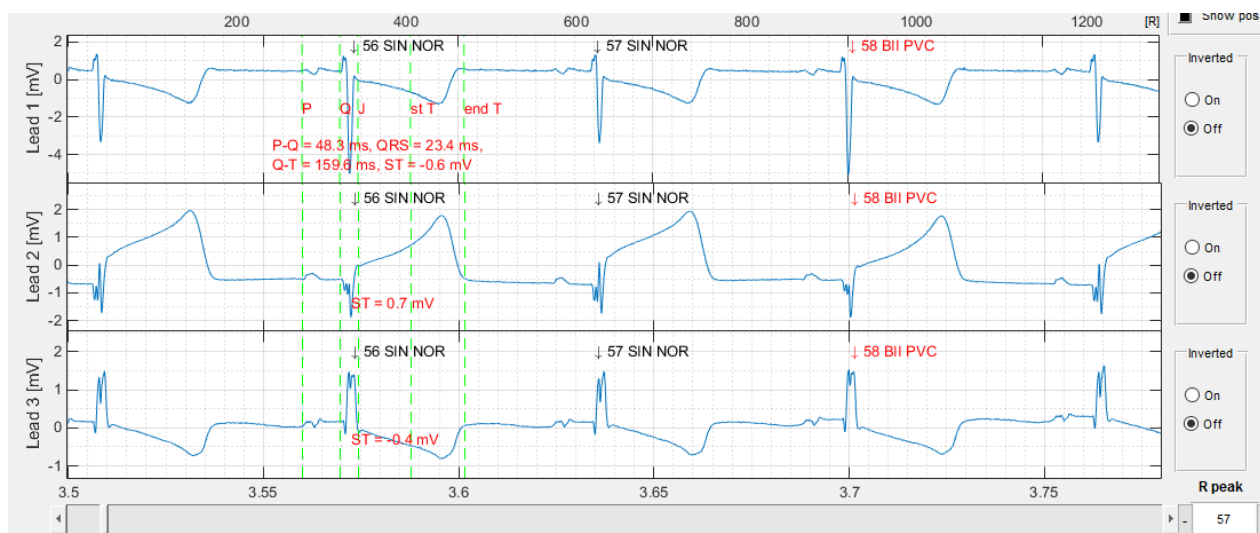
nevyskytují, dostane na výběr tento krok opakovat pomocí tlačítka *Choose folder again*, vybrat znovu signály EKG pomocí tlačítka *Choose ECG's again*, nebo se vrátit na hlavní obrazovku programu bez načtení jakéhokoliv signálu pomocí tlačítka *Begin new session*. Pokud se v této složce nachází soubor a je správně pojmenován, program pokračuje dále. A to k načtení vzorkovací frekvence, při uzavření okénka se vrátí uživatel zpět na hlavní obrazovku. Protože není možné dále pokračovat k vykreslení signálu bez zadané vzorkovací frekvence, může program padat, aby se tomu zabránilo, znovu se zablokuje tlačítka. Pokud nebyl před načítáním spuštěný jiný signál, nic se nezmění, ale pokud byl načtený signál, mohlo by dojít k poškození souboru s uloženou anotací.

Po úspěšném zadání vzorkovací frekvence se otevře okénko pro zadání délky signálu, který se má považovat za vyřazený (EXC). Pokud zadá uživatel nulu, nevyřadí se ze signálu nic. Celý signál se pro začátek nastaví jako sinusový rytmus (SIN), všechny beaty jako normální (NOR) a nepopsané (hodnota *Annoted* bude 0, v anotaci se čtvrtý řádek nastaví na nuly). Pokud uživatel nastaví hodnotu správně v rozmezí signálu, nastaví se všechny anotace do dané časové hodnoty jako EXC a hodnota *Annoted* se nastaví na 1, a od dané hodnoty dále jako SIN a NOR. Viditelné okno se nastaví na první nepopsanou hodnotu. Hodnoty nastavené jako EXC jde bez problému přepsat na jinou anotaci. Pokud zadá uživatel hodnoty mimo rozsah signálu, zobrazí se varovné okno s doporučenými hodnotami a nabídne se mu opětovně zadání délky úseku. Pokud však okno uzavře, znovu se zablokuje všechna tlačítka, ze stejného důvodu jako v předchozím případě. Všechny potřebná data jsou v tuto chvíli načtena a zobrazena na monitoru.

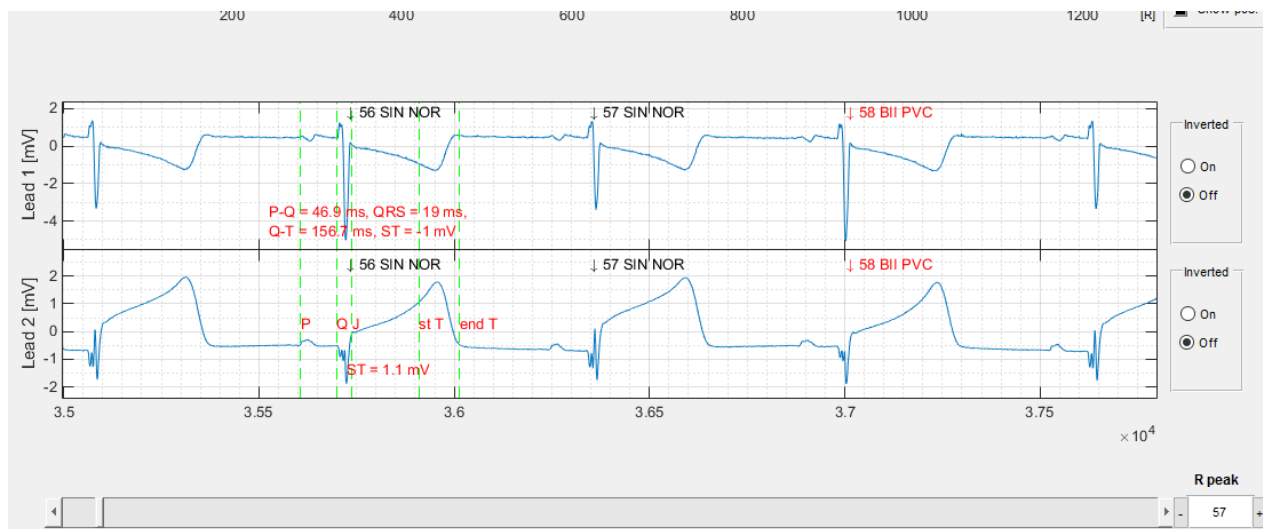
Zobrazení signálů se řídí počtem svodů (Obr. 19, Obr. 20, Obr. 21, Obr. 22), pokud je svod pouze 1, viditelné okno se rozšíří místo posuvníku, kterým se přepínají svody, a zobrazí se uprostřed, pro 2 svody se potom zobrazuje pouze jedna osa x a to pod druhým grafem, pro případ tří svodů je zobrazení obdobné. Při zobrazení 4 a více svodů se osa x zkrátí, a posuvník pro pohyb mezi svody se zviditelní. Stejnou funkci obnáší i načítání svodů. Program funguje tak, že vždy signály, které nejsou zobrazené, jsou nastavené jako nulové, a jejich grafy jsou zneviditelněny, to proto že v první řadě bylo důležité popsat 3 až 12 svodů a zobrazení 1 či 2 svodů bylo přidáno až dodatečně.



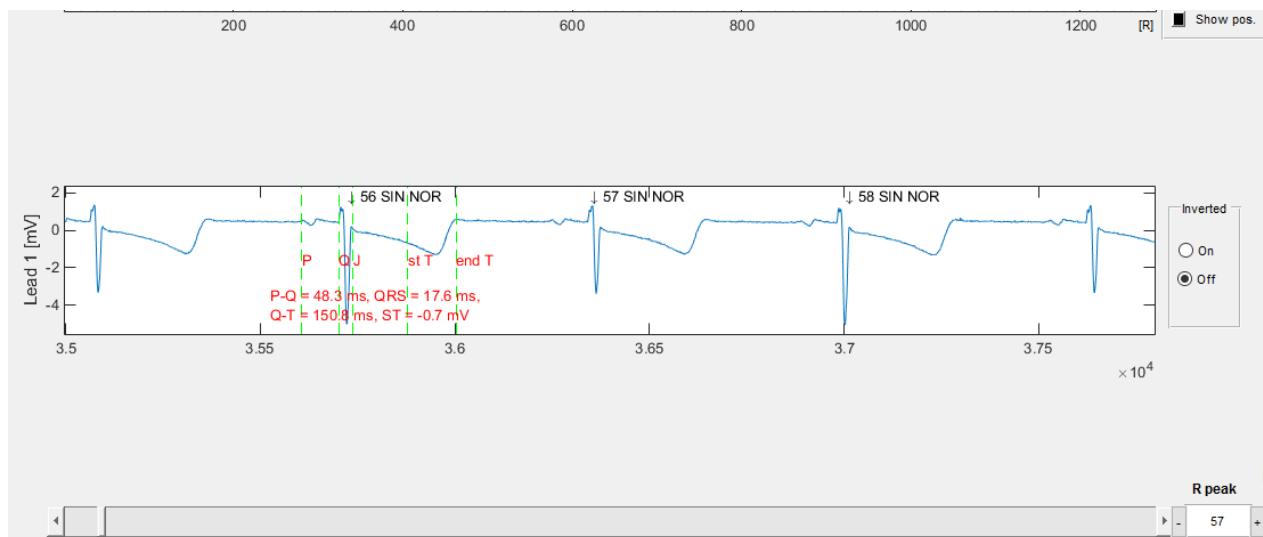
Obr. 19 Zobrazení více než 3 svodů, všechny invertované, červeně označená klasifikace ischemie, vlevo červeně rozměření křivky



Obr. 20 Zobrazení 3 svodů (jde vidět rozšíření grafů oproti Obr. 19), zobrazena mřížka, všechny svody neinvertované



Obr. 21 Zobrazení 2 svodů EKG, na ose x jsou zobrazeny vzorky



Obr. 22 Zobrazení pouze jednoho svodu EKG,

4.3. Vykreslení křivek EKG a grafu R - R intervalů

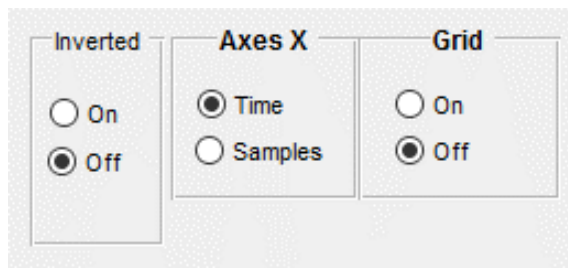
Každé vykreslení nebo překreslení křivek EKG spustí i vykreslení grafu RR intervalů, to především proto, že je v něm zvýrazněna pozice vykreslovaných vln R a barevně jsou naznačeny popsáné, nepopsáné a vyřazené úseky (Obr. 23, vlevo). Každé spuštění vykreslení grafů obsahuje vždy zjištění pozice obou posuvníků, a tím zajištění zobrazení správné části signálu a správných signálů, v případě výběru libovolné kombinace svodů odškrtnutím kolonky *All* (všechny svody, Obr. 23, uprostřed) v pravém horním rohu, se



Obr. 23 Legenda (vlevo), Zobrazení vybraných svodů (uprostřed), Zobrazení všech svodů (vpravo)

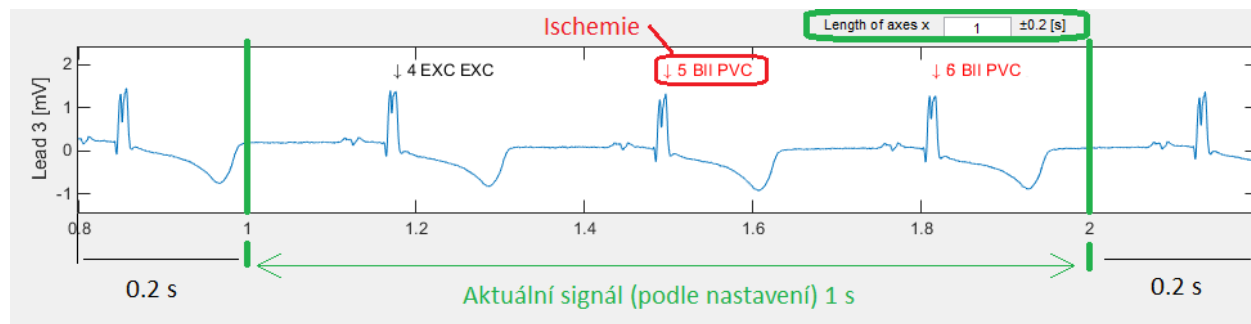
zjišťují vybrané svody a ty se zobrazují. Vhodná funkce je i ta, že pokud si svod zobrazíme jako invertovaný, zůstává invertovaný až do chvíle, kdy ho nepřevrátíme zpět. Opětovným zaškrtnutím tlačítka *All* se navrátíme k původnímu zobrazení posuvníku a s ním všech dříve zobrazovaných svodů (Obr. 23, vpravo).

Vykreslení osy x se vždy řídí nastavením zobrazovaného úseku v okénku *Length of axes x*, zobracuje se vždy vybraná délka časového úseku plus 200 milisekund doleva a doprava, s výjimkou konce a začátku signálu EKG. Tato hodnota je při spuštění programu vždy nastavena na 2 sekundy. Řídí se však také nastavením os x a y (Obr. 24). Záleží, zda chceme na ose x zobrazovat sekundy (v okně *Axes X* je zaškrtnuté pole *Time*), nebo zda chceme na ose x zobrazovat vzorky (v okně *Axes X* je zaškrtnuté pole *Samples*). Po zjištění



Obr. 24 Ovládání osy x a y, Vlevo - invertovaný svod. Uprostřed zobrazení času nebo vzorků na ose x. Vpravo – zobrazení mřížky

těchto údajů se vykreslí jednotlivé grafy. Vykreslení jednotlivých grafů EKG se od sebe téměř neliší. Nejdříve se zjistí, který signál se má v daném okně vykreslit. Dále musíme zjistit, jestli je invertovaný, nebo ne (v poli *Inverted* u daného svodu je zvolené *On* nebo *Off*) a jestli chceme zobrazovat vedlejší mřížku, nebo ne (v poli *Grid* je zaškrtnuté *On* nebo *Off*).



Obr. 25 Zobrazení aktuální části signálu, překrytí signálu a zobrazení ischemie

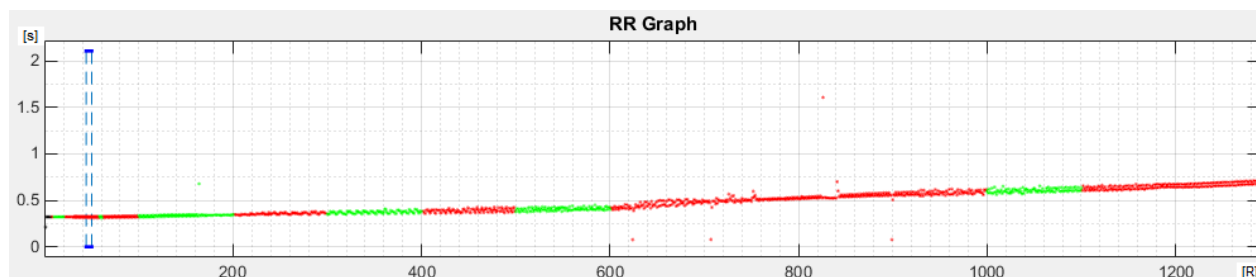
Za aktuální signál (Obr. 25) považujeme pouze nastavený časový úsek, ne úseky, které se překrývají s následujícím a předchozím oknem. Proto nastavujeme limitu osy y pouze podle tohoto úseku. Prvním předpokladem správného zobrazení celého signálu bylo nastavení limit osy y od minima po maximum viditelného signálu. To byl však problém, protože v signále se mohou občas objevit artefakty, s podstatně vyšší amplitudou než má daný signál. Při zobrazení tohoto artefaktu se potom celý signál zmenší. Řešením se zdá být nastavení limit podle střední hodnoty zobrazovaného signálu a přičtení násobku směrodatných odchylek. Při tomto řešení byl problém, že se limity měnily vždy se změnou směrodatných odchylek, přičemž směrodatná odchylka se měnila s každým posunutím okna a osa y tedy nebyla skoro nikdy stejná. Ideálním řešením by bylo zadat rozměry monitoru a zobrazovat signály vždy v měřítku norem (tedy 1 milivolt na 1 centimetr). Na menších monitorech by se však signál nezobrazil celý, což by naprosto znemožnilo popis, ale řešením by bylo přidání dalšího posuvníku, který by nastavoval polohu na ose y, ne však rozmezí zobrazovaného signálu. Proto se ve výsledném programu kladná limita nastavuje jako maximum v zobrazovaném signálu mínus 1 milivolt a pokud překročí hranici, kterou je průměr signálu mínus 8 krát směrodatná odchylka (zjištěno zobrazováním různých svodů) potom je zobrazován signál pouze do této hranice. V kladném směru se limita chová obdobně, s tou výjimkou že je přidán vždy 1 milivolt pro popis dané R vlny. Invertování osy y je řešeno tak, že při obrácení signálu se šipka u popisu, která původně směřuje směrem dolů, obrátí nahoru. Pozice textu je vázaná na hodnotu osy y a proto když se osa převrátí, převrátí se i pozice textu.

Popisy vln R jsou vždy řešeny tak, že se zjistí, které vlny jsou zobrazované (leží v signálu, který považujeme za aktuální), zjistí se jejich popis v anotaci, vybere se z uloženého vektoru anotací, a zobrazí se. Nejdříve vždy šipka, potom třímístná zkratka pro rytmus a nakonec pro beat. Ischemie se v signálu zobrazují

pomocí červené barvy popisu (Obr. 25). Druh ischemie není naznačen, dal by se rozlišit například pomocí různých barev, ale dá se dohledat i pomocí tlačítka *Show pos.* (Obr. 23, vlevo) u druhu ischemie.

Další důležité zobrazení v grafu se ovládá zaškrtnutím tlačítka *Show delineation*. Pokud je tlačítko zaškrtnuté zobrazují se v aktuální části signálu i rozměření, protože rozměření obsahují mnoho informací, není vhodné zapínat jejich zobrazení při delší časové ose, texty se překrývají a téměř znemožňují viditelnost signálu (Obr. 27).

Graf RR zobrazuje především orientaci v signálu a popsané či nepopsané úseky, ale jdou na něm vidět i vady srdce, nebo chyby detekce R vln, v takovémto případě se vyskytují odlehlé body. Na křivce jsou vyznačeny barevně (Obr. 23, vlevo), vyřazené R vlny (EXC) – černou barvou, popsané R vlny – zelenou barvou, a nepopsané R vlny – červenou barvou a zobrazované R vlny jsou zvýrazněné modrým rámečkem. Příklad je na Obr. 26.

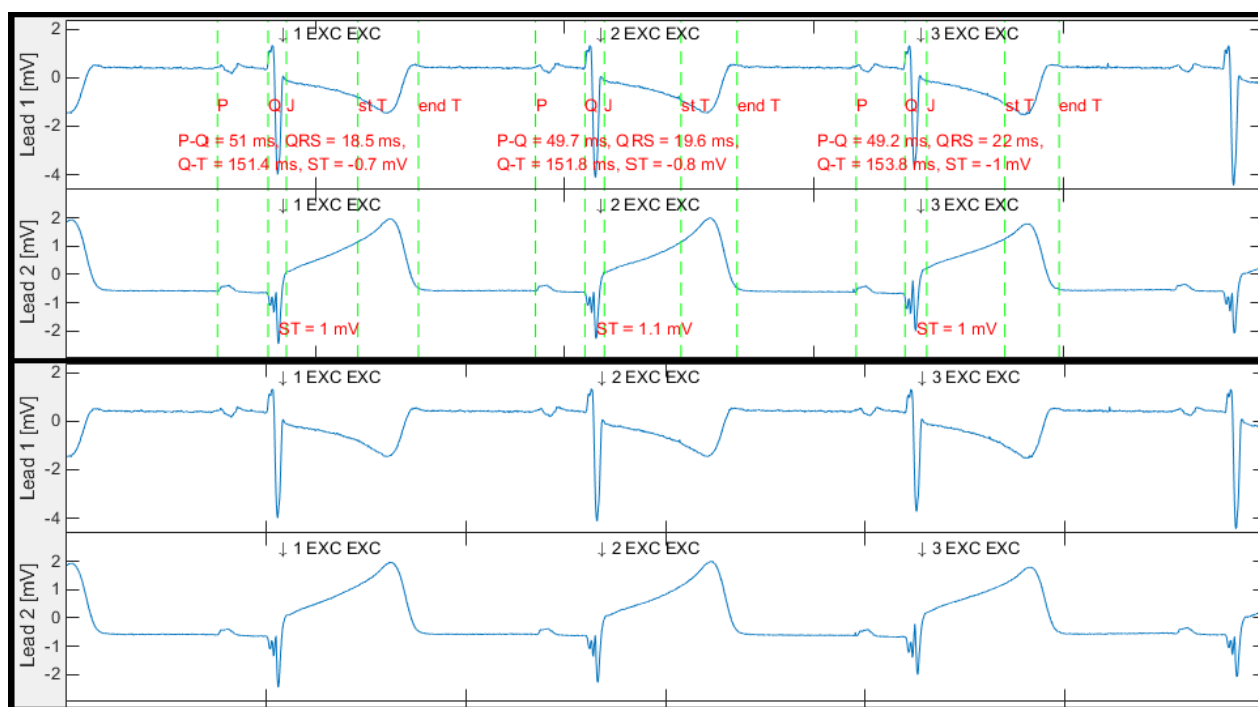


Obr. 26 Zobrazení grafu R-R, příklad vyznačení aktuálního úseku

4.4. Průběh anotace

Při načtení signálů se ještě anotace neuloží, to pro případ, že by uživatel měl stejně pojmenovanou anotaci a omylem otevřel špatný signál. K vytvoření souboru „*_ANNOT.mat“ dojde až ve chvíli prvního popsání signálu. Do okamžiku uložení signálu se dá změnit složka pro ukládání souboru, beze změny původní anotace. Při načítání dřívější anotace se ukládáním přepisuje původní anotace, pokud složku nezměníme. Názvy anotací se však nemění, aby bylo lehké zjistit, ke kterým anotacím patří. Pokud jejich název změníte, není s načtením žádný problém, při ukládání se však vytvoří nový soubor s původním názvem (toho dá se využít při ochraně proti nechtěnému přepisu programem).

Pro posun časové ose křivky EKG se dá využít dvou prvků, buď vodorovného posuvníku, ten posouvá okno vždy o jednu délku aktuálního úseku (Obr. 25), nebo okénka vedle něj, to zajišťuje zobrazení zvolené R vlny, vždy uprostřed osy x. Tlačítka „+“ a „-“ se potom dá pohybovat vždy právě o jednu vlnu zpět nebo dopředu. Toto okénko však slouží primárně pro hledání zadané vlny R. K samotné anotaci slouží celý pravý panel, v němž jsou vyjmenovány jednotlivé zkratky poruch rytmu, beatu a ischemie. Anotaci je nejlepší začít rozměření signálu (tlačítko *Delineation*), pro větší přesnost je doporučeno zmenšit časový úsek osy y (například na 0,5 s), zobrazit si svody ve kterých jsou vlny od sebe dobře rozlišitelné a zaškrtnout tlačítko *Show Delineation*, to však není nutné.



Obr. 27 Příklad správného zobrazení rozměření křivky (nahore) a vypnutého zobrazení rozměření (dole)

Po zmáčknutí vás tabulka na tyto informace vždy upozorní a zeptá se vás, zda chcete opravdu signál rozměřit. Po potvrzení žádosti se objeví další vyskakovací okno, kam zadá uživatel číslo svodu, ze kterého se bude počítat informativní elevace nebo deprese úseku ST. Prvním kliknutím se nastavuje začátek vlny T, druhým kliknutím se nastavuje začátek komplexu QRS, třetím kliknutím bod J (konec komplexu QRS), čtvrtým kliknutím začátek vlny T a pátým kliknutím konec vlny T. Po zadání všech pozic se do vyskakovacího okna vepíše vypočítané údaje o časových rozdílech pro intervaly P-Q a Q-T, délka komplexu QRS a rozdíl amplitud mezi bodem J a začátkem vlny T ve vybraném svodu. Ve vyskakovacím okně je možnost volby zda uložit rozměření (tlačítko *Save*), nebo ne (*Don't save*). Volbou uložit se rozměření uloží k R vlně nejbližší k vybranému začátku QRS komplexu. Rozměření se ukládá ve formě čísla vzorku. A to tak, že nejdříve jsou uloženy všechny začátky vln T za nimi všechny pozice začátků komplexů QRS, a tak dále.

Délky intervalů se pro jednotlivé svody neliší, proto jsou napsané pouze ve vrchním grafu, ale rozdíly amplitud na úseku ST se liší, proto se obrazují v každém svodu zvlášť (Obr. 27).

Po rozměření je vhodné překročit k samotnému popisu vad rytmu, beatu a popisu ischemií. K tomu slouží zaškrtávací pole *Rhythm*, *Beat* a *IM* (ischemy). Při najetí myši na danou zkratku se vždy zobrazí její název v plném rozsahu. Překlady a automaticky přiřazené beaty vyjmenovává Tabulka 1. Po tom co se vybere rytmus a zvolí beat, nebo jeho automatické přiřazení se vybere, které cykly EKG se mají klasifikovat zvoleným popisem. To se dá udělat dvěma způsoby. Buď se vyhledá beat, kterým má popisem začít, stlačí se tlačítko *Select segment*, klikne se na zvolený EKG cyklus. Najde se EKG cyklus, kterým má popis končit, klikne se na něj a potvrdí se stisknutím tlačítka *enter*. Záleží pouze na prvním kliknutí tlačítka myši po zmáčknutí tlačítka *Select segment* a na posledním kliknutí před zmáčknutím klávesy *enter*, to určuje použití funkce *ginput* (grafic input) [6]. Pokud se klikne pouze na jeden cyklus EKG, například šestý, zvolí se hodnota *From* (od) šesti *To* (do) šesti. Po vybrání cyklu se dají hodnoty přepsat. Nebo se zvolí pořadí cyklů přímo do okének *From* a *To*.

Do této chvíle se dá ještě vše upravovat. Je to také poslední okamžik na zvolení místa pro ukládání anotace bez přepsání stejně se jmenující anotace ve složce se svody EKG. Po vybrání všech anotací je potřeba pro jejich uložení zmáčknout tlačítko *Confirm*. Tím se zjistí všechny potřebné anotace, vytvoří se soubor pro uložení v předem vybrané cestě a vše se do něj запиše.

Tabulka 1 Použité anotace, jejich zkratky a seznam přiřazených automatických beatů

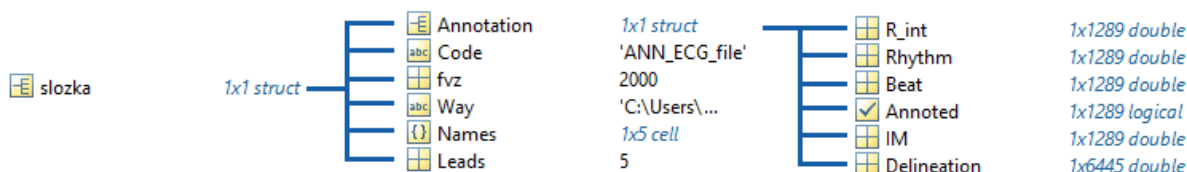
<i>Pořadí</i>	<i>Rytmus</i>	<i>Popis</i>	<i>Automatický beat</i>
1	SIN	Sinusový rytmus	NOR
2	AFI	Síňová fibrilace	APB
3	AFL	Síňový flutter	APB
4	BOI	AV blok 1. stupně	UNC
5	BII	AV blok 2. stupně	UNC
6	IVR	Idioventrikulární rytmus	VEB
7	NOD	Nodální (AV Junkční rytmus)	NEB
8	PCR	Rytmus putujícího pacemakeru	UNC
9	WPW	Syndrom preexcitace	UNC
10	SBR	Sinusová bradykardie	UNC
11	SVT	Supraventrikulární tachyritmie	NEB
12	VBI	Bigeminie	NOR + PVC
13	TRI	Trigeminie	NOR + PVC + PVC
14	VFL	Komorový flutter	VFW
15	VTa	Komorová tachyritmie	PVC
16	VFI	Komorová fibrilace	VFI
17	UNC	Neklasifikováno	UNC
18	EXC	Vyloučeno	EXC

<i>Pořadí</i>	<i>Beat</i>	<i>Popis</i>
1	NOR	Normální
2	APB	Předčasná síňová excitace
3	SPB	Předčasná junkční excitace
4	NEB	Junkční únikový stah
5	VFW	Vlna komorového flutteru
6	PVC	Předčasná komorová excitace
7	VEB	Komorový únikový stah
8	VFI	Vlna komorové fibrilace
9	NCP	Nevodivá vlna P
10	UNC	Neklasifikováno
11	EXC	Vyloučeno

<i>Pořadí</i>	<i>IM</i>	<i>Ischemie</i>
1	WQC	Široký komplex QRS
2	EDS	Elevace / deprese ST
3		Ischemie (WQC i EDS)

4.5. Uložení

Uložení probíhá jednoduše. Všechny potřebné proměnné se zapisují do struktury pod příslušnými názvy. Jako na Obr. 28 Struktura souboru anotace, který se ukládá níže. Hlavní struktura má název „slozka“, její název není důležitý, pouze pro orientaci v kódu.



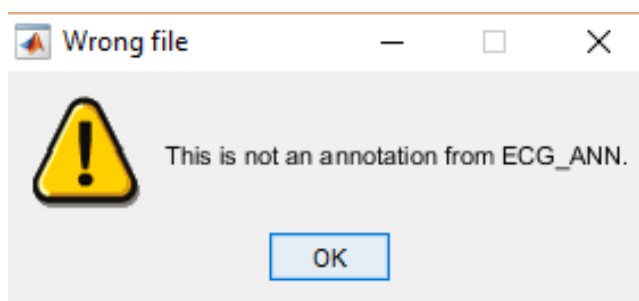
Obr. 28 Struktura souboru anotace, který se ukládá

Jak jde vidět na Obr. 28 Struktura souboru anotace, který se ukládá, pod hlavní strukturou se skrývá 6 podsložek. První z nich, *Annotation*, obsahuje 6 vektorů čísel. První vektor (*R_int*) obsahuje pozice indikovaných R intervalů, tento vektor není nutný, protože ho můžeme načítat společně se signály EKG, ale není příliš velký, a touto cestou nemusíme vektor znovu dohledávat. V druhém vektoru s názvem *Rhythm* se vyskytují anotace rytmu (Tabulka 1), zapsány pomocí pořadí. Obdobně jsou zapsány i vektory *Beat* a *IM*. Vektor *IM* je však roven 3, v případě výskytu obou dvou ischemií (jak WQC tak EDS). Ve vektoru *Annotated* je potom uložena informace o tom, zda byl už úsek popsán, pro popsáný beat je roven logické hodnotě 1 a pro nepopsáný logické hodnotě 0. Posledním vektorem je vektor *Delineation*, který obsahuje údaje o rozměření křivky. To v takové podobě, že kdyby se seřadil pod sebe vektor rozdělený na pět stejných dílů, byly by v prvním řádku vždy pozice začátků vln P, pod nimi pozice začátků komplexů QRS, dále pozice bodů J, pozice začátků vln T a nakonec pozice konců vln T.

Pokud se posuneme ve struktuře o jednu úroveň výše, je zde řetězec *Code* ten slouží pouze jako prvek ověření, zda nebyl načten soubor, který není z tohoto programu, ale náhodou se jmenuje stejně, nebo obsahuje podobná data. Dále je zde *fvz*, což je vzorkovací frekvence signálu, zadaná dříve uživatelem, a další řetězec s názvem *Way*. Do tohoto řetězce se ukládá původní cesta ke svodům EKG, to proto, aby se mohla později prozkoumat, a do další buňky s názvem *Names* se ukládají názvy jednotlivých svodů. Při načítání byl původně problém s načítáním anotace pouze jednoho svodu, protože pokud byl počet svodů zjišťován z délky buňky *Names*, při jednom svodu se délka buňky rovnala délce názvu. Proto přibyla do anotace i položka *Leads* která určuje opravdový počet svodů. V průběhu programu jsou totiž používány vždy minimálně tři signály EKG, ale některé jsou nulové. Proto se orientuje program i v průběhu chodu podle této proměnné. V menu se po otevření nové, nebo načtení dřívější anotace zpřístupní i tlačítko uložit (*Save*), to se hodí pouze v případě, že byla přidána rozměření signálu, ale nebyla přidána žádná anotace, a tlačítko uložit do (*Save to*). Obě tlačítka jsou vidět na Obr. 17. Tlačítko *Save to* slouží ke změně místa ukládání anotace, je tedy vhodné použít ho hned po načtení, pokud nechceme přepsat původní anotaci.

4.6. Načtení předchozího popisu

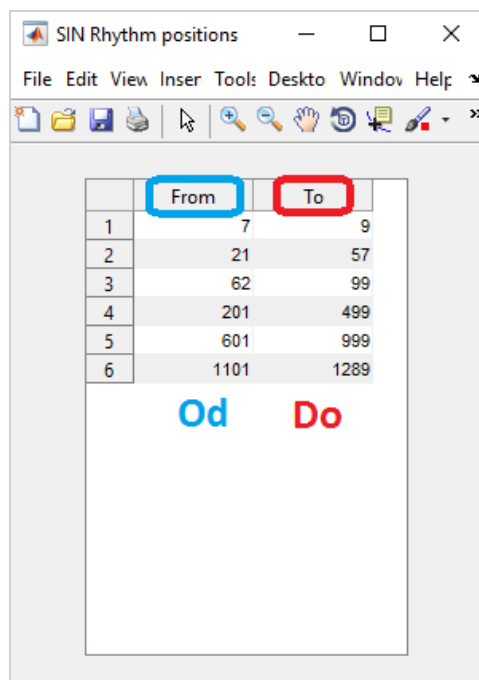
Načítání probíhá v podstatě opačně oproti ukládání. Po zmáčknutí tlačítka *Load annotation* v nabídce *Menu* (Obr. 17) program vyžaduje vyhledání souboru s uloženou anotací. Na jeho název nejsou kladené žádné požadavky, jen musí mít koncovku „.mat“. Musí však obsahovat strukturu, jaká byla popsána v minulé podkapitole. Tento obsah se ověří hned po zadání cesty, a v případě že nebyl zadán soubor, nebo soubor nepocházel z tohoto programu, zobrazí se výstražná zpráva. Alternativou by bylo zobrazit dialogové okno, kde by byla i možnost znovu vybrat soubor k načtení, stejný efekt má však kliknutí na OK a opětovné zmáčknutí tlačítka *Load annotation* v menu. Pokud je soubor zadán správně, a pochází z programu, načtou



Obr. 29 Výstražná zpráva při načtení špatného souboru

se všechny potřebné údaje a zapíší se do globálních proměnných. Dále se zjistí, jestli jsou všechny svody EKG, s původním názvem, a tam, kde byly v době, kdy se anotace ukládala. Pokud se zde vyskytují, načtou se, a grafy se překreslí obdobně jako u nové anotace. Pokud bude výběr souboru uzavřen, zobrazí se varovná zpráva, ale pokud byl již dříve načtený jiný signál, dá se v jeho popisu bez problému pokračovat.

Pokud se však svody nevyskytují v původní složce, je nabídnuta možnost složku vybrat. Pokud se však ani zde nevyskytují svody nebo jsou zde uloženy pod jiným názvem jedinou možností je přejmenovat je na původní název. Proto je doporučeno původní signály EKG nejen nepřesouvat, ale hlavně nepřejmenovávat a nerozdělovat do rozdílných složek. Ulehčí se tím načítání. Při načtení souboru a pokračování v klasifikaci signálu EKG se nahrazuje načtený soubor. Pokud to není chtěné, stačí původní anotaci přejmenovat, nebo změnit složku pro ukládání v nabídce *Menu* pod položkou *Save to*. V pokračování v anotaci pomůžou tlačítka vedle třípísmenných zkratk (Obr. 23, vlevo). Pomocí nich se vždy zobrazí jednoduchá tabulka, v ní jsou vypsány pozice k nim příslušící anotace. Příklad takové tabulky je na Obr. 30. Do tabulky se vždy vepíše pozice, kde daná anotace začíná (sloupec *From*) a pozice kde anotace končí (sloupec *To*). Pokud je danou anotací popsán pouze jeden cyklus (okolní cykly jsou popsány jinou anotací), zapíše se hodnota stejná do obou sloupců. Nejdůležitější je v tuto chvíli nejspíše tlačítko *Unannotated* které ukazuje ještě nepopsané úseky



	From	To
1	7	9
2	21	57
3	62	99
4	201	499
5	601	999
6	1101	1289

Od Do

Obr. 30 Tabulka zobrazení pozic anotace v signálu (příklad pro sinusový rytmus)

Tuto tabulku zajišťují 3 jednoduché funkce. Jedna pro vyhledávání rytmu, druhá pro vyhledávání beatu, a třetí pro ischemie. Funkce funguje vždy tak, že se do ní vloží číslo rytmu, beatu nebo ischemie (Tabulka 1). Funkce vyhledá pomocí logického operátoru shodná čísla a na jejich pozici napíše 1, na ostatní místa 0. Pomocí funkce *find* [6] nalezneme pozice nenulových hodnot ve vektoru. Vektor se následně prochází cyklem for od druhé do předposlední hodnoty, pokud je předchozí hodnota rovna hodnotě zmenšené o 1, a následující hodnota rovna hodnotě pozice zvýšené o 1 bude její pozice smazána, pokud budou okolní hodnoty rozdílné, zapíšeme pozici dvakrát za sebe. Tím docílíme, že pro projití cyklu dostaneme pouze hodnoty pozic změn, důležité je i to, že pokud leží hodnota osamoceně, její pozice se ve vektoru zdvojí. Následně se sestaví tabulka, kde vždy číslo v prvním sloupci je lichá hodnota vektoru pozic a číslo v druhém sloupci hodnota je následující (sudá) hodnota.

4.7. Vyhodnocení, výstupy programu

Výsledkem každé anotace signálu v programu ECG_ANN je statistika výskytu jednotlivých anotací. Možnosti výstupu programu jsou celkem tři. První možností je zobrazit statistiky v programu Matlab, pomocí tlačítka *Statistics* ve vrchní liště, pod položkou *Statistics*. Původně měla být položka přístupná přímo z hlavní lišty, ale pokud uživatel označil položku *Menu* a najel myší na položku statistika, i přes to že byla tato položka neaktivní, otevřelo se okno statistiky. Tato chyba je nejspíš přímo v programu Matlab. Další volbou výstupu programu je *Export* do jiného programu. Na výběr je export souboru do programu Excel

(`*,.xlsx`), nebo do textového souboru (`*,.txt`). Všechny ostatní data se ukládají pouze do složky „*_ANNOT.mat“.

V programu Matlab se zobrazují statistiky v novém okně, velikost okna se vždy přizpůsobí velikosti monitoru. Do středu první třetiny obrazovky se zobrazí tabulka s vypočítanými hodnotami (Obr. 31). V prvním sloupci jsou vyjmenované všechny zkratky rytmů. V druhém sloupci jsou vypočítané délky jednotlivých rytmů. Délky rytmů se počítají pomocí stejné funkce, jako tabulka na Obr. 30, do funkce se postupně vloží všechny hodnoty rytmů, a spočítá se délka pro každý z nich. Délka se počítá od první vlny R v daném rytmu po poslední. Nevýhoda tohoto počítání délky u rytmu je, že pokud je cyklus EKG popsán daným rytmem osamocený, přičte se nulová délka. Tato nevýhoda by se dala kompenzovat například délkou do další indikované vlny R. Přesnější je vyhledání začátku vlny P a konce vlny T. To je však technicky náročnější a pomalejší. Většinou totiž patologický rytmus netrvá pouze jeden cyklus. Do druhého sloupce se zapisují hodnoty relativního poměru daného patologického rytmu ku celkové délce signálu. Délka signálu je počítána bez rytmů označených jako EXC (jejich délka se od celkové odečítá). Poměr je vyjádřený procenty a zaokrouhlený na celá čísla.

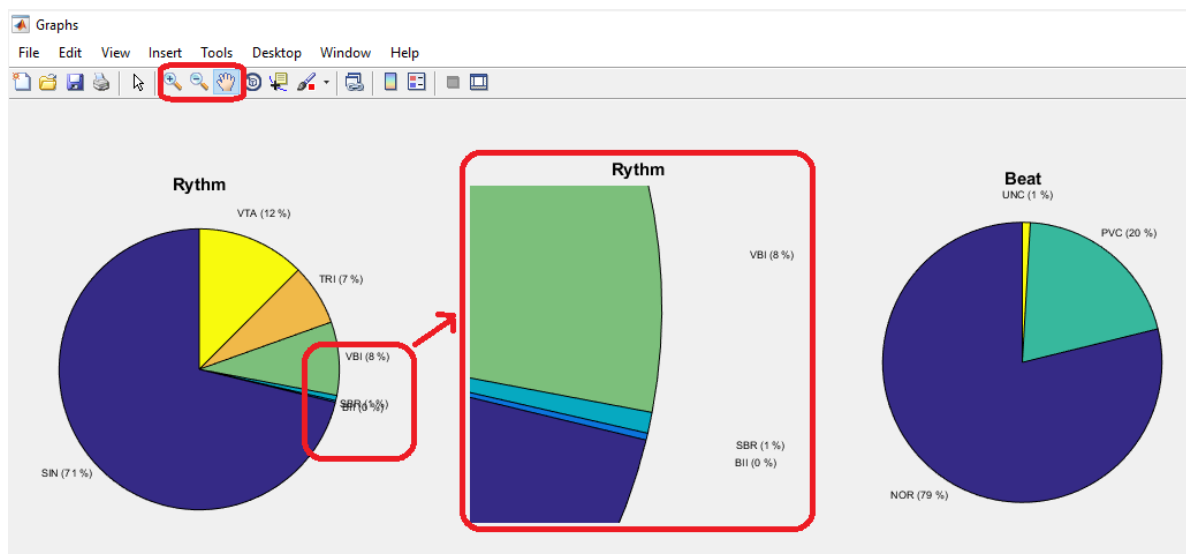
Počet jednotlivých patologických beatů se počítá pomocí logických operací. Pokud se vektor anotace rovná příslušnému číslu přiřazenému pro jednotlivé beaty (Tabulka 1) zapíše se na jeho pozici logická 1, pokud se nerovná tak logická 0. Sumou tohoto vektoru (funkce *sum*) potom získáme počet jednotlivých beatů v celém vektoru. Počet všech R vln potom získáme jako délku vektoru *R_ind* (Obr. 28) od kterého odečteme počet R vln označených jako EXC. Obrobně počítáme i ischemie, pouze s tím rozdílem, že se na každé pozici může vyskytovat vždy WQC, EDS nebo oba zároveň. Relativní poměr potom získáme jako poměr vln jednotlivých patologií ku všem R vlnám bez EXC. Ve zbylých dvou třetinách okna potom zobrazíme dva koláčové grafy, jeden pro rytmus a druhý pro beat. Dvěma jednoduchými cykly *for* potom nastavíme popisy u koláčových grafů, vždy na třípísmennou zkratku a za ní do závorky počet procent z tabulky. Při mnoha malých hodnotách e popisy koláčových grafů mohou překrývat, to ale řeší zobrazení ve *figure*, které umožňuje grafy libovolně přiblížit nebo oddálit pomocí tlačítka *lupa* (Obr. 32).

Graphs

File Edit View Insert Tools Desktop Window Help

	Rythm	Length [s]	Rel. Ratio [%]	Beat	Number	Rel. Ratio [%]
1	SIN	342.4425	70 NOR		861	79
2	AFI	0	0 APB		0	0
3	AFL	0	0 SPB		0	0
4	BOI	0	0 NEB		0	0
5	BII	0.9520	0 VFW		0	0
6	IVR	0	0 PVC		221	20
7	NOD	0	0 VEB		0	0
8	PCR	0	0 VFI		0	0
9	WPW	0	0 NCP		0	0
10	SBR	2.8930	1 UNC		10	1
11	SVT	0	0 EXC		197	18
12	VBI	40.5680	8			
13	TRI	33.9265	7 IM		308	28
14	VFL	0	0 WQC		308	28
15	VTA	60.0295	12 EDS		303	28
16	VFI	0	0 IM [s]		111.6785	23
17	UNC	0	0 WQC [s]		0	0
18	EXC	125.2125	26 EDS [s]		17.0090	3
19	Length [s]	486.2215	100 R peaks		1092	100

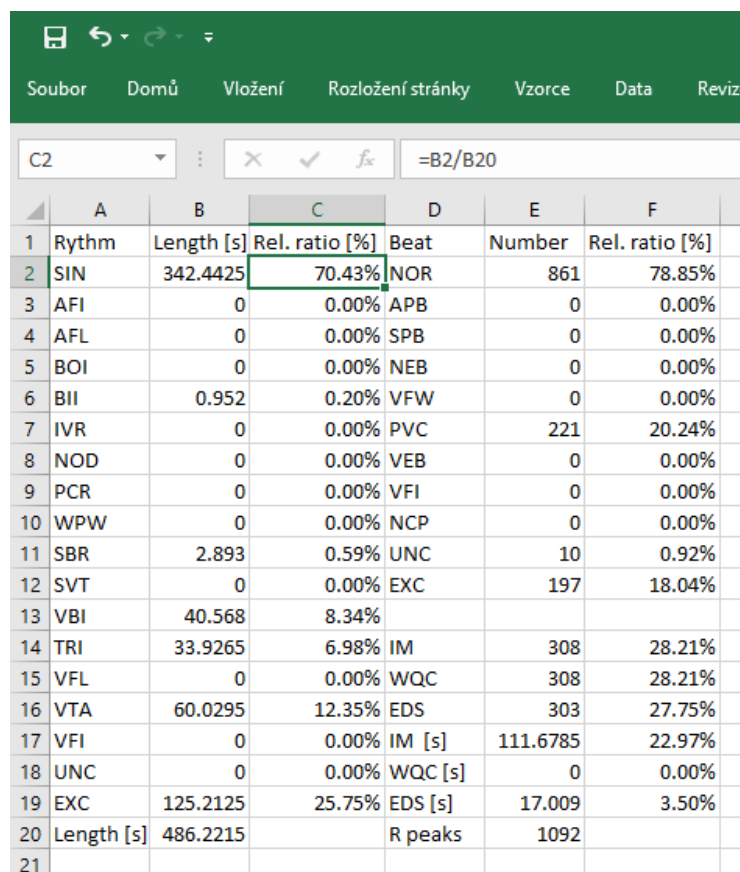
Obr. 31 Tabulka statistik signálu generovaná v prostředí Matlab



Obr. 32 Koláčové grafy reprezentující data (přiblížení nepřehledného úseku)

V programu Excel se však dá vytvářet větší množství grafů a je uživatelsky přístupnější. Proto program obsahuje tlačítko pro export do tabulky v Excelu (Obr. 33). Tlačítko se nachází pod volbou *Export, Excel output*. Při zmáčknutí se otevře nabídka, ve které se dá buď vybrat stávající soubor, nebo vytvořit nový.

Tabulka generovaná pro Excel se nepatrně liší od předchozí tabulky, základní data (jako jsou názvy patologií a jim příslušné počty) zůstávají, přidají se pouze textové příkazy pro vypočítání relativního poměru z pozic jednotlivých polí. Například chceme-li vydělit hodnotu v ohně na pozici C2 (relativní poměr sinusového rytmu) vydělíme pozici B20 / B2. To se provede vepsáním příkazu `'=B20/B2'` ve formátu *String* na pozici C2. Jednoduchými cykly *for* je vyřešeno vepsání příkazů do jednotlivých okének tabulky. Nakonec se příkazem *xlswrite* zapíše soubor na pevný disk a pomocí příkazu *winopen* se program otevře pomocí systému Windows v programu, který je nastavený jako primární. Protože export tabulky do Excelu někdy trval déle a uživatel nepoznal, zda program na pozadí pracuje nebo ne, byla přidána jednoduchá funkce *waitbar* [6]. Tato funkce zobrazuje průběh převodu tabulky do Excelu. Protože není dobré zasahovat do funkcí obsažených v programu Matlab, tento ukazatel se na začátku nastaví na polovinu, na konci pak na 100% a uzavře se. Nepodává tedy žádnou informaci o pokročení v procesu, jen o tom že program pracuje.



	A	B	C	D	E	F
1	Rythm	Length [s]	Rel. ratio [%]	Beat	Number	Rel. ratio [%]
2	SIN	342.4425	70.43%	NOR	861	78.85%
3	AFI	0	0.00%	APB	0	0.00%
4	AFL	0	0.00%	SPB	0	0.00%
5	BOI	0	0.00%	NEB	0	0.00%
6	BII	0.952	0.20%	VFW	0	0.00%
7	IVR	0	0.00%	PVC	221	20.24%
8	NOD	0	0.00%	VEB	0	0.00%
9	PCR	0	0.00%	VFI	0	0.00%
10	WPW	0	0.00%	NCP	0	0.00%
11	SBR	2.893	0.59%	UNC	10	0.92%
12	SVT	0	0.00%	EXC	197	18.04%
13	VBI	40.568	8.34%			
14	TRI	33.9265	6.98%	IM	308	28.21%
15	VFL	0	0.00%	WQC	308	28.21%
16	VTA	60.0295	12.35%	EDS	303	27.75%
17	VFI	0	0.00%	IM [s]	111.6785	22.97%
18	UNC	0	0.00%	WQC [s]	0	0.00%
19	EXC	125.2125	25.75%	EDS [s]	17.009	3.50%
20	Length [s]	486.2215		R peaks	1092	
21						

Obr. 33 Ukázka exportované tabulky v programu Excel (okna byla dodatečně převedena na formát procent až v programu Excel)

Výstup do textového souboru je posledním výstupem, který program ECG_ANN nabízí. Jeho náhled je na (Obr. 34) a oproti předchozím tabulkám má hezčí vzhled, je strukturovaný, obsahuje hlavičku, datum posledního uložení a vzorkovací frekvenci. Tento soubor však slouží spíše jako informace pro uživatele, či

k uložení anotovaných statistik. Další zpracování je obtížné, a zbytečné (hodnoty zaokrouhlené). Při pohledu na data u Ischemie je vidět zvláštnost. U počtu IM nesedí součet jednotlivých projevů, to proto, že jsou jako IM psané jak samostatné WQC a EDS, tak společné. U WQC a EDS potom vidíme počty jednotlivých cyklů. U délky ischemií tomu je ale jinak. Zde hodnota IM udává pouze společné úseky, hodnoty u EDS a WQC pak úseky samostatných patologií.

tabulka – Poznámkový blok					
Soubor Úpravy Formát Zobrazení Nápověda					
ANNNOTATION FROM PROGRAMME ECG_ANN					
Date of last change: 25-May-2016					
Sampling frequency: 2000					
Rhythm	Length [s]	Relative ratio [%]	Beat	Quantity	Relative ratio [%]
SIN	342.4	70	NOR	861	79
AFI	0.0	0	APB	0	0
AFL	0.0	0	SPB	0	0
BOI	0.0	0	NEB	0	0
BII	1.0	0	VFW	0	0
IVR	0.0	0	PVC	221	20
NOD	0.0	0	VEB	0	0
PCR	0.0	0	VFI	0	0
WPW	0.0	0	NCP	0	0
SBR	2.9	1	UNC	10	1
SVT	0.0	0	EXC	197	18
VBI	40.6	8	__Ischemy__ _Quantity_ _Relative_ratio____		
TRI	33.9	7	IM	308	28
VFL	0.0	0	WQC	308	28
VTA	60.0	12	EDS	303	28
VFI	0.0	0	IM [s]	112	23
UNC	0.0	0	WQC [s]	17	3
EXC	125.2	26	EDS [s]	0	0
Length [s]		486.2	R peaks		1092

Obr. 34 Ukázka výstupu programu do textového souboru

5. Diskuze

Sestrojený program určitě není dokonalý, oproti předpokladu v něm chybí například vložení volného popisu, i když je v kódu částečně řešeno, je neaktivní. Problém se vyskytnul při vložení okna pro anotaci, protože už byl program rozvrhnut a nebylo kde toto okno umístit. Řešením by bylo například skrytí nastavení osy x (čas nebo vzorky, vedlejší mřížka) či zobrazované svody do položky nastavení v horní liště programu. Toto nastavení není nutné často měnit, proto nemusí být na základním okně. Toto ovládání by mohlo být například realizováno pomocí dialogového okna, v němž by uživatel zvolil mezi dvěma tlačítky. Jedním například pro zobrazení mřížky, a druhým její skrytí, přičemž by při ukončení okna křížkem bylo nastavení ponecháno na původní volbě. To by bylo řešitelné například pomocí globálních proměnných, kdy při jedné volbě by se změnila hodnota na 1, při druhé pak na 0, místo toho, aby se zjišťovala poloha tlačítka na hlavním panelu. Do takto ušetřeného místa by se daly buď rozšířit grafy, nebo vložit právě okénko pro volnou anotaci.

Dalším možným prvkem by bylo něco jako pravítko. Při kliknutí na tlačítko by se pomocí funkce *ginput* zadaly dva body v libovolném grafu, do dialogového okna by se potom vypsala vzdálenost mezi nimi jak na ose x, tak na ose y. To by pomohlo například při měření přesné výšky R vlny. Ale i měření úseků, mimo ty které již aplikace nabízí.

Jak bylo již řečeno dříve, uživateli by pomohlo, kdyby nemusel načítat se signály EKG, i vektor indikovaných pozic vln R. To by se dalo vyřešit pomocí přidání možnosti nalézt vlny R pomocí funkce v rámci programu. Například při načítání dat nových signálů, když se zobrazí při absenci souboru „*_ind_R.m“ dialogové okno (Obr. 18) byla by přidána možnost dopočítat tento vektor. Často se také v signálech vyskytují nechtěné amplitudové artefakty, a bývají dokonce indikovány jako R vlny. Nebo naopak R vlny v signálu indikovány nejsou. Proto by nebylo špatné po načtení pozic vln R pomocí odchylek hodnot R-R dohledat úseky podezřelé z výskytu těchto chyb, uživatel by měl potom možnost buď indikovat R vlnu, nebo její pozici naopak smazat.

Dalším vylepšením programu by bylo přidání plynulého posuvníku po ose x. Plynulý posuvník se dá do prostředí Matlab přidat pomocí programovacího jazyku Java [6]. Je však otázkou, zda by se chod programu příliš nezpomalil, protože vykreslování grafů s velkým množstvím popisů může být náročné. Dalo by se například přidat i okno pro zobrazení jiného dříve klasifikovaného signálu, to by sloužilo k porovnání aktuálního signálu s dřívější klasifikací, není však problém spustit program ECG_ANN současně dvakrát (na pomalejších počítačích by mohlo) a porovnávat signály takto, toto okno by však mohlo přinést do programu mnoho nových možností, například by se dalo nabídnout uživateli, zda chce velmi podobné úseky signálu (vypočítané například pomocí korelace a určeného prahu) klasifikovat stejně jako v načtené anotaci. Tím by se dala usnadnit část práce.

Program ECG_ANN neobsahuje počáteční ošetření proměnných, proto je lepší použít před spuštěním programu příkaz *clear all* není to však nutností, program by měl i tak běžet bez chyby. Jinak by měl být program stabilní, s výjimkou snahy načtení signálů kratších, než je délka okna, nebo při špatně zadané vzorkovací frekvenci, ta je ošetřena jen proti záporným a necelým číslům, maximální hodnota u ní nastavena není. Pokud tedy zadá uživatel tak vysokou hodnotu, že délka signálu (ve vzorcích) podělená vzorkovací frekvencí bude menší než 2 sekundy, program Matlab oznámí chybu, program však bude fungovat dál. Ověřovat toto zadání je však zbytečné. Pokud uživatel zadá špatné údaje, je logické, že program nebude pracovat správně.

Další vadou programu je, že u zobrazování 3 a více signálů s osou x přepnutou na vzorky se skryje popis osy s velikostí exponenciálního násobku osy x. Ve zdroji [6] se mi řešení nalézt nepovedlo, Případným řešením by bylo při každém přepsání osy x na vzorky zobrazit text který by tuto informaci podával. To nejspíše tak, že by se získala hodnota poslední popisu osy x a zjistila by se hodnota nalézající se na vykreslované ose x, na přibližně stejné pozici. Vzal by se podíl zobrazované hodnoty na ose x a popisu osy převedeného na číslo, výsledek by se zaokrouhlil a následně zobrazil na předem daném místě jako exponent čísla 10^x .

Program určitě není bezchybný, v kódu jsou úseky, které by se daly zkomprimovat, nebo zjednodušit. Je zde i mnoho funkcí, které plní stejnou roli, jen s malou obměnou, jejich provedení pomocí jedné funkce s rozdílnou proměnnou na vstupu by tak zkrátilo délku kódu, Výpočty prováděné programem Matlab by se však změnili jen nepoznatelně.

Poslední částí je vizuální stránka programu. Té nebyla věnována velká pozornost, protože u programu jde především o jeho funkčnost a ovladatelnost, nebylo by však od věci případné zabarvení programu, lepší úprava tlačítek a celkově příjemnější vzhled aplikace. Takto působí program stroze a jednobarevně. Tento vzhled je však výchozí formou programu Matlab.

6. Závěr

Jako první byla provedena literární rešerše z několika zdrojů. Byly porovnány informace, a sepsány do kapitoly 1. Ta pojednává o vzniku elektrického signálu na buňkách, šíření signálu přes buňky a přes srdce a vznik výsledné křivky. Nejdůležitější jsou zde však podkapitoly zabývající se poruchami srdce. Zde jsou vyjmenovány jednotlivé poruchy a lehce nastíněno jak je rozeznat. Pro opravdové rozeznání chorob je vždy potřeba znalec protože mnoho z nich může mít podobné či stejné příznaky. Tyto choroby jsou však důležité pro obsah programu. V něm je možné popisovat data právě podle zkratk nejdůležitějších z těchto chorob.

V další části je popsán návrh programu. Ten začíná rozbořem dvou předchozích programů, EG_Annotation a EG_RR_View které jdou k dispozici díky vedoucí semestrální práce. Tento program zobrazoval vždy nejpodobnější úseky P-QRS-T a popisovaly se všechny zároveň. To se zdálo jako nevhodné, především z důvodu špatné orientace v původní křivce, a nutnosti procházet všechny skupiny úseků. Pro orientaci v původní křivce je však dobrý mechanismus programu EG_RR_View, který díky zobrazení křivky R-R intervalů ulehčuje rozpoznání místa poruchy srdce, a navíc se v křivce EKG dá pohybovat díky posuvníku, který neustále ukazuje polohu mezi koncem a začátkem signálu. V tomto programu však není možné popisovat patologie. Proto se výsledný program snaží o sloučení výhod obou těchto programů a o vylepšení jejich ovladatelnosti. Z programu EG_Annotation je převzat systém klasifikování poruch v signálu, z programu EG_RR_View potom orientace v křivce EKG

Použitá literatura

- [1] ŠTEJFA, M., ŠUMBERA, J., BRAVENÝ, P. Základy elektrokardiografie, Brno: Masarykova univerzita, fakulta lékařská, 1991, 147 s. ISBN 80-210-0265-4.
- [2] NACHTIGAL, P., HRONEK, M. Fyziologie kardiovaskulárního systému [online], Praha: Univerzita Karlova, farmaceutická fakulta, 2014, poslední aktualizace 16. prosinec 2013 [cit. 18. prosince 2015], dostupné z: <http://dl1.cuni.cz/mod/page/view.php?id=194075>
- [3] KUSUMOTO, B. F. ECG interpretation: from pathophysiology to clinical application. 1. vyd. New York: Springer, 2009, 107 s. ISBN 978-038-7888-798.
- [4] MUDr. HAMAN, P. Základy EKG [online blog], Plzeň; 2015 [cit. 21. 12. 2015];
Dostupné z: <http://ekg.kvalitne.cz/>
- [5] SUTTON, G. C.; CHATERJEE, K. Current Medical Literature Ltd., London, 1998, 431 s., Dostupné z: http://www.prolekare.cz/pdf?id=kr_03_03_06.pdf, ISBN 978-190-1346-978
- [6] MathWorks. MathWorks. [online]. © 1994-2016 [cit. 2016-05-24]. Dostupné z: <http://www.mathworks.com/>
- [7] DHEIN, S.; MOHR, F. W. Practical methods in cardiovascular research [online]. Berlin, 2005 [cit. 2014-12-23]. ISBN 978-354-0265-740. Dostupné z: <http://dailyapex.com/files/Practical-Methods-in-Cardiovascular-Research-for-android/free-1911789288/>
- [8] Česká republika. Úplné znění zákona č. 246/1992 Sb., na ochranu zvířat proti týrání, jak vyplývá z pozdějších změn. Sbírka zákonů. 2008. Dostupné z: <http://www.zakonyprolidi.cz/cs/1992-246>
- [9] Česká republika. Vyhláška o ochraně pokusných zvířat. Sbírka zákonů. 2012. Dostupné z: <http://www.zakonyprolidi.cz/cs/2012-419#f4826642>
- [10] CHORRO, F. J.; SUCH-BELENGUER, L.; LÓPEZ-MERINO, V.; Animal Models of Cardiovascular Disease. Rev Esp Cardiol. [online]. 2009, č. 62. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pub-med/19150017>

Seznam symbolu, značek a zkratek

AEI	Konec síňové fibrilace
AEL	Konec síňové flutteru
AFI	Fibrilaci síní
AFL	Flutteru síní
APB	Předčasná síňová excitace (atrial premature beat)
ASI	Počátek síňové fibrilace
ASL	Začátek síňové flutteru
AV	Atrioventrikulární
BII	AV blok 2. stupně
BOI	AV blok 1. stupně
CUP	Kuplety
EDS	Elevace a deprese úseku ST
EKG	Elektrokardiogram
IM	Infarkt myokardu (ischemie)
IVR	Idioventrikulární rytmus
LBB	Blokáda levého Tawarova raménka (left bundle branch block)
MFA	Multifokální zrychlený síňový rytmus
NOD	Junkční (nodální) rytmus
NOR	Normální rytmus
PCR	Rytmus putujícího pacemakeru
PVC	Předčasná komorová excitace (premature ventricular contraction)
RBB	Blokáda pravého Tawarova raménka (right bundle branch block)
SA	Sinoatriální
SAB	SA bloku
SIN	Sinusový rytmus
SPB	Předčasné junkční excitace (supraventricular premature beat)
STA	Sinusová tachykardie
SVT	Supraventrikulární tachykardii
TRI	Trigeminii
UNR	Nečitelný (unreadable)
VBI	Bigeminii
VEI	Konec komorové fibrilace

VEL	Konec komorového flutteru
VFI	Fibrilaci komor
VFL	Flutteru komor
VSI	Počátek komorové fibrilace
VSL	Začátek komorového flutteru
VTa	Komorové tachykardii
WPW	Syndrom preexcitace
WQC	Rozšíření komplexu QRS (wide QRS complex)