



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

AUTOMATICKÉ ROZMĚŘENÍ SIGNÁLŮ EKG

AUTOMATIC DELINEATION OF ECG SIGNALS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Mariia Tiurina

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Martin Vítek, Ph.D.

BRNO 2016



Bakalářská práce

bakalářský studijní obor **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Studentka: Mariia Tiurina

ID: 164217

Ročník: 3

Akademický rok: 2015/16

NÁZEV TÉMATU:

Automatické rozměření signálů EKG

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Nastudujte známé metody rozměřování signálů EKG a stručně je popište. Podrobně nastudujte a popište zejména metodu autorů Laguna, Jané a Caminal. 2) Realizujte část této metody zabývající se stanovením začátku a konce komplexu QRS a otestujte ji na signálech z databáze CSE. Dosažené výsledky porovnejte s výsledky zveřejněnými autory metody. 3) Realizujte kompletní rozměřovací algoritmus a otestujte jej na standardní databázi CSE. Dosažené výsledky porovnejte s výsledky zveřejněnými autory metody. 4) Veškeré dosažené výsledky diskutujte a srovnajte s výsledky dosaženými jinými autory.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] LAGUNA, P., JANÉ, R., CAMINAL, P. Automatic detection of wave boundaries in multilead ECG signals: Validation with the CSE database. Computers and biomedical research. 1994, vol. 27, no. 1, pp. 45–60.

[2] CHOUHAN, V., MEHTA, S.S., LINGAYAT, N.S. Delineation of QRS-complex, P and T-wave in 12-lead ECG. Journal of Computer Science and Network Security. 2008, vol. 8, no. 4, pp. 185-190.

Termín zadání: 8.2.2016

Termín odevzdání: 27.5.2016

Vedoucí práce: Ing. Martin Vítek, Ph.D.

Konzultant bakalářské práce:

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

UPOZORNĚNÍ:

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

ABSTRAKT

Tato semestrální práce se zabývá rozměřováním signálů EKG. Semestrální práce se skládá ze dvou částí. Teoretická část obsahuje stručný úvod do elektrokardiografie a popis některých známých metod automatického rozměření elektrokardiografických signálů. Praktická část představuje program, realizovaný v programovacím prostředí Matlab a výsledky jeho testování na dvanáctivodových signálech z databáze CSE. Pomocí statistických metod dosažené výsledky jsou porovnané s výsledky zveřejněnými autory metody.

KLÍČOVÁ SLOVA

Elektrokardiografie, signál EKG, rozměření signálů EKG, první diference signálu, detekce QRS komplexů, detekce P vlny, detekce T vlny.

ABSTRACT

This semester's thesis deals about delineation ECG signals. Semester work consists of two parts. The theoretical part provides a brief introduction to the principles of electrocardiography, sensing methods electrocardiography recording and description of some well-known methods for seasons auto electrocardiographic signals. The practical part is a program that is implemented in programming environment Matlab and the results of its testing twelve lead signals from the CSE database. Using statistical methods, the results are compared with the results of the listed authors methods

KEYWORDS

Electrocardiography, ECG signal, delineation of ECG signals, the first difference of signal, detection of QRS complexes, detection of the P wave, the T wave detecti

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

TIURINA, M. *Automatické rozměření signálů EKG*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2015. 42 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Martin Vítek, Ph.D.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma „Automatické rozměření signálů EKG“ jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením tohoto projektu jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědoma 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

V Brně dne

.....

Mariia Tiurina

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucímu bakalářské práce Ing. Martinovi Vítkovi, Ph.D. za odbornou pomoc a pozitivní přístup při vypracování mé bakalářské práce.

OBSAH

Seznam obrázků	viii
Seznam tabulek	x
Úvod	1
1 Anatomie a fyziologie srdce a převodního systému srdečního	2
1.1 Elektrické projevy srdeční aktivity	3
2 Elektrokardiografie	5
2.1 Metody snímání elektrokardiografického záznamu	5
2.1.1 Bipolární standardní končetinové svody	6
2.1.2 Unipolární končetinové svody	7
2.1.3 Unipolární hrudní svody	8
2.2 Popis elektrokardiografické křivky	9
3 Metody rozměření signálů EKG	11
3.1 Úvod do zpracování biosignálů	11
3.2 Metoda autorů Laguna, Jané a Caminal	12
3.3 Metoda autorů Chouhan, Mehta, Lingayat	16
4 Databáze CSE	18
5 Realizace automatického rozměření signálů ekg	19
5.1 Realizace detektoru QRS komplexu	19
5.2 Rozměření QRS komplexu	23
5.3 Rozměření P vlny	26
5.4 Rozměření T vlny	31
5.5 Kompletní rozměření EKG záznamu	32
5.6 Vyhodnocení dosažených výsledků	35

Závěr	39
Literatura	40
Seznam příloh na cd	42

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1.1: Převodní systém srdeční	3
Obr. 1.2: Průběh akčního potenciálu myokardu. Převzato z [4].	4
Obr. 2.1: Bipolární standardní končetinové svody. Převzato z [8]	6
Obr. 2.2: Unipolární končetinové svody. Převzato z [8].....	7
Obr. 2.3: Unipolární hrudní svody. Převzato z [8].....	8
Obr. 2.4: Fyziologická EKG křivka s vyznačenými vlnami, kmity a intervaly. Převzato z [4]	9
Obr. 3.1: Blokované schéma metody autorů Laguna, Jané a Caminale. Převzato z [11].	13
Obr. 3.2: Vicesvodové rozhodovací pravidlo metody autorů Laguna, Jané a Caminale. Převzato z [11]......	14
Obr. 3.3: Detekce konce QRS komplexu podle metody autorů Laguna, Jané a Caminale. Převzato z [11]......	16
Obr. 5.1: Ukázka předzpracování signálu M01-001-12 pro detekce QRS komplexu,I. svod..	20
Obr. 5.2: Ukázka selhání detektoru QRS komplexu na signálu M01-008-12, III.svod.....	21
Obr. 5.3: Dendrogram shlukové analýzy QRS komplexů pro signál M01-004-12 I., II, III. svod.....	22
Obr. 5.4: Detekce globálních pozic (zeleně) a lokálních pozic (červeně) QRS komplexů signálu M01-006-12, I. a II. svod	23
Obr. 5.5: Princip umístění oken pro detekce R, Q a S vlny	23
Obr. 5.6: Ukázka lokálního rozměření 1. QRS komplexu signálu M01-001-12, I. svod.....	25
Obr. 5.7: Ukázka globalního rozměření (červeně) a lokálního (zeleně) signálu M01-047-12,I., II. a III. svod	25
Obr. 5.8: Ukázka úspěšné detekce P vln signálu M01-041-12, I. a II. svod	27
Obr. 5.9: Selhání detektoru P vln signálu M01-010-12, I. a II. svod.....	28
Obr. 5.10: Ukázka úspěšného rozměření 2. vlny P signálu M01-114-12 (vlevo) a M01-108-12 (vpravo), I. svod.....	30
Obr. 5.11: Ukázka úspěšného rozměření začátku 2. vlny P signálu M01-118-12 (vlevo) a	

neúspěšného rozměření konce 2. vlny P signálu M01-042-12 (vpravo), I. svod..	30
Obr. 5.12: Ukázka neúspěšného rozměření 2. vlny P signálu M01-054-12 (vlevo) a M01-096-12 (vpravo), I. svod	30
Obr. 5.13: Ukázka úspěšného rozměření 2.-4. vlny T signálu M01-037-12 (vlevo) a M01-109-12 (vpravo), I. svod	32
Obr. 5.14: Ukázka kompletního rozměření signálu M01-041-12, I., II. a III. svod.....	33
Obr. 5.15: Ukázka kompletního rozměření signálu M01-074-12, I., II. a III. svod.....	33
Obr. 5.16: Ukázka kompletního rozměření signálu M01-010-12, I., II. a III. svod.....	34
Obr. 5.17: Ukázka kompletního rozměření signálu M01-002-12, I., II. a III. svod.....	34
Obr. 5.18: Ukázka kompletního rozměření signálu M01-011-12, I., II. a III. svod.....	35
Obr. 5.19: Histogramy odchýlek jednotlivých detekce. Zleva doprava-začátek P vlny, konec P vlny, začátek QRS komplexu, konec QRS komplexu, konec T vlny.....	38

SEZNAM TABULEK

Tab. 2.1 Umístění elektrod unipolárních hrudních svodů	8
Tab. 5.1: Nastavení detektorů pro detekce R, Q a S vlny	24
Tab. 5.2: Nastavení okna pro detekce P vlny v závislosti na tepové frekvence.....	27
Tab. 5.3: Nastavení okna pro detekci začátku a konce P vlny v závislosti na tepové frekvence	29
Tab. 5.4: Nastavení konstanty k_{pb} pro stanovení začátku P vlny	29
Tab. 5.5: Nastavení konstanty k_{pe} pro stanovení konce P vlny.....	29
Tab. 5.6: Nastavení okna pro detekci T vlny v závislosti na tepové frekvence	31
Tab. 5.7: Nastavení konstanty k_{te} pro stanovení konce T vlny	31
Tab. 5.8: Senzitivita a prediktivita detektoru QRS komplexu	36
Tab. 5.9: Srovnání rozměřovacích algoritmů autory různých metod na základě směrodatné odchylky	37

ÚVOD

V současné době elektrokardiografie patří k základním vyšetřovacím metodám v kardiologii. Metoda je diagnostická a je založena na principu snímání elektrické aktivity srdce. Elektrokardiografické vyšetření lze rozdělit na několik jednotlivých kroků -snímání elektrokardiografického signálu, jeho zpracování a vyhodnocení. Z hlediska patologické a klinické medicíny největší význam má vyhodnocení elektrokardiografické křivky, která na základě variability vln a kmitů poskytuje důležité informace o abnormalitách srdečního rytmu a veškerých srdečních poruchách.

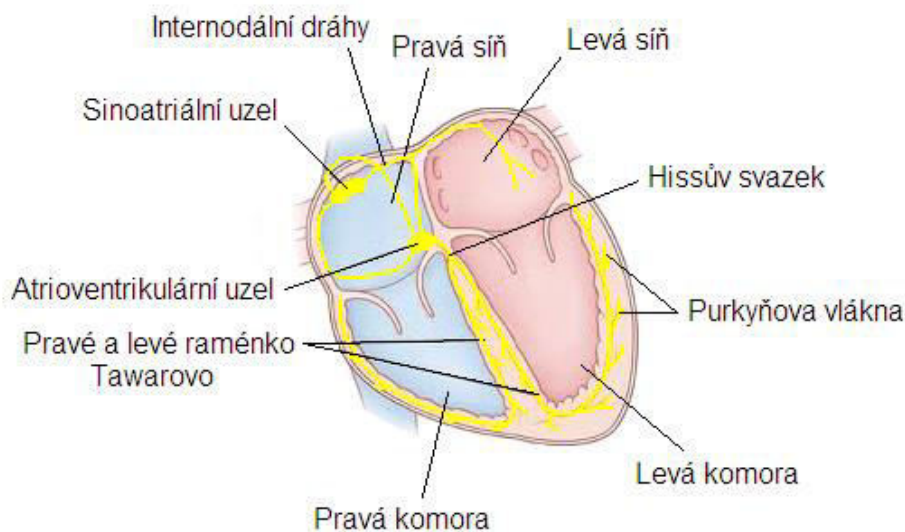
Tato bakalářská práce je zaměřená na rozměření elektrokardiografického signálu, které je podstatou jeho správného vyhodnocení. Tento pojem zahrnuje soubor postupů, vedoucích k nalezení významných vln, kmitů a intervalů na elektrokardiografické křivce. V současné době existuje celá řada metod automatického rozměření, které jsou založené na první diferenci signálu, na obálce signálu, na vlnkových transformacích atd. Algoritmus automatického rozměření představený v této bakalářské práci vychází z metody autorů Laguna, Jané a Caminal.

1 ANATOMIE A FYZIOLOGIE SRDCE A PŘEVODNÍHO SYSTÉMU SRDEČNÍHO

Srdce představuje dutý svalový orgán, který lze považovat za základní motorický prvek celého krevního systému, zajišťující cirkulaci krve po celém organismu. Z anatomického pohledu se srdce skládá ze čtyř dutin – dvou síní a dvou komor. Srdce pracuje jako čerpadlo neboli pumpa, kde krev na začátku každého srdečního cyklu postupuje do síní, následně přes cípate chlopně do komor a po jejich naplnění během systoly (proces stažení srdeční svaloviny) je vypuzena. V krevním systému podstatnou roli hrají i cévy, které roznáší krev po celém organismu a tím umožňují dodržování životně důležitých funkcí. Během činnosti, hlavně v průběhu kontrakce, srdce vykonává mechanickou práci, založenou na bioelektrických dějích, zprostředkovaných převodním systémem srdečním [1] [2].

Převodní systém srdeční (Obr. 1.1) představuje vodivou soustavu, která je tvořena speciálním typem svalových buněk, schopných tvořit a následně vést elektrické impulsy. Tvorba takových vzruchů začíná v sinusovém (sinoatriálním-SA) uzlu, umístěném v oblasti pravé síně, a to spontánní změnou membránového potenciálu svalových buněk [3]. Frekvence vzruchů může být ovlivněna autonomním nervovým systémem nebo působením určitých hormonů. V případě aktivity sympatických vláken je činnost SA úzlu zrychlená a frekvence tvorby vzruchů vzrůstá. Při aktivitě parasympatických vláken frekvence naopak klesá. Za klidových podmínek se hodnota tepové frekvence pohybuje v rozmezí 70 až 80 cyklů za minutu [4].

Po překonání SA uzlu se vzruchy šíří svalovinou pravé síně přímo do atrioventrikulárního uzlu (AV), který se nachází na rozhraní pravé síně a komory. Podstatnou rolí hraje i Hisův svazek, procházející přes nevodivý vazivový skelet mezi myokardem pravé síně a komory a zajišťující podráždění jen určitých buněk myokardu. Hisův svazek se následně dělí na dvě Tawarova raménka (pravé a levé) a obrovskou síť Purkyňových vláken, které převádí vzruchy do všech buněk obou srdečních komor [2].



Obr. 1.1: Převodní systém srdeční

Fyziologicky by tvorba vzruchů měla začínat v SA uzlu, ovšem při nežádoucích změnách může dojít k tvorbě vzruchů v jiných funkčních částech předvodního systému srdečního. Takto tvořené vzruchy se obvykle šíří jinou dráhou nebo mají odlišnou délku trvání či frekvenci. Soubor abnormalit srdečního rytmu se označuje termínem arytmie a je široce zkoumán v oborech patologické fyziologie [3].

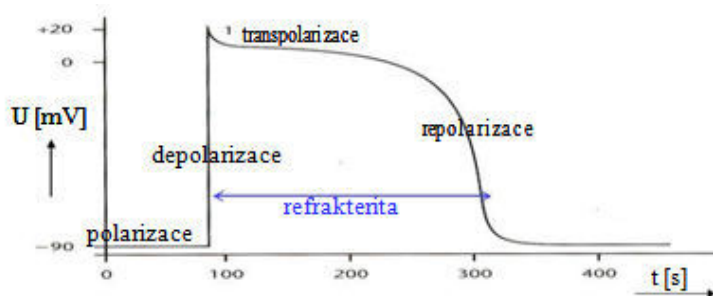
1.1 Elektrické projevy srdeční aktivity

Srdce, jak je zmíněno v předchozí kapitole, je přizpůsobené dlouhodobému vykonávání mechanické práce, která je doprovázena vznikem elektrické aktivity. Pro její pochopení je potřeba se podrobněji zaměřit na fyzikálně chemické děje, probíhající na buněčné úrovni.

Každá buňka srdečního svalu, která se nachází v klidovém stavu, není elektricky neutrální. Existence klidového membránového napětí je dána vnitřním a vnějším prostředím buňky -nerovnoměrným procentuálním zastoupením iontů pro obě strany buněčné membrány. Vnější extracelulární prostředí obsahuje ve větší koncentraci sodíkové kationty (Na^+) a intracelulární draslíkové ionty (K^+). Jednoduchý model vzniku klidového membránového napětí na buněčné membráně se skládá ze dvou složek : φ_i odpovídá elektrickému potenciálu vnitřního prostředí, φ_e představuje vnější prostředí. Výsledná hodnota napětí se vypočítává jako jejich rozdíl. Klidové membránové napětí záleží také na stavbě nevodivé fosfolipidové dvojvrstvy, tvořící buněčnou membránu, do které jsou zabudované integrální bílkoviny, splňující funkce iontových kanálů a přenašečů [5]. Obecně platí, že koeficient propustnosti buněčné membrány pro ionty K^+ v klidovém stavu je několikanásobně větší než pro ionty

Na^+ , v poměru 1:0,04 podle [6]. Hodnota klidového membránového napětí se pohybuje v rozmezí od -50 do -90 mV [4].

V případě podráždění buňky a to potenciálem vyšším než stanovená prahová hodnota, dochází k otevření sodíkových kanálů (přenašečů), následnému rychlému proudění Na^+ do intracelulárního prostředí a změně klidového membránového napětí na akční. Pod pojmem akčního potenciálu (AP) lze jednoduše představit elektrický impuls, který se objeví na buněčné membráně jako odpověď na změnu její klidového stabilního stavu. Jeho průběh je představen na Obr. 1.2. Děj, při kterém dochází ke vzniku AP se označuje termínem depolarizace. Při depolarizaci se buněčné napětí mění ze záporné hodnoty na kladnou kolem +20 nebo +30 mV. Během depolarizaci dochází k aktivaci sodíkových kanálů a proudění iontů Na^+ dovnitř buňky. Dále následuje repolarizace, na které se podílejí draselné ionty K^+ proudící směrem z buňky do vnějšího prostředí. Buněčné napětí během repolarizace klesá a pomalu se vrací do původních klidových hodnot. Charakteristickou vlastností buněk srdečního svalu je výskyt fáze pláto, která je způsobena ionty Ca^{2+} vstupujícími do buněk. Na Obr. 1.2 lze vidět, že se jedná o nejdéle trvající fázi průběhu akčního potenciálu, v jednotlivých případech až po dobu 350 ms. Závěrečnou fázi průběhu akčního potenciálu je hyperpolarizace neboli pokles napětí do podklidových hodnot. Hyperpolarizace je ochranným mechanismem buňky, protože během tohoto časového intervalu buňka ztrácí schopnost reagovat na další podněty. Doba, která proběhne v okamžiku zahájení repolarizace až po skončení hyperpolarizaci a vracení napětí do původních klidových hodnot se v některé literatuře označuje jako refrakterní [5] [6].



Obr. 1.2: Průběh akčního potenciálu myokardu. Převzato z [4].

Mezi nejdůležitější funkce myokardu lze přiřadit nejen rychlý vznik AP, ale i jeho schopnost se šířit vodivým prostředím srdeční svaloviny. Šíření AP membránami jednotlivých buněk probíhá mechanismem vzniku lokálních proudů, kde ionty na každé straně membrány se přesouvají mezi místa s různou polaritou. Lokální proud je veličinou vektorovou, jeho směr odpovídá směru šíření AP a číselná hodnota velikosti. Vektorový součet lokálních proudů odpovídá elektrickému poli, které činnost srdce neustále doprovází, a které se dá zaznamenat, měřit a hodnotit pomocí elektrokardiografického zařízení [6].

2 ELEKTROKARDIOGRAFIE

Elektrokardiografie je metodou, která umožňuje měření elektrické aktivity srdce během jeho fyziologické činnosti. Pokusy o navržení zařízení, vhodného pro snímání a záznam elektrického pole, které srdeční činnost doprovází, pochází ze začátku 19. století a souvisí s návrhem prvního jednoduchého galvanometru, neboli přístroje pro měření malých elektrických proudů či napětí. Největší význam pro současnou medicínu mají výzkumné vědecké práce dánského fyziologa Willema Einthovena, který nejenže popsal princip elektrokardiografu, ale i zavedl systém končetinových svodů a tak zvaný Einthovenův trojúhelník [7].

Elektrokardiografii lze taky definovat, jako jednu z nejstarších a nejzákladnějších diagnostických metod klinické medicíny. Na základě hodnocení důležitých informací poskytovaných z elektrokardiografického záznamu široce známého pod zkratkou EKG, lékařský odborník je schopen posoudit o stavu vyšetřovaného orgánu a popřípadě stanovit srdeční poruchu. Do skupiny kardiovaskulárních onemocnění, které je možné snadno detekovat pomocí EKG záznamu, patří veškeré typy arytmie - tachykardie, bradykardie, fibrilace síní nebo komor, flutter síní nebo komor. Ke stanovení správné diagnózy u většiny pacientů stačí snímání základního EKG záznamu, které se provádí za pomoci nalepovacích povrchových elektrod. Princip jejich umístění a funkce bude podrobně představen v další kapitole. Ve složitějších případech, z důvodů získání přesnějších výsledků, může být snímán jícnový nebo dutinový nitrosrdeční elektrokardiogram [3] [6].

2.1 Metody snímání elektrokardiografického záznamu

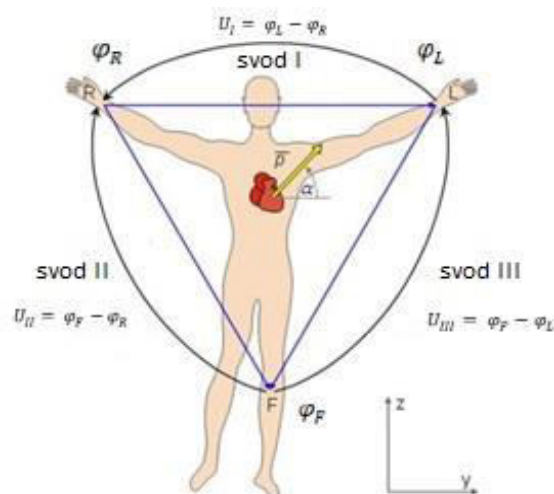
Mezi funkčními jednotkami každého elektrokardiografu patří elektrody, umožňující snímání elektrického biosignálu, buď z povrchu těla (v tomto případě se jedná o elektrody povrchové) nebo z jednotlivých orgánů. Jako příklad lze uvést speciální elektrody, které se zavádí dutinou ústní přímo do jícnu a jsou vhodné ke snímání EKG v blízkosti levé síně nebo nitrosrdeční elektrody. Poslední typ elektrod se používá jenom při invazivním elektrofyzilogickém vyšetření. Elektrokardiografické svodové systémy se dělí do několika jednotlivých skupin podle různých parametrů. Podle polohy snímacích elektrod se rozlišuje mezi svody končetinovými a hrudními. Podle způsobu měření napětí dále dělíme na svody bipolární, kde je napětí vypočítané jako rozdíl potenciálů mezi dvěma pracovními elektrodami a unipolární, kde je napětí na pracovní elektrodě měřeno oproti referenční elektrodě s nulovým potenciálem [1] [3] [6].

Správnou kombinací jednotlivých svodů vznikají vícesvodové elektrokardiografické systémy. V praxi je nejčastěji využíváno dvanáctisvodového EKG, které obsahuje:

- Bipolární standardní končetinové svody
- Unipolární končetinové svody
- Unipolární hrudní svody

2.1.1 Bipolární standardní končetinové svody

Bipolární končetinové svody bývají často pojmenované jako standardní, protože mohou nejen tvořit základ vícesvodového EKG, ale mohou být použity i samostatně. Jsou to tři svody, které se pro jednoduchost označují římskými písmeny od I do III, zprostředkované pomocí čtyř elektrod [1]. Z nich první dvě se přikládají proti sobě na pravou a levou horní končetinu, třetí se nachází na levé dolní končetině a poslední zemnicí elektroda se přikládá většinou na pravou dolní končetinu nebo kdekoli jinde na povrchu těla v místě nejmenšího odporu. Jednotlivé body, odpovídající místům umístění elektrod se dají spojit do rovnostranného trojúhelníku, který je podle jména svého zakladatele pojmenován jako Einthovenův. Ten má mimo jiné uplatnění i při stanovení elektrické osy srdeční, která je definovaná jako maximální sumární vektor všech dílčích elektrických potenciálů (vektorů), vznikajících v průběhu šíření elektrického vzruchu srdeční svalovinou [6]. Směr elektrické osy srdeční určuje polohu srdce v dutině hrudní. Stočení elektrické osy srdeční oproti fyziologickému směru může být příčinou takových patologických abnormalit, jako je infarkt myokardu, hypertrofie pravé nebo levé komory srdeční [3]. Umístění bipolárních standardních končetinových svodů lze vidět na Obr. 2.1.



Obr. 2.1: Bipolární standardní končetinové svody. Převzato z [8]

Napětí každého ze tří bipolárních končetinových svodů lze vypočítat dle vzorců z [4]:

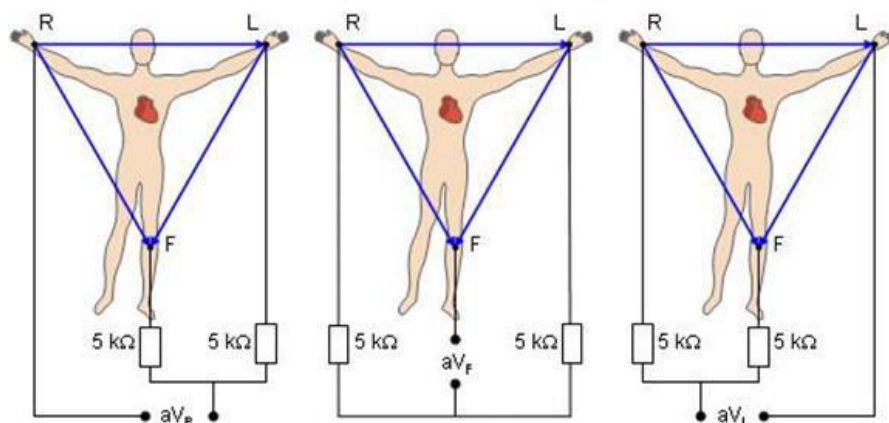
$$U_I = \varphi_L - \varphi_R \quad (1)$$

$$U_{II} = \varphi_F - \varphi_R \quad (2)$$

$$U_{III} = \varphi_F - \varphi_L \quad (3)$$

2.1.2 Unipolární končetinové svody

Unipolární končetinové svody mají stejné umístění jako bipolární končetinové svody a stejný princip snímání elektrokardiografického záznamu ve frontální rovině. Ve své podstatě se liší jenom mechanismus měření napětí. V případě unipolárních končetinových svodů výsledné napětí odpovídá rozdílu potenciálů mezi příslušnou měřicí elektrodou a průměrnou hodnotou potenciálů ze spojení dvou ostatních. Každý ze svodů se označuje pomocí jedné z následujících zkratek : aVR, aVL, aVF. Umístění elektrod unipolárních končetinových svodů je znázorněno na Obr. 2.2 [1] [3] [6].



Obr. 2.2: Unipolární končetinové svody. Převzato z [8]

Hodnoty napětí lze určit následujícím způsobem podle [4]:

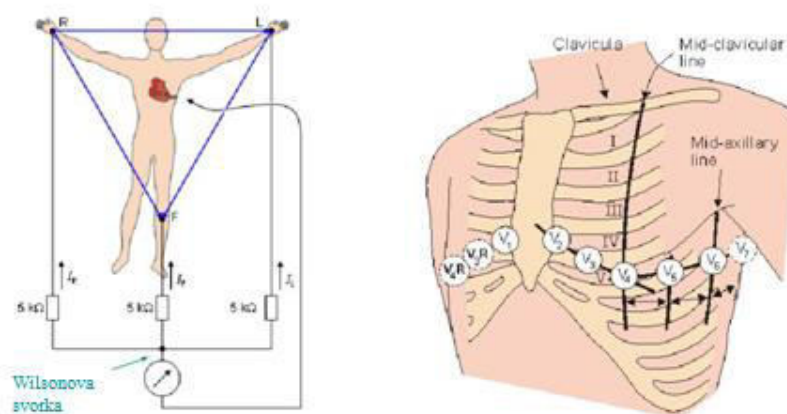
$$U_{aVR} = \varphi_R - \frac{\varphi_F + \varphi_L}{2} \quad (4)$$

$$U_{aVL} = \varphi_L - \frac{\varphi_R + \varphi_F}{2} \quad (5)$$

$$U_{aVF} = \varphi_F - \frac{\varphi_R + \varphi_L}{2} \quad (6)$$

2.1.3 Unipolární hrudní svody

Unipolární hrudní svody umožňují registrace EKG záznamu v horizontální rovině pomocí šesti diferenčních elektrod (V1-V6), umístěných na hrudníku podle Tab. 2.1. Napětí na každé elektrodě se měří oproti jedné centrální indiferentní elektrodě, známé jako Wilsonova svorka, která má nulový elektrický potenciál. Dlouhodobého nulového potenciálu, který na povrchu lidského těla neexistuje, lze docílit využitím speciálního zapojení. Toto zapojení představuje uzavřený elektrický obvod, který vzniká spojením tří končetinových svodů v jednom bodě neboli uzlu. Podle Kirchhoffových zákonů součet napětí ve svorce, tvořené vzniklým uzlem je nulový [8]. Umístění elektrod unipolárních hrudních svodů je znázorněno na Obr. 2.3 [1] [3] [6].



Obr. 2.3: Unipolární hrudní svody. Převzato z [8]

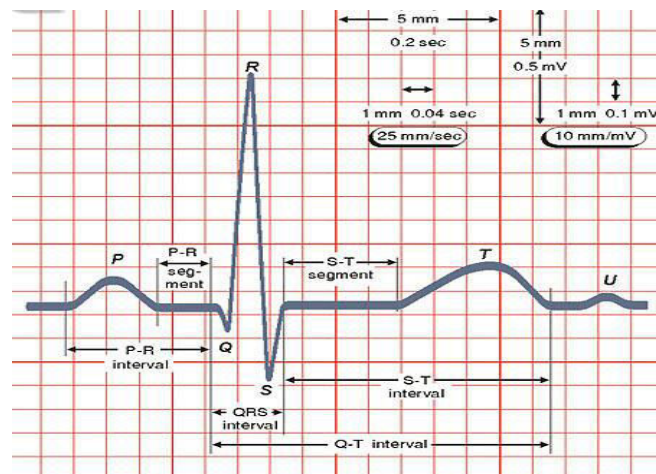
Následující Tab. 2.1 popisuje umístění jednotlivých elektrod pro snímání EKG záznamu unipolárních hrudních svodů.

Tab. 2.1 Umístění elektrod unipolárních hrudních svodů

Název elektrody	Místo umístění elektrody
V1	4. mezižebří u hrudní kosti vpravo
V2	4. mezižebří u hrudní kosti vlevo
V3	uprostřed V2-V4
V4	5. mezižebří v levé čáře vedené středem klíčky
V5	5. mezižebří v levé čáře vedené na předním podpaží
V6	5. mezižebří v levé čáře vedené středem podpaží

2.2 Popis elektrokardiografické křivky

Elektrokardiografická křivka je grafickým výstupem elektrokardiografického měření. Na Obr. 2.4 je znázorněn její fyziologický průběh. EKG křivka představuje soubor vln a kmitů, následujících v určitém pořadí a odpovídající změnám elektrické aktivity srdce, tj. šíření akčních potenciálů svalovinou myokardu. Během jedné srdeční akce u fyziologicky zdravého jedince na EKG křivce lze zaznamenat pět charakteristických výchylek po obě strany izoelektrické linie, rovné nulové čáry [3]. Z hlediska následujícího zpracování elektrokardiografického záznamu mezi nejdůležitější vlastnosti každé z výchylek lze přiřadit její charakter průběhu, dobu trvání, polaritu a spektrální vlastnosti [5]. Pro vyhodnocení EKG záznamu důležitou roli hrají následující vlny, kmity a intervaly:



Obr. 2.4: Fyziologická EKG křivka s vyznačenými vlnami, kmity a intervaly. Převzato z [4]

Vlna P odpovídá depolarizaci síní. Má většinou pozitivní výchylku, až na svody aVR a V1. Její amplituda je kolem $300 \mu\text{V}$ a doba trvání nepřekračuje hodnotu 120 ms. V případě některých srdečních patologií, jako je například fibrilace síní, může chybět nebo mít změněný tvar a charakter průběhu. Obsahuje frekvenční složky do 15 Hz [3] [4] [9].

QRS komplex se skládá ze dvou negativních (Q a S) a jedné pozitivní (R) výchylky. Reprezentuje depolarizaci komor a graficky neviditelnou repolarizaci síní. Je nejvýraznější částí záznamu, kde na začátku dochází k rychlému vzrůstu napětí do 2-3 mV a pak k prudkému poklesu do záporných hodnot. Fyziologicky QRS komplex trvá 60-100 ms, avšak při poruchách převodního systému srdečního může dojít i k jeho prodloužení. Podle výkonové spektra výrazná část jeho energie je soustředěna na frekvencích od 5 do 15 Hz [3] [4] [9].

T vlna je zpravidla pozitivní a má stejný směr jako QRS komplex. Charakterizuje repolarizaci komor, tj. návrat ke klidovému stavu. Má hladký průběh, který může být ovlivněn nejen výskytem patologických onemocnění, ale i fyziologickými faktory, jako je

zátěž nebo stres. Těsně za T vlnou následuje malá U vlna, původ které v současné době není stanoven. V jednotlivých případech může dojít ke splývání posledních dvou vln, což má za následek jejich obtížnou detekci. Stejně jako P vlna obsahuje jen nízkofrekvenční složky do 10 Hz [3] [4] [9].

Interval PQ je definován jako vzdálenost mezi začátkem vlny P a začátkem komplexu QRS. Představuje dobu, za kterou elektrický vzruch překoná vzdálenost od sinoatriálního uzlu, kde je produkován, do Hisova svazku, který se větví na dvě komorová ramena a tím zajišťuje depolarizaci každé ze srdečních komor. Doba trvání se pohybuje v rozmezí 120-200 ms [3] [4] [9].

Interval RR je vzdálenost mezi dvěma sousedními QRS komplexy a poskytuje informace o pravidelnosti srdečního rytmu. Určení doby trvání RR intervalů je podstatou stanovení srdeční frekvence. Porovnáním srdeční frekvence s fyziologickou hodnotou se dá stanovit jednotlivý typ arytmie, o který se v konkrétním případě jedná [3] [4] [9].

Interval QT se měří od začátku QRS komplexu do konce vlny T. Odpovídá změnám elektrického napětí na srdeční komoře. Je to v podstatě časový interval od okamžiku zahájení depolarizace komor ke konci jejich repolarizace. Má hodnotu 350-450 ms [3] [4] [9].

3 METODY ROZMĚŘENÍ SIGNÁLŮ EKG

3.1 Úvod do zpracování biosignálů

Zpracování biosignálů je vědeckým oborem, který se zabývá analýzou, modifikací a syntézou biosignálů. Mechanismus zpracování zahrnuje etapu předzpracování, analýzy a klasifikace předem záznamovaných biosignálů.

Předzpracování představuje filtraci, která je nezbytná pro odstranění některých nežádoucích frekvenčních složek, obsažených v biosignálu. Filtrace probíhá za pomoci různých filtrů, které se podle impulsních charakteristik a jejich délek, filtrovaného pásma a dalších vlastností rozdělují do několika skupin. Nejjednodušší z hlediska návrhu v prostředí Matlab jsou FIR filtry (s konečnou impulsní charakteristikou), protože mají přesně danou lineární fázovou charakteristiku. Nejčastěji se ovšem používají Lymnovy filtry, které tvoří podskupinu filtrů FIR. Realizace filtrů je v programovacím prostředí Matlab zprostředkovaná pomocí příkazů *filtfilt* nebo *fir1*. První zpoždění eliminuje, v případě druhého je třeba se zpožděním počítat [4] [10].

Analýza biosignálů zahrnuje postupy, na základě kterých lze biosignály hodnotit z hlediska jejich vybraných vlastností:

1. **Spektrální analýza** umožňuje pomocí Fourierovy transformace zjistit spektrum biosignálu, jinými slovy rozložit signál na veškeré harmonické složky, ze kterých se skládá.
2. **Časově-frekvenční analýza** zachytí vývoj krátkodobých spekter u biosignálu, jehož charakter se v čase mění. Výsledkem této metody je spektrogram, který představuje dvojrozměrný obraz, v němž každé spektrum, a to buď amplitudové nebo výkonové je zobrazeno úzkým svislým proužkem a každá hodnota je vyjádřena odstínem šedi [10].
3. **Korelační a autokorelační analýza** se provádí v časové oblasti a jejím hlavním principem je hledání podobnostních vztahů, jak mezi jednotlivými biosignály, tak i v rámci jednoho biosignálu mezi dvojicemi hodnot v různých vybraných časových okamžicích [10].
4. **Segmentaci** se rozumí rozdělení původního signálu na soubor segmentů nebo výběr určitého úseku, vhodného pro další zpracování [4].

5. **Rozměření biosignálu** představuje detekce a popis jednotlivých vln a intervalů vstupního předzpracovaného biosignálu [4].

Posledním krokem zpracování biosignálů je **klasifikace**, tj. přiřazení každého biosignálu do jedné z označených tříd na základě stanovených parametrů nebo příznaků. Klasifikace biosignálů za pomoci speciálně nastavených programů a algoritmů se v současné době neuplatňuje. Automaticky vygenerované vyhodnocení biosignálu pro jeho platnost musí být potvrzeno odborným lékařem [4].

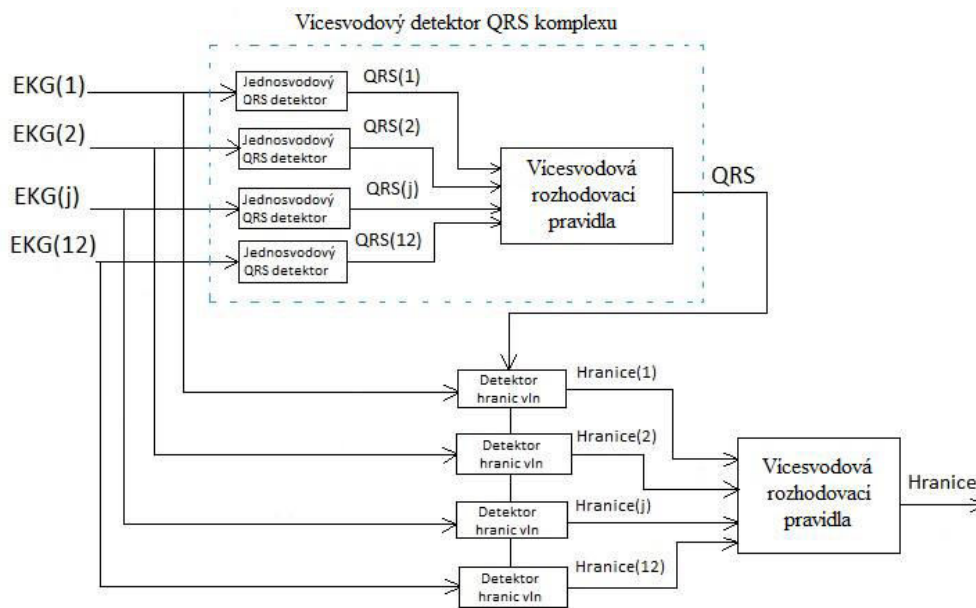
Daná bakalářská práce je zaměřena pouze na rozměření EKG signálů, které lze definovat jako krok analýzy signálů, při kterém dochází k detekci jednotlivých významných úseků signálů pro následující vyhodnocení. V případě EKG signálů si pod pojmem rozměření lze představit nalezení všech vln a kmitů EKG křivky včetně lokalizace začátků a konců, amplitudy, doby trvání. Z medicinského pohledu do nejdůležitějších detekcí patří R vlna, začátek a konec QRS komplexu, začátek a konec P vlny a konec vlny T. Základem úspěšného a přesného rozměření je spolehlivá detekce QRS komplexu respektivě vlny R, která se detekuje nejsnadněji. Rozměření EKG signálů se dělí na automatické, které probíhá v režimu off-line a rozměření v reálném čase (on-line). Dále se zaměříme na automatické rozměření, kde vstupním signálem je jeden z nahraných EKG záznamů z databáze CSE.

V následujících kapitolách budou popsány dvě metody automatického rozměření signálů. První je založená na výpočtu první diference signálu a druhá na nalezení obálky signálu.

3.2 Metoda autorů Laguna, Jané a Caminal

Metoda autorů Laguna, Jané a Caminal [11] je v rámci dané semestrální práce považována za základní metodu automatického rozměření signálu EKG. Elektrokardiografický záznam je tady snímán v patnácti svodech, mezi které patří bipolární a unipolární končetinové svody, unipolární hrudní svody a ortogonální svody. Princip jejich umístění a měření výsledného napětí je podrobně popsán kapitole 2.1. Na Obr. 3.1 je znázorněné blokové schéma metody.

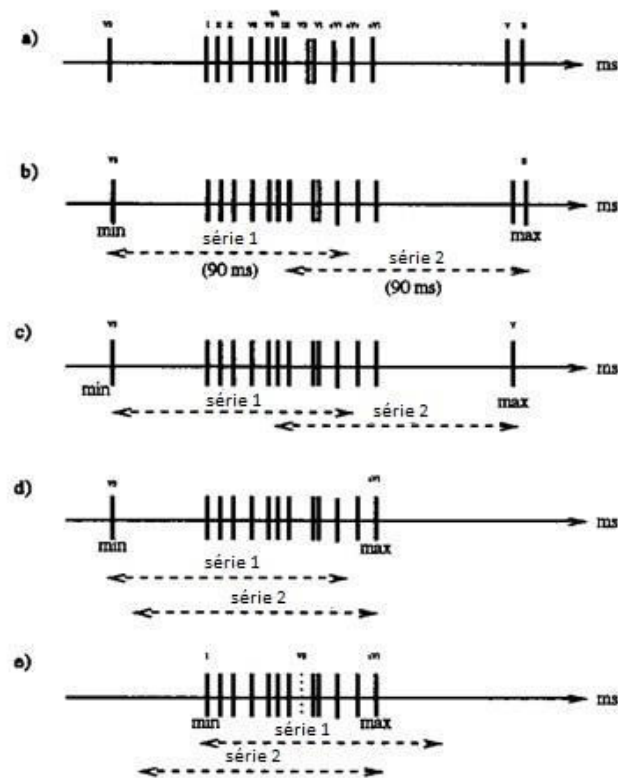
Prvním krokem metody je **předzpracování signálů EKG** v každém ze svodů. Předzpracování je důležitou částí celé metody, protože umožňuje kvalitativně upravit signál a tím se podílet na dosažení lepších a přesnějších výsledků při detekci jednotlivých vln a kmitů. Zahrnuje lineární filtrace signálu a metody nelineární transformace. Pro potlačení driftu, tj. kolísání nulové izoliny signálu vlivem elektrochemických změn na rozhraní elektrody a kůže pacienta, používají se Lynnovy filtry typu pásmové propusti, kde filtrační pásmo je ohraničeno dolní mezní frekvencí kolem 0,8 Hz a horní mezní frekvencí do 18 Hz. Tyto filtry jsou taky vhodné pro potlačení nežádoucích vysokofrekvenčních složek signálu a dalších typů rušení.



Obr. 3.1: Blokové schéma metody autorů Laguna, Jané a Caminale. Převzato z [11].

Předzpracování signálů dále pokračuje využitím první diference, která poskytuje informaci o strnosti hran jednotlivých vln a kmitů. Pro jednoduchost představy se první diference dá porovnat s první derivací pro spojitou funkci, kde derivace odpovídá rychlosti změn časového průběhu funkce. Po první diferenci se signály umocňují na druhou a vyhlazují se pomocí metody nelineární transformace založené na integračním plovoucím okně. Šířka plovoucího okna se nastavuje na hodnotu kolem 95 ms a odpovídá předpokládané průměrné délce jednotlivého komplexu, kmitu či vlny.

Po fázi předzpracování signálů následuje samotná **detekce QRS komplexů**. Detekce QRS komplexů v každém ze svodů se provádí pomocí jednoduchého jednosvodového detektoru, popsaného v metodě Pana a Tompkinsa [12]. Jednosvodový detektor vychází z principu detekce strnosti hran jednotlivých QRS komplexů. Práh je tady adaptivní a mění se v závislosti na strnosti hran předchozího QRS komplexu. V případě překročení práhové hranice je QRS komplex považován na úspěšně detekovaný. Vstupem vícesvodového detektoru je pak množina detekovaných QRS komplexů ze všech svodů, která se označuje symbolem $QRS_j(i)$, kde i odpovídá pořadí jednotlivého QRS komplexu v rámci j -tého svodu. Tak pro první detekovaný QRS komplex ve svodě číslo 2 pak platí zápis $QRS_2(1)$. Ovšem množina $QRS_j(i)$ kromě správně detekovaných komplexů může obsahovat i falešně detekované QRS komplexy. Proto pro kontrolu výstupních dat je zapotřebí používat vícesvodová rozhodovací pravidla. Princip vícesvodového rozhodovacího pravidla, používaného v metodě [11] je zobrazen na Obr. 3.2, kde:



Obr. 3.2: Vicesvodové rozhodovací pravidlo metody autorů Laguna, Jané a Caminale.

Převzato z [11].

Horní část Obr. 3.2 představuje časovou osu v jednotkách ms, na které jsou vyznačené čáry. Každá z nich reprezentuje časový okamžik, ve kterém došlo k výskytu i -tého QRS komplexu z množiny $QRS_j(i)$ ($j = 1,2,3 \dots 15$). Počet čar odpovídá počtu svodů, ve kterých byl detekován i -tý QRS komplex. První čára zleva odpovídá minimální časové pozici detekovaného QRS komplexu z množiny $QRS_j(i)$ ($j = 1,2,3 \dots 15$) a považuje se za minimum, poslední čára určuje maximální časovou pozici a je označena za maximum. Na základě maxima a minima se QRS komplexy dělí do dvou sérií o délce 90 ms. Jak je vidět z Obr. 3.2 série č.1 zahrnuje 11 vzorků, série č.2 jenom 8. Důležitou poznámkou je, že některé vzorky se mohou vyskytnout v každé sérii. Dále dochází k porovnání dvou sérií. V případě, že obě obsahují stejný počet vzorků množiny $QRS_j(i)$ ($j = 1,2,3 \dots 15$), předpokládá se, že i -tý QRS komplex je detekován správně v každém ze svodů. V případě, že série obsahují odlišný počet vzorků, hraniční pozice ze série s menším počtem vzorků má být odstraněna. Jestli je odmítnutá pozice maximum, to znamená, že špatně detekovaný QRS komplex patří dalšímu srdečnímu kmitu v příslušném svodě podle vzorce (7). Odstranění minima může být způsobené falešně pozitivní detekcí QRS komplexu. Za správnou detekci se v tomto případě považuje následující QRS komplex v daném svodě podle vzorce (8). Příklad odstranění minima lze vidět dolní části Obr. 3.2. Cyklus rekurzivně pokračuje, dokud obě série nejsou

identické a zbylé pozice jsou považované za správné detekce i -tého QRS komplexu v každém ze svodů. Svody, kde i -ty QRS komplex není detekován nebo jeho detekce je odmítnutá v předcházejících krocích, nepodléhají dalšímu zpracování.

$$QRS_j(l) = QRS_j(l - 1)(l \gg i + 1) \quad (7)$$

$$QRS_j(l) = QRS_j(l + 1)(l \gg i) \quad (8)$$

Dalším krokem metody automatického rozměření je **detekce a identifikace jednotlivých vln a kmitů EKG signálů**. Za vstupní data je tady považovaná množina správně detekovaných QRS komplexů z předchozího kroku metody. Tato množina obsahuje pouze informace o pozicích detekovaných QRS komplexů, bez ohledu na rozpoznání jednotlivých vln (Q, R nebo S). Speciálně nastavený identifikátor zkoumá okolí každého QRS komplexu a vyhledává blízké vrcholy. V závislosti na polaritě a přibližných hodnotách sousedních vrcholů se identifikátor rozhoduje, o jaký kmit QRS komplexu se jedná.

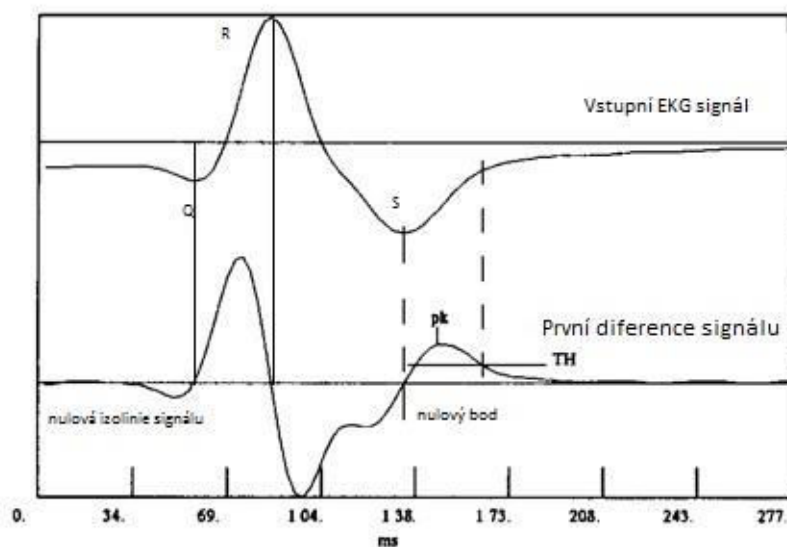
Vlny P a T mají jiné spektrální vlastnosti než QRS komplex, proto se nejprve na předzpracované signály aplikuje filtr na dolní propust' s hodnotou dolní mezní frekvence kolem 12 Hz. K detekci P vlny se pak používá plovoucí okno o délce 155 ms se startovací pozici nastavenou na hodnotu 225 ms před začátkem R vlny. Délka okna není pevně stanovena a v případě přítomnosti v okně vlny Q nebo T může být zkrácena. V rámci okna se hledá maximální a minimální hodnota. Jsou-li obě hodnoty větší, než 2% od maximální hodnoty sklonu QRS komplexu, je pak vlna P detekována. V opačném případě algoritmus předpokládá, že vlna P v daném svodě přítomná není. Lokalizace P vlny se pak určuje podle nulové izoliny signálu, a to v intervalu ohraničeném maximální a minimální hodnotou. Na podobném principu je založená detekce vlny T. Výjimku tvoří jen délka plovoucího okna, která se přizpůsobuje tepové frekvenci.

Posledním krokem metody je **detekce hranic (začátků a konců) jednotlivých vln a kmitů**. Na Obr. 3.3 lze vidět příklad detekce konce QRS komplexu. Nulový bod předzpracovaného signálu odpovídá pozici výskytu S vlny v původním signálu. Mechanismus detekce je zahájen vyhledáváním vrcholu, nejbližšího k nulovému bodu. Tento vrchol pk odpovídá maximálnímu sklonu vlny S. Konec QRS komplexu se určuje podle práhu TH , vycházejícího ze vztahu (9):

$$TH = \frac{t(pk)}{k} \quad (9)$$

kde $t(pk)$ je časový okamžik výskytu vrcholu pk , k je konstanta, TH je práh.

Hodnota konstanty k se určuje experimentálně podle nejlépe dosažených výsledků detekce. Detekce začátků a konců zbyvajících vln probíhá stejným způsobem.



Obr. 3.3: Detekce konce QRS komplexu podle metody autorů Laguna, Jané a Caminale.
Převzato z [11].

Výstupem jednosvodového detektoru je pak množina, která obsahuje informace o detekovaných hranicích všech vln a kmitů EKG signálu v rámci jednoho svodu. Vícesvodový detektor zpracovává data, získané v každém ze svodů a na základě vícesvodového rozhodovacího pravidla určuje jednu hranici, která je považována za správný začátek nebo konec příslušné vlny. Většinou taková hranice je detekována ve svodu, kde elektrická aktivita srdce trvá nejdelší dobu.

3.3 Metoda autorů Chouhan, Mehta, Lingayat

Metoda autorů Chouhana, Mehta a Lingayata [13] je další z možného spektra metod, používaných k automatickému rozměření signálů EKG. V této kapitole bude pouze popsán její základní princip a jednotlivé kroky. Podrobnější informace jsou obsažené v odpovídající odborné publikaci [13].

Počáteční fází metody je předzpracování vstupního signálu EKG, snímaného ve dvanácti standartních svodech. Zahrnuje filtraci signálu, založenou na kumulaci s tak zvaným plovoucím oknem. Pod pojmem kumulace se tady rozumí speciální typ filtrace, který je založen na průměrování a využití opakování užitečného signálu o konečné délce. Slouží hlavně k odstranění nežádoucího náhodného šumu a zvyšování poměru signálu k šumu (PSŠ) [10]. Délka okna se může pohybovat v rozmezí od 8 do 14 vzorků. Ovšem autoři metody uvádí, že nejlepších výsledků lze dosáhnout nastavením délky okna na hodnotu 11 vzorků.

Dalším krokem předzpracování je odstranění driftu (korekce nulové izoliny signálu) na základě odhadu trendu signálu EKG. Rozdíl mezi trendem signálu a nulovou izolínou je pak odstraněn posunem signálu ve svislé rovině.

Detekce a identifikace QRS komplexů, která je zároveň nejzákladnější částí celého algoritmu je poměrně složitá a obsáhle představena v publikaci [13]. Jejím předpokladem je vytvoření rysového signálu, který vzniká transformací předzpracovaného signálu a jako výsledek má modifikovanou definici sklonu. Následně rysový signál podléhá normalizaci, a to vydělením každého prvku maximální hodnotou. Takto upravený signál je používán pro samotnou detekci QRS komplexů, která je zprostředkována aplikací obdélníkových impulsů. Soubor detekovaných QRS komplexů se pak skládá z impulsů, jejichž amplituda je minimálně o 5 % větší, než hodnota normalizovaného signálu. Nastavením prahové hodnoty je tento soubor zmenšen o falešně detekované QRS komplexy a zbývající detekce jsou považované za úspěšné. Identickým způsobem probíhá i rozměření vlny P a T.

4 DATABÁZE CSE

Databáze CSE (Common Standards for quantitative Electrocardiography) je placenou databází vytvořenou pro účely vyhodnocování úspěšnosti programů pro analýzu EKG záznamů. Třívodová databáze CSE obsahuje 250 originálních a 310 umělých EKG záznamů. Vícesvodová databáze CSE obsahuje 250 originálních a 250 umělých EKG záznamů. Každý EKG záznam představuje závislost napětí v mV na vzorcích, na který je předem navzorkován kmitočtem 500 Hz. Délka každého záznamu je ohraničená hodnotou 10 až 5000 vzorků. Kromě vstupních EKG záznamů databáze také obsahuje referenční pozice klíčových vln a kmitů pro vícesvodové originální záznamy [14].

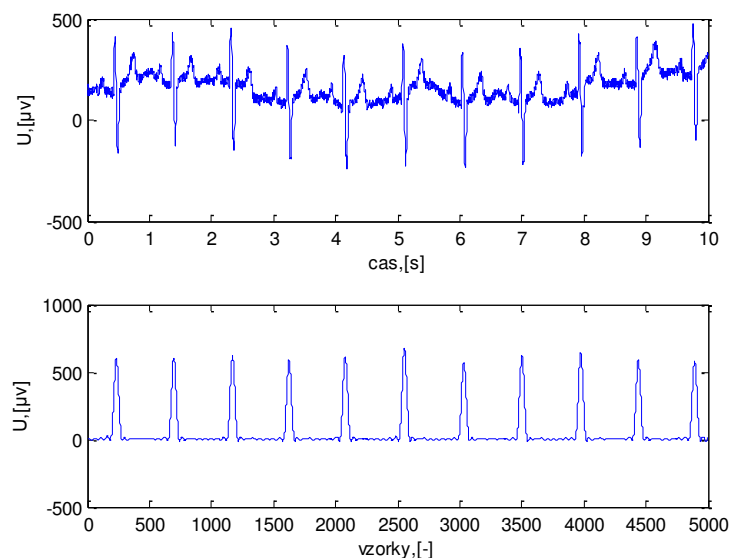
5 REALIZACE AUTOMATICKÉHO ROZMĚŘENÍ SIGNÁLŮ EKG

Praktická část bakalářské práce představuje program, realizující automatické rozměření signálů EKG. Navržený program vychází z metody autorů Laguna, Jané a Caminale [11]. Od původní metody se ovšem liší v několika ohledech, především nastavením koeficientů filtrů a prahových hodnot pro vyhledávání hranic jednotlivých vln. Veškeré odchylky navrženého programu oproti původní metodě jsou podrobně popsány v následujících kapitolách bakalářské práce. Realizovaný program je v rámci dané práce otestován na 125 dvanáctisvodových záznamech z databáze CSE. Dosažené výsledky jsou okomentované a na základě statistických metod porovnané s výsledky zveřejněnými autory metody.

5.1 Realizace detektoru QRS komplexu

Předpokladem úspěšného rozměření EKG signálu je správná detekce QRS komplexů, které lze dosáhnout kvalitním předzpracováním signálu a spolehlivým nastavením prahových hodnot detektoru. Poloha detekovaného QRS komplexu je tedy základním bodem pro vyhledávání dalších vln a jejich hranic. Chybná nebo nepřesná detekce by mohla znamenat nízké hodnoty dosažené senzitivity a prediktivity detektoru, a v jednotlivých případech by mohla vést k selhání celého rozměřovacího algoritmu. Detektor zahrnuje blok předzpracování signálu, detekce vlny R v každém ze svodů a vícesvodové rozhodovací pravidlo. Předzpracování signálu je nezbytné jak z hlediska odstranění rušení, způsobeného driftem, který se vyskytuje na záznamech databáze CSE poměrně často, síťovým brumem na 50 Hz a nežádoucími vysokofrekvenčními složkami, tak i z hlediska úmyslného zdůraznění QRS komplexů. V daném rozměřovacím algoritmu je pro výše uvedené účely na vstupní signál EKGV použit FIR (s konečnou impulsní charakteristikou) filtr typu pásmové propusti. Podle metody autorů Laguna, Jané a Caminale [11] dolní mezní frekvence by měla být nastavená na hodnotu 0,8 Hz a horní mezní frekvence na 18 Hz. Během vypracování bakalářské práce se ukázalo, že lepší výsledky lze dosáhnout posunutím dolní mezní frekvence na vyšší hodnotu 6 Hz. Volba hranic filtrovaného pásma vycházela ze spektrálních vlastností QRS komplexu, převážná část energie kterého je soustředěna na kmitočtech od 5 Hz do 15 Hz. Tímto způsobem filtrovaný signál je v dané bakalářské práci označen zkrátkou EKG_{GPB}. Dále následuje výpočet první diference signálu, která uvádí informace o strnlosti hran filtrovaného signálu, jeho umocnění na druhou a vyhlazení. Signál po první diferenci má zkratku EKG_{DER}, po umocnění na druhou a vyhlazení EKG_{SQ}.

Na Obr. 5.1 lze vidět ukázkou vstupního EKG záznamu a výsledek jeho předzpracování - signál EKGSQ.

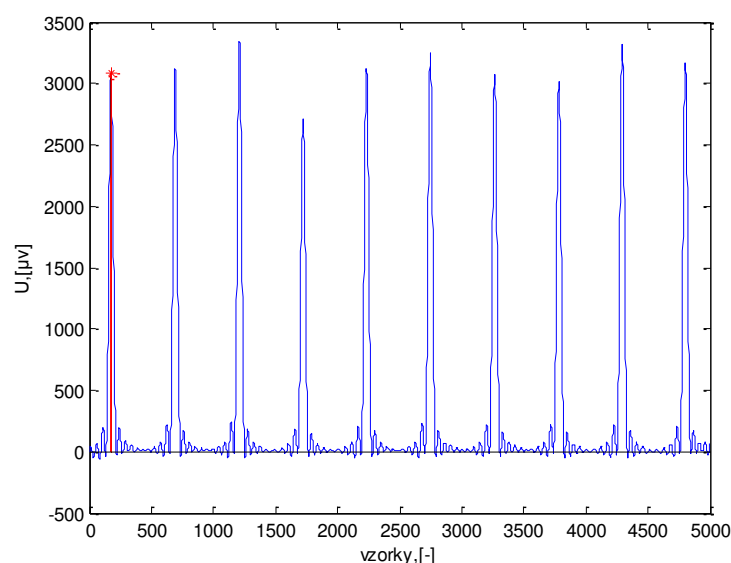


Obr. 5.1: Ukázkou předzpracování signálu M01-001-12 pro detekce QRS komplexu, I. svod

Samotná detekce QRS komplexů je realizovaná pomocí jednosvodového detektoru aplikovaného na signál EKGSQ. V semestrální práci byl představen detektor s adaptivním prahem, kde hodnota prahu pro následující QRS komplex se vypočítávala na základě amplitudy předchozího QRS komplexu přes definovanou konstantu úměrnosti. Detekce probíhala v okně o délce 1 s neboli 500 vzorků, kde se hledali všechny píky větší, než aktuální práh. Sensitivita detektoru se pohybovala v rozmezí 10-100 %. Selhání detektoru Obr. 5.2 v případě některých signálů (M01-008-12, M01-010-12, M01-015-12 adt.) by znemožnilo aplikaci kompletního rozměrovacího algoritmu. Z tohoto důvodu původní detektor byl nahrazen jednodušším detektorem s pevně stanoveným prahem p_q podle vzorce (10):

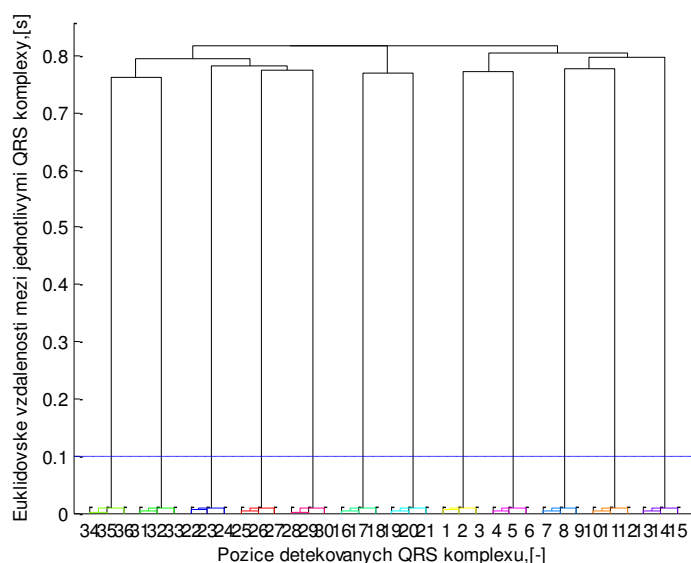
$$p_q = 3 * \frac{1}{N} * \sum_{i=1}^N x(n) \quad (10)$$

kde N je počet vzorků vstupního navzorkovaného signálu $x(n)$, p_q je práh.



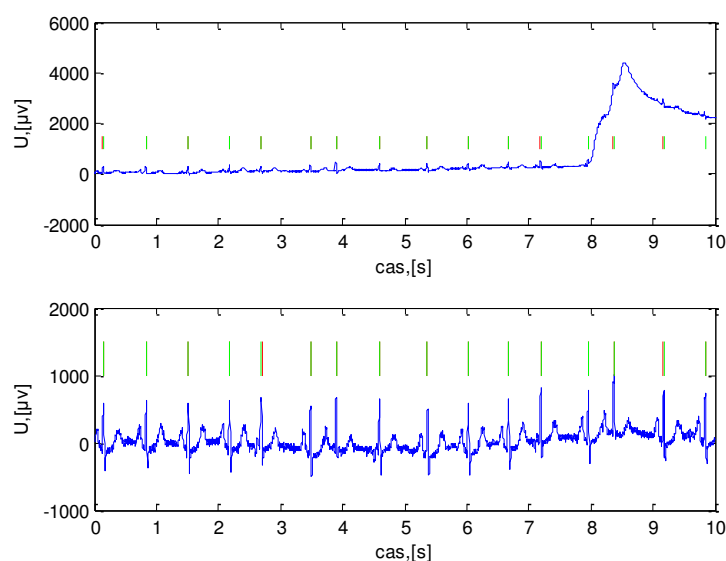
Obr. 5.2: Ukázka selhání detektoru QRS komplexu na signálu M01-008-12, III.svod

Dalším krokem je použití vícesvodového rozhodovacího pravidla na detekované lokální pozici QRS komplexů v každém ze svodů. Pod pojmem vícesvodového rozhodovacího pravidla lze jednoduše představit algoritmus, který na základě lokálních pozic vyhledává pozice globální, jinými slovy společné pro všechny svody v rámci celého EKG záznamu. Princip vícesvodového rozhodovacího pravidla, používaného v metodě autorů Laguna, Jané a Caminale [11] je podrobně popsán v rámci příslušné kapitoly 3.2. Dá se říci, že je poměrně složitý a výpočetně náročný, proto v dané bakalářské práci je nahrazen shlukovou analýzou. Shluková analýza je definovaná jako soubor postupů, vedoucích ke seskupování podobných objektů do shluků. Existuje celá řada různých metod pro shlukování dat, které se od sebe liší principem měření vzdálenosti mezi objekty nebo jejich výsledným spojováním do shluků a klasifikace. Nejlepších výsledků se podařilo dosáhnout použitím hierarchické metody nejbližšího souseda s nastavením hodnoty minimální vzdálenosti na 0,28 s neboli 140 vzorků. V první řadě se tedy vypočítává matice euklidovských vzdáleností mezi všemi možnými dvojicemi pozic QRS komplexů. Dále jsou QRS komplexy přiřazeny do jednotlivých shluků na základě minimální vzdálenosti mezi sousedními QRS komplexy. Hodnotu minimální vzdálenosti lze odvodit na základě průměrné doby trvání RR intervalů a samotných QRS komplexů. Shluky, obsahující detekce QRS komplexů minimálně z poloviny svodů (v případě dvanačtivodového EKG je to 6), jsou pak používány pro určení globálních pozic jako mediánů [9]. Na Obr. 5.3 je znázorněn grafický výstup shlukové analýzy-dendrogram pro záznam M01-004-12. Na základě dendrogramu na Obr. 5.3 lze stanovit, že soubor lokálních pozic byl rozdělen do 12 samostatných shluků, z kterých je každý na Obr. 5.3 znázorněn jinou barvou. Tento počet shluků odpovídá výslednému počtu globálních pozic QRS komplexů.



Obr. 5.3: Dendrogram shlukové analýzy QRS komplexů pro signál M01-004-12 I., II, III. svod

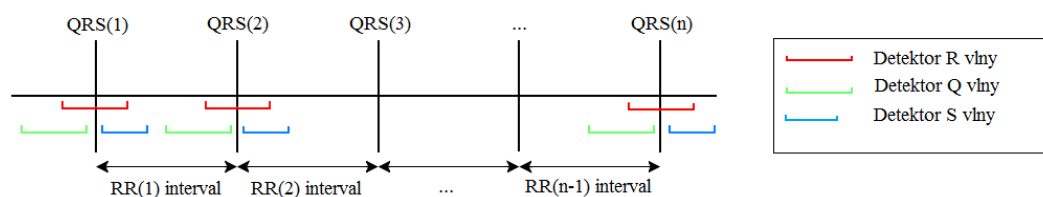
Globální pozice oproti lokálním mají několik určitých výhod. Nejdůležitější z nich je schopnost nahradit chybějící pozice QRS komplexů, které jsou přítomny ve více než polovině svodů. Příkladem může sloužit signál M01-006-12 (Obr. 5.4), kde v prvním svodu počet detekovaných pozic je 15, v ostatních svodech je ovšem 16. Absence poslední pozice QRS komplexu v prvním svodu je úspěšně nahrazena. Dalším faktorem ovlivňující přesnost detekce jsou chyby, způsobené nedokonalostí přístroje a podmínek při měření EKG záznamů. Při snímání, nahrávání záznamů může docházet ke zpoždění signálu v některém ze svodů, což má za následek posunutí skutečných pozic QRS komplexů. Nalezením globálních pozic tuto chybu částečně eliminujeme.



Obr. 5.4: Detekce globálních pozic (zeleně) a lokálních pozic (červeně) QRS komplexů signálu M01-006-12, I. a II. svod

5.2 Rozměření QRS komplexu

Rozměření komplexu QRS zahrnuje mechanismy detekce R, Q a S vln a jejich hranic. Blokové schéma rozměřovacího algoritmu je představeno na Obr. 5.5. Vstupními daty je množina detekovaných globálních pozic QRS komplexů z předchozího kroku metody. Princip detekce všech vln je stejný a spočívá ve zkoumání okolí každého QRS komplexu v pevném okně o určité délce, ve kterém se hledá pozice nejmenší hodnoty signálu EKGDER. Přehledná Tab. 5.1 obsahuje informace o nastavení detektorů, reprezentuje hodnoty délek pevných oken, pozice jejich začátků a konců v jednotkách milisekund. Záporné znaménko před hodnotou znamená, že okno je lokalizováno před QRS komplexem, kladné naopak znamená lokalizaci za ním (Obr. 5.5). Jednotlivé hodnoty uvedené v Tab. 5.1 jsou zjištěny empiricky a vycházejí z fyziologických předpokladů. Tak délka pevného okna pro Q vlnu je omezena QR intervalem, doba trvání nemá překročit hodnotu 80 ms. Při nedodržení podmínky může dojít k falešným detekcím.



Obr. 5.5: Princip umístění oken pro detekce R, Q a S vlny

Tab. 5.1: Nastavení detektorů pro detekce R, Q a S vlny

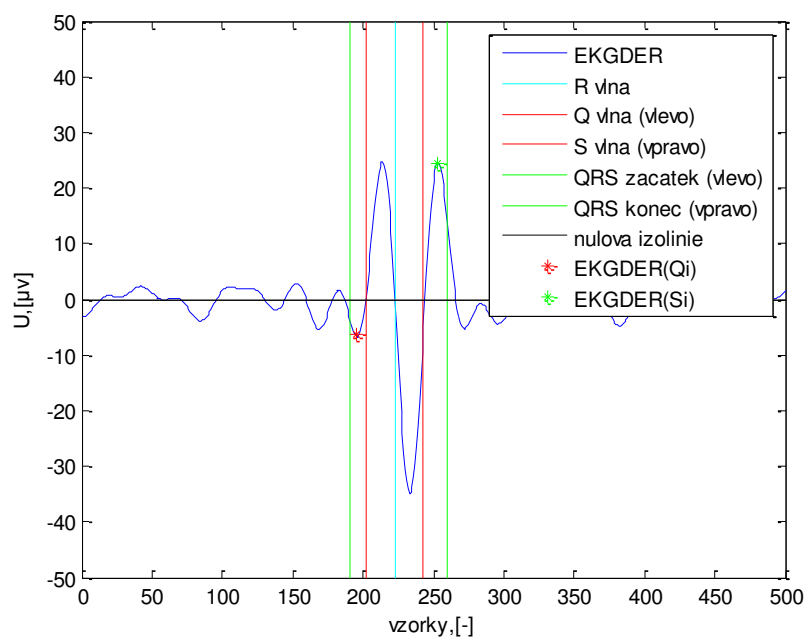
Označení detektoru	Délka pevného okna, [ms]	Startovací pozice pevného okna, [ms]	Konečná pozice pevného okna, [ms]
Detektor R vlny	40	-20	+20
Detektor Q vlny	40	-50	-10
Detektor S vlny	30	+10	+40

Stanovení začátku QRS komplexu se pak odvíjí od pozice Q vlny, která je označovaná za proměnnou Q_p . Q_p je bod procházející nulovou izolíní signálu před vlnou R. Dalším krokem se v okně o stanovené délce hledá taková pozice Q_i , která odpovídá maximální strnosti signálu EKGDER v daném intervalu. Práh H_q pro nalezení začátku QRS komplexu je definován podle (11):

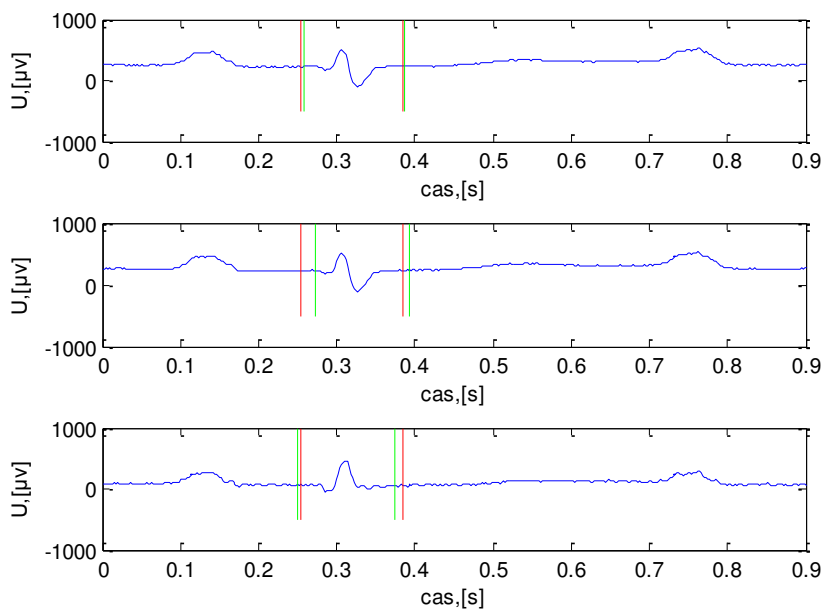
$$H_q = \frac{EKGDER(Q_i)}{k_q} \quad (11)$$

kde $EKGDER$ je předzpracovaný signál, Q_i je pozice maximální strnosti signálu $EKGDER$, H_q je práh, k_q je konstantou úměrnosti nastavenou v rámci relalizovaného programu na hodnotu 1,8.

Výslednou pozicí začátku QRS komplexu je taková pozice, která jako první překročí prahovou hodnotu před bodem Q_i v signálu EKGDER v rámci stanoveného okna. Konec QRS komplexu se hledá shodným způsobem s výjimkou nastavení konstanty k_s na hodnotu 3 [15]. Na Obr. 5.6 je znázorněné lokální rozměření prvního QRS komplexu v signálu EKGDER s vyznačením důležitých bodů, tj. detekovaných pozic R, Q, a S vln, začátku a konce QRS komplexu. Na Obr. 5.7 jsou uvedeny výsledky globálního a lokálního rozměření QRS komplexů pro vybraný signál. Pro lepší představu je znázorněn pouze jeden QRS komplex v prvních třech svodech vstupního signálu. Lokální rozměření je tady znázorněno zelenou barvou, globální červenou. Výsledky dosažené na Obr. 5.7 také mohou sloužit jako důkaz vysoké přesnosti navrženého rozměřovacího algoritmu. Globální a lokální pozice u většiny signálů jsou velmi shodné, v jednotlivých případech dochází i k jejich vzájemnému překrývání.



Obr. 5.6: Ukázka lokálního rozměření 1. QRS komplexu signálu M01-001-12, I. svod



Obr. 5.7: Ukázka globalního rozměření (červeně) a lokálního (zeleně) signálu M01-047-12, I., II. a III. svod

5.3 Rozměření P vlny

Rozměření vlny P zahrnuje mechanismy detekce samotné P vlny a její hranic, tj. pozic začátku a konce. Náročnost rozměřovacího algoritmu je dána jiným předzpracováním vstupního signálu a nutností použití bloku pro zpřesnění dříve detekovaných pozic Q a S vln. V metodě autorů Laguna, Jané a Caminale [11] na signál EKGDER se aplikuje další filtrace Lynnovým filtrem na dolní propust s hodnotou horní mezní frekvence 12 Hz. K detekci P vlny se potom využívá plovoucího okna o délce 155 ms s počáteční pozicí 255 ms před začátkem R vlny. Program realizovaný v rámci bakalářské práce se v tomto ohledu s původní metodou skoro neshoduje. Důvodem nahrazení původní verze algoritmu je dosažení nízké úspěšnosti rozměření při nastavení detektoru podle výše uvedených parametrů. Na začátku vstupní signál EKGV je filtrován pomocí FIR filtru na pásmovou propust s dolním mezním kmitočtem 1 Hz a horním mezním kmitočtem 11 Hz. Hranice filtrovaného pásma jsou zvolené na základě výkonného spektra, kde vlny P a T se vyskytují na nižších kmitočtech, než QRS komplex. V úvahu se bere i schopnost filtru k potlačení rušivých frekvenčních složek. V následujícím kroku se vypočítává první diference, po které je signál označen zkrátkou EKGPT.

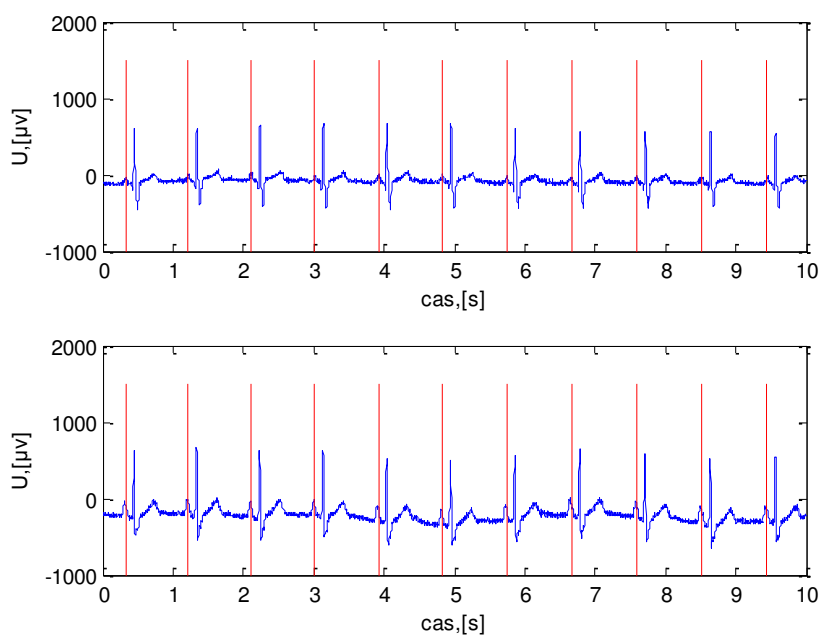
Základem úspěšné detekce P vlny je přesná definice délky a startovací pozice pevného okna, ve kterém se vlna P vyhledává. Poloha vlny P je do značné míry podmíněna tepovou frekvencí, ovšem nelze přesně odhadnout okamžik jejího výskytu. Změna tvaru, strnosti hran, doby trvání nebo absence vlny P v signálu mohou být ovlivněné celou řadou faktorů vnitřního prostředí pacienta, jeho životním stylem a podmínkami okolního prostředí. V současné době se daná problematika nachází ve stadiu výzkumu. Všechny hodnoty nastavení jednotlivých oken byly zjištěny empiricky a to následujícím způsobem: pro každý vstupní záznam se na základě počtu detekovaných R vln vypočítávala hodnota tepové frekvence, dále byly vyzkoušené různé délky nastavení oken v rozmezí 100-260 ms a jedna z nich byla zvolená za nejvhodnější. Měření se opakovaně provádělo na 30 záznamech. Dle statistického vyhodnocení dosažených výsledků bylo rozhodnuto rozdělit vstupní záznamy v závislosti na tepové frekvenci do tří skupin. Parametry nastavení pevných oken jsou uvedeny v Tab. 5.2, kde záporné znaménko před každou startovací pozicí znamená jeho lokalizaci před vlnou Q.

Za vlnu P je potom považován bod, procházející nulovou izolinií signálu mezi maximálním kladným a minimálním záporným vrcholem v rámci definovaného okna. Je-li počet detekovaných záporných vrcholů splňujících podmínku větší než jeden, je na základě výpočtu editačních vzdáleností vybrán ten, co se nachází nejbliž maximálnímu kladnému vrcholu.

Tab. 5.2: Nastavení okna pro detekce P vlny v závislosti na tepové frekvence

	Tepová frekvence (TF), [min^{-1}]		
	$0 \leq \text{TF} \leq 72$	$78 \leq \text{TF} \leq 114$	$\text{TF} \geq 120$
Startovací pozice okna, [ms]	-240	-240	-200
Konečná pozice okna, [ms]	-20	0	0
Délka okna, [ms]	220	240	200

Úspěšnost detekce P vln byla proměnlivá. Ukázka správné detekce P vln je uvedena na Obr. 5.8. Příklad selhání detektoru kvůli nepravidelnému výskytu P vln je znázorněn na Obr. 5.9, kde senzitivita detektoru dosáhla téměř nulových hodnot. Všechny detekované pozice jsou globální.

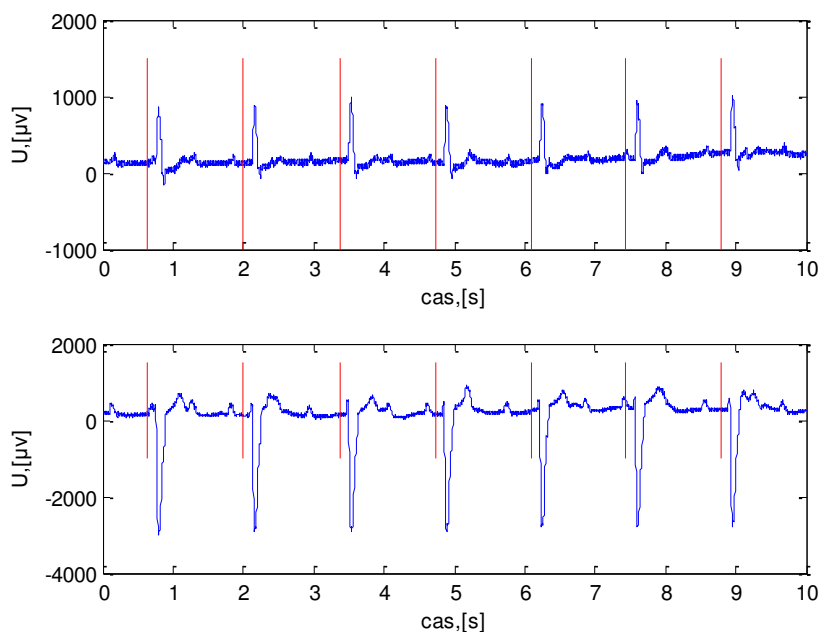


Obr. 5.8: Ukázka úspěšné detekce P vln signálu M01-041-12, I. a II. svod

Stanovení začátku a konce P vlny se odvíjí od lokální pozice předem detekované P vlny. Daný detektor je založen na stejném principu, jak výše zmíněný detektor hranic QRS komplexu. Práh pro detekci začátku P vlny H_{pb} se vypočítává podle vzorce (12):

$$H_{pb} = \frac{EKGP(T_i)}{k_{pb}} \quad (12)$$

kde $EKGPT(P_i)$ je hodnota maximální strnosti vstupního signálu $EKGPT$ v rámci definovaného okna, P_i je pozice pozice maximální strnosti, koeficient k_{pb} je konstantou úměrností, H_{pb} je práh. Konstantou úměrností pro detekci konce P vlny je k_{pe} .



Obr. 5.9: Selhání detektoru P vln signálu M01-010-12, I. a II. svod

Hodnoty nastavení jednotlivých oken pro detekce začátku a konce P vlny jsou obsažené v Tab. 5.3, Tab. 5.4 a Tab. 5.5 zahrnují informace o nastavení koeficientů k_{pb} a k_{pe} .

Rozměření vlny P lze jednoznačně ohodnotit jako nejnáročnější krok celého rozměřovacího algoritmu. Malé odchylky v nastavení detektoru P vlny a detektorů hranic měly za následek relativně velké posunutí detekovaných pozic o desítky vzorků, v jednotlivých případech se místo P vlny falešně detekovala vlna T (Obr.28). Problém byl vyřešen rozdělením koeficientů k_{pb} a k_{pe} do většího počtu skupin na základě tepové frekvence a maximální hodnoty signálu v rámci definovaného okna.

Ukázky rozměření P vlny jsou rozděleny do tři skupin podle kritéria úspěšnosti. První skupinu reprezentuje Obr. 5.10, kde u obou signálů dochází k přesné detekce začátku a konce P vlny. Druhou podkupinu Obr. 5.11 tvoří signály, u kterých je správně detekována jedna hranice (začátek nebo konec). Na Obr. 5.12 je uveden příklad úplného selhání detektoru hranic vlny P. V signálu M01-054-12 je detekována hodně nepřesně, v signálu M01-096-12 falešně.

Tab. 5.3: Nastavení okna pro detekci začátku a konce P vlny v závislosti na tepové frekvence

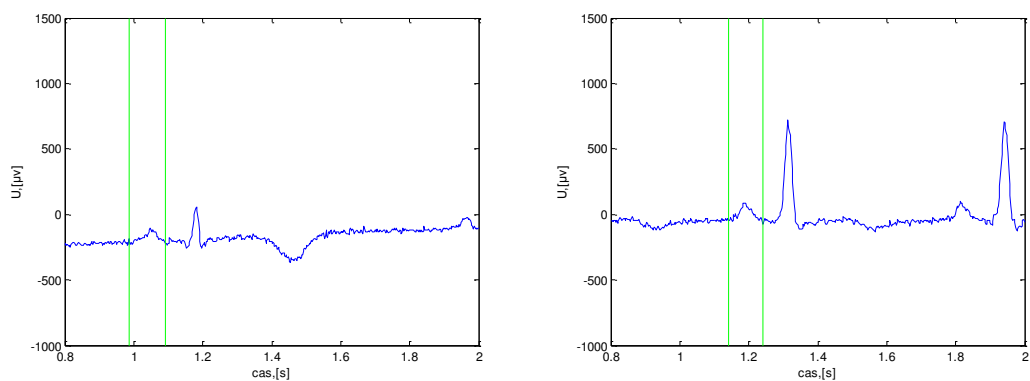
	Tepová frekvence (TF), [min^{-1}]		
	$0 \leq \text{TF} \leq 96$	$102 \leq \text{TF} \leq 120$	$\text{TF} \geq 126$
Startovací pozice okna, [ms]	-120	-80	-60
Konečná pozice okna, [ms]	0	0	0
Délka okna, [ms]	120	80	60

Tab. 5.4: Nastavení konstanty k_{pb} pro stanovení začátku P vlny

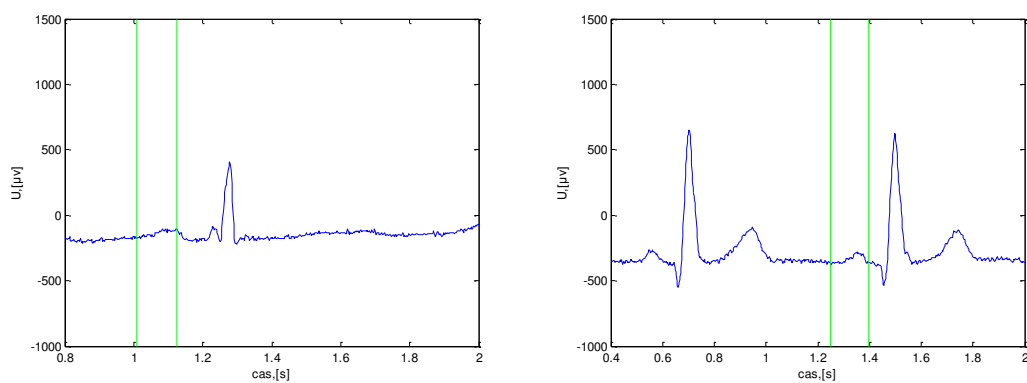
	Tepová frekvence (TF), [min^{-1}]		
	EKGPT(P_i), [mV]		
	$0 \leq \text{TF} \leq 66$		$\text{TF} > 66$
	EKGPT(P_i) < 4,8	EKGPT(P_i) > 11	$4,8 \leq \text{EKGPT}(P_i) \leq 11$
k_{pb}	3,5	1,1	2,0

Tab. 5.5: Nastavení konstanty k_{pe} pro stanovení konce P vlny

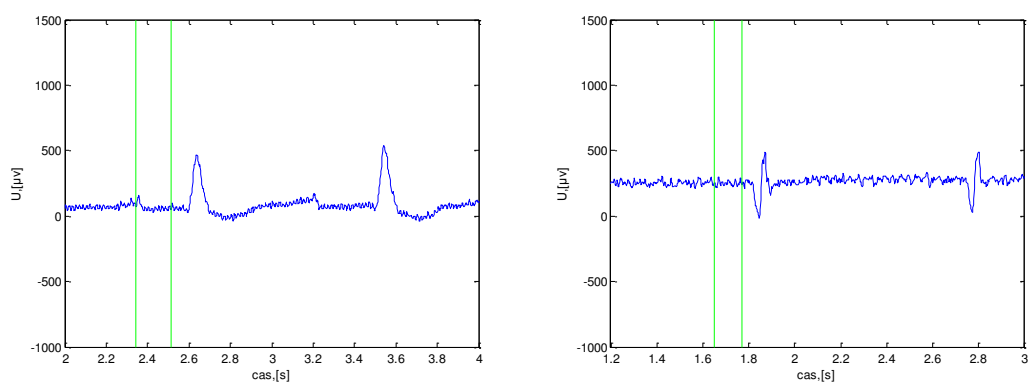
	Tepová frekvence (TF), [min^{-1}]		
	EKGPT(P_i), [mV]		
	$0 \leq \text{TF} \leq 60$	$\text{TF} > 60$	
	EKGPT(P_i) \forall R	EKGPT(P_i) < 6	EKGPT(P_i) > 6
k_{pe}	3,5	1,1	3,5



Obr. 5.10: Ukázka úspěšného rozměření 2. vlny P signálu M01-114-12 (vlevo) a M01-108-12 (vpravo), I. svod



Obr. 5.11: Ukázka úspěšného rozměření začátku 2. vlny P signálu M01-118-12 (vlevo) a neúspěšného rozměření konce 2. vlny P signálu M01-042-12 (vpravo), I. svod



Obr. 5.12: Ukázka neúspěšného rozměření 2. vlny P signálu M01-054-12 (vlevo) a M01-096-12 (vpravo), I. svod

5.4 Rozměření T vlny

Rozměření vlny T se skládá z detekce vlny T a jejího konce. Prvním krokem rozměřovacího algoritmu je zpřesnění globálních pozic S vln, k posunutí kterých dochází kvůli použití jiné filtrace na vstupní signál EKGV. Nové pozice S vln jsou předpokladem pro detekce T vln. Čím jsou přesnější, tím lepších výsledků detekce lze dosáhnout. Principiálně se mechanismus detekce T vlny neliší od mechanismu detekce ostatních vln. Nejdůležitější rolí ovšem hraje vhodné nastavení proměnných a konstant. V případě detekce T vlny se jedná o konstantu k_t , při detekci jejího konce k_{te} . Hodnota konstanty k_t se rovná 1. Hodnoty zbývajících konstant a jednotlivá nastavení oken jsou obsažena v Tab. 5.6 a Tab. 5.7. Kladné hodnoty znamenají umístění pevného okna za vlnou S.

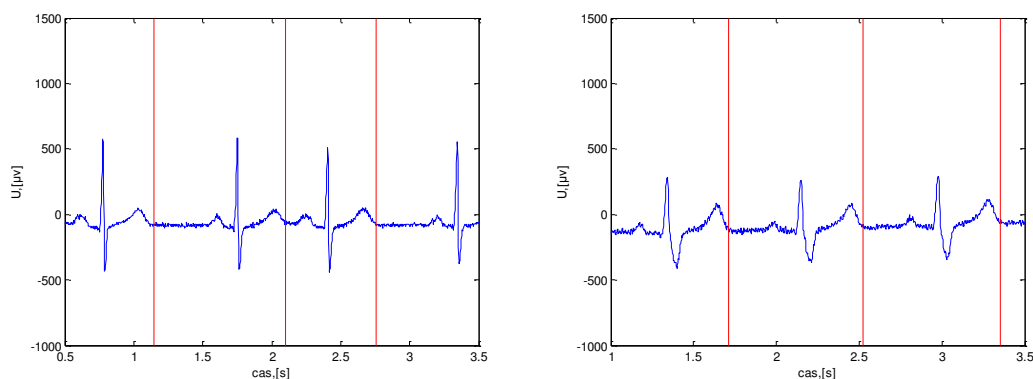
Tab. 5.6: Nastavení okna pro detekci T vlny v závislosti na tepové frekvence

	Tepová frekvence (TF), [min^{-1}]			
	$0 \leq \text{TF} \leq 54$	$60 \leq \text{TF} \leq 72$	$78 \leq \text{TF} \leq 114$	$\text{TF} \geq 120$
Startovací pozice okna, [ms]	360	280	240	200
Konečná pozice okna, [ms]	60	40	40	0
Délka okna, [ms]	300	240	200	200

Tab. 5.7: Nastavení konstanty k_{te} pro stanovení konce T vlny

	Tepová frekvence (TF), [min^{-1}]		
	EKGPT(T_i), [mV]		
	$0 \leq \text{TF} < 60$	$\text{TF} \geq 60$	
	EKGPT(T_i) \forall R	EKGPT(T_i) < 6	EKGPT(T_i) \geq 6
k_{te}	5	1,1	5

Celkově lze hodnotit rozměření vlny T kladně. Příklady rozměření vlny T lze vidět na Obr. 5.13.



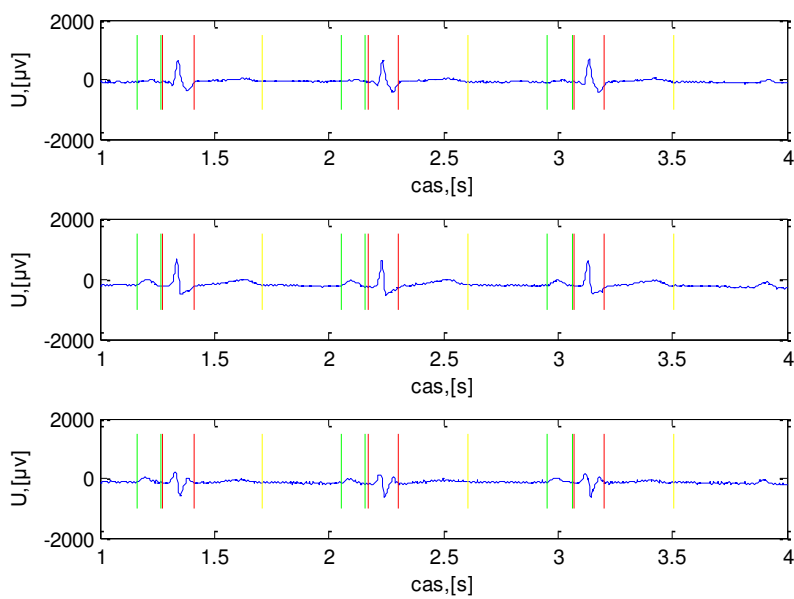
Obr. 5.13: Ukázka úspěšného rozměření 2.-4. vlny T signálu M01-037-12 (vlevo) a M01-109-12 (vpravo), I. svod

5.5 Kompletní rozměření EKG záznamu

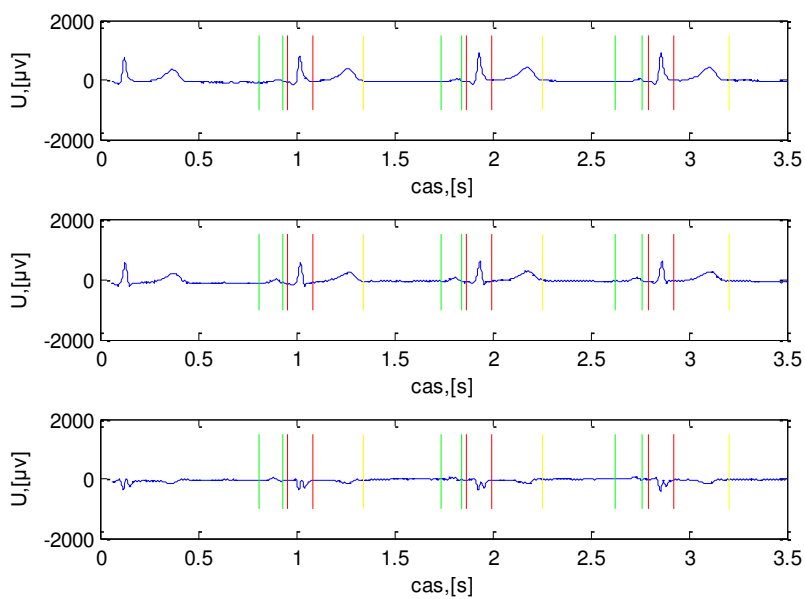
Aplikací rozměřovacího algoritmu na vstupní EKG signál vzniká jeho kompletní rozměření. V této kapitole jsou uvedeny příklady možných výsledků rozměření, které může dopadnout kladně nebo záporně. Každé rozměření je stručně kvalitativně a kvantitativně vyhodnoceno. Podrobné statistické vyhodnocení dosažených výsledků na základě senzitivity detektoru a výpočtu směrodatných odchylek je představeno v kapitole 5.6. Signál na Obr. 5.14 znázorňuje nejlepší dosažený výsledek testování realizovaného programu na 125 signálech databáze CSE. Hodnoty odchylek detekovaných kmitů od referenčních na Obr. 5.14 a Obr. 5.15 nepřevyšují 8 ms.

Na Obr. 5.16 je uveden jedinečný případ selhání realizovaného rozměřovacího algoritmu ve více bodech. Spolehlivě jsou rozměřené pouze QRS komplexy, zbývající vlny a jejich hranice jsou detekované chybně. Na Obr. 5.16 lze vidět, že se vlny P vyskytují chaoticky, nepravidelně a nezávisle na tepové frekvenci signálu. Ve výsledku to způsobilo nepřesné nastavení pevného okna, ve kterém se vlna P vyhledávala. Částečné eliminaci problému lze dosáhnout náhradou pevného okna adaptivním plovoucím. Ovšem realizace plovoucího okna oproti pevnému má svoje nevýhody a omezení, je složitější a výpočetně náročnější. Rozměřovací algoritmus u daného signálu má nízkou hodnotu senzitivity a prediktivity, hodnoty směrodatné odchylky detekce vln P a T nespádají do rozmezí referenčních hodnot.

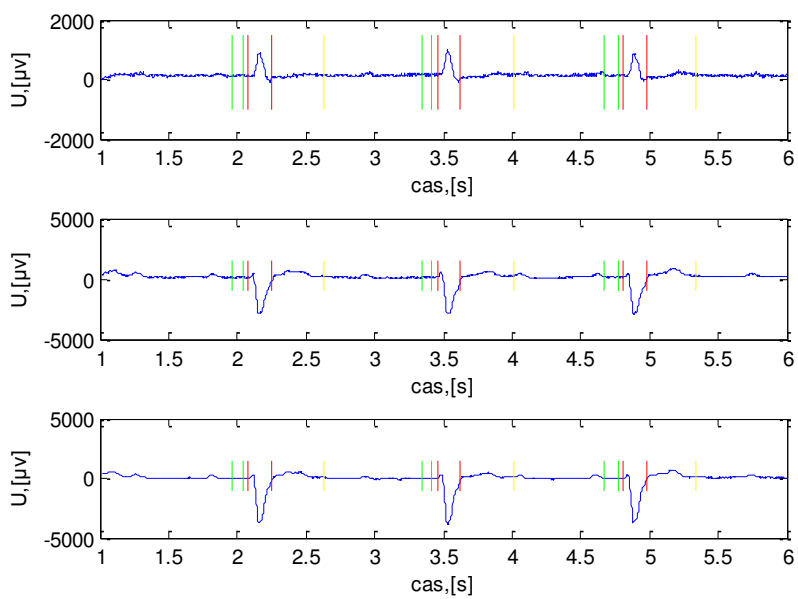
Důkazem spolehlivosti detektoru v případě vzájemného překrývání konce T vlny a začátku P vlny vstupního signálu může sloužit rozměření představené na Obr. 5.17. Na Obr. 5.18 je znázorněn příklad selhání detektoru kvůli chybné detekci posledního QRS komplexu, od kterého se v rozměřovacím algoritmu odvíjí detekce zbývajících vln.



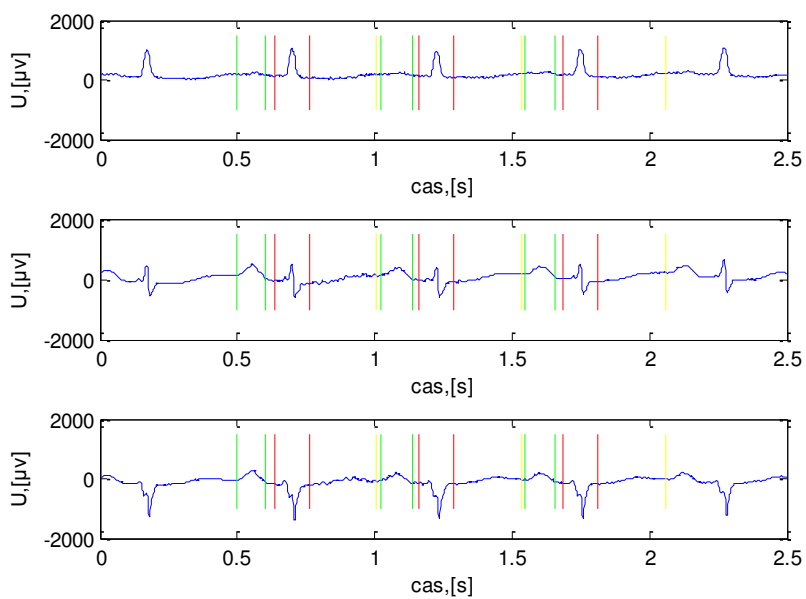
Obr. 5.14: Ukázka kompletního rozměření signálu M01-041-12, I., II. a III. svod



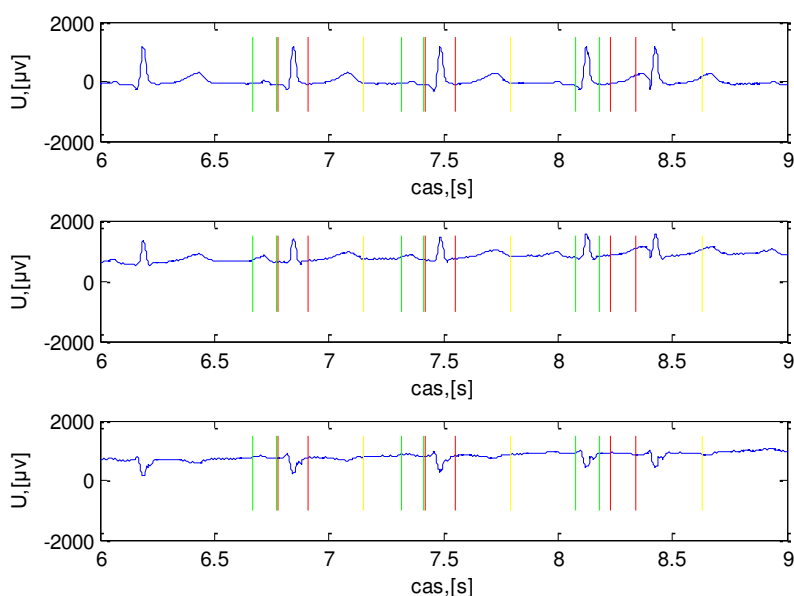
Obr. 5.15: Ukázka kompletního rozměření signálu M01-074-12, I., II. a III. svod



Obr. 5.16: Ukázka kompletního rozměření signálu M01-010-12, I., II. a III. svod



Obr. 5.17: Ukázka kompletního rozměření signálu M01-002-12, I., II. a III. svod



Obr. 5.18: Ukázka kompletního rozměření signálu M01-011-12, I., II. a III. svod

5.6 Vyhodnocení dosažených výsledků

Spolehlivost navrženého algoritmu na automatické rozměření EKG signálů lze hodnotit kvantitativně a kvalitativně. Na základě výpočtu hodnoty senzitivity (13) a prediktivity (14), střední chyby a směrodatné odchylky detekce se detektor přiřazuje do jedné ze skupin úspěšnosti. Hodnoty senzitivity a prediktivity spolehlivého detektoru, by se měli pohybovat v rozmezí 90-100%. V rámci bakalářské práce je realizovaný algoritmus vyhodnocen pouze na základě hodnot senzitivity a prediktivity detektoru QRS komplexu, střední a směrodatné odchylky. Důvodem je absence referenčních hodnot všech detekovaných cyklů EKG záznamů v databáze CSE.

$$S^+ = \frac{SP}{SP + FN} * 100\% \quad (13)$$

$$P^+ = \frac{SP}{SP + FP} * 100\% \quad (14)$$

kde SP je počet správně pozitivních detekcí, FN je počet falešně negativních detekcí, FP je počet falešně pozitivních detekcí. Vzorce pro výpočet senzitivity a prediktivity detektoru jsou převzaty z [4].

Tab. 5.8: Senzitivita a prediktivita detektoru QRS komplexu

	Senzitivita detektoru QRS komplexu (S⁺), [%]	Prediktivita detektoru QRS komplexu (P⁺), [%]
Semestrální práce	66,99	96,12
Bakalářská práce	99,57	100

Na základě hodnot stanovené senzitivity a prediktivity detektoru QRS komplexu podle Tab. 5.8 lze ho považovat za úspěšný a spolehlivý. Senzitivita detektoru navrženého v rámci semestrální práce je pod minimální hodnotou úspěšnosti 90%. Vzhledem k tomu původní detektor byl vyměněn za kvalitnější (více kapitola 5.1).

Dalším parametrem k vyhodnocení přesnosti rozměření je směrodatná odchylka, která určuje rozptyl vstupních hodnot od jejich průměru. Směrodatná odchylka se rovná odmocnině z rozptylu a lze ji vypočítat podle následujícího vztahu (15):

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N} * \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2} \quad (15)$$

kde N je počet vstupních EKG záznamů, x_i je absolutní odchylka i -tého záznamu od referenční hodnoty, \bar{x} je aritmetický průměr všech odchylek, σ je směrodatná odchylka.

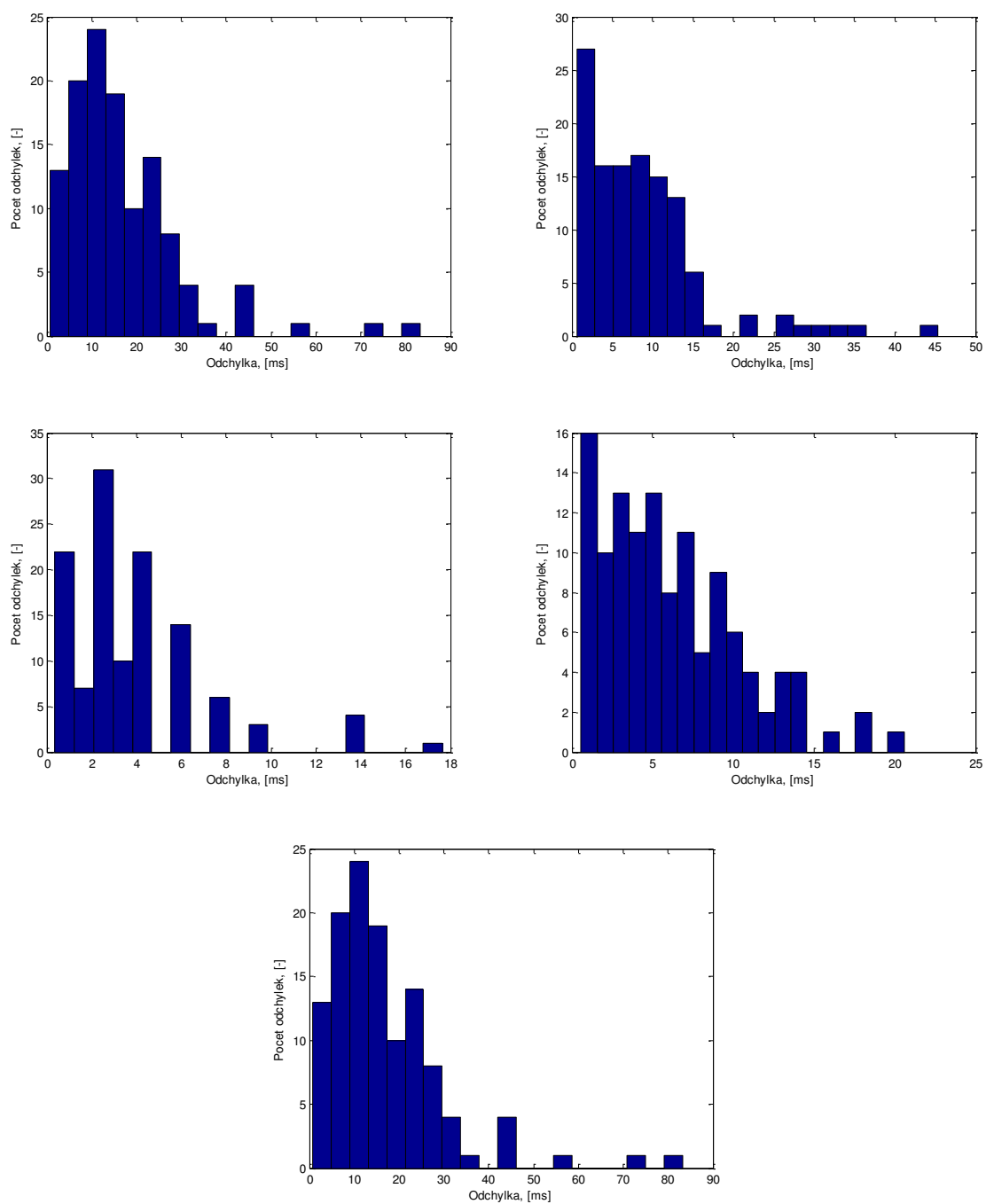
Následující Tab. 5.9 potom obsahuje vypočítané hodnoty směrodatných odchylek jednotlivých vln a jejich hranic vůči referenčním hodnotám podle databáze CSE. Parametr N v Tab. 5.9 uvádí počet testovaných EKG záznamů. Hodnoty splňující toleranční limity směrodatné odchylky $2s_{CSE}$ podle [14] jsou v Tab. 5.9 zvýrazněny zelenou barvou, nesplňující hodnoty jsou zvýrazněny barvou červenou.

Podle Tab. 5.9 je zřejmé, že navržený algoritmus uspěl v rozměření konce P vlny, začátku a konce QRS komplexu a konce vlny T. Nejlepších výsledků se podařilo dosáhnout při rozměření QRS komplexu, kde hodnota směrodatné odchylky se pohybuje v rozmezí 4,48-4,9 v závislosti na počtu testovaných EKG záznamů. Algoritmus v tomto ohledu překonává metody [11] [16] [19] a ve více než polovině detekce dosahuje lepších výsledků, než metody [16] a [19]. Za celkově nejúspěšnější metodu lze považovat [11].

Tab. 5.9: Srovnání rozměrovacích algoritmů autory různých metod na základě směrodatné odchylky

Název metody	Statistické parametry	Začátek P vlny	Konec P vlny	Začátek QRS komplexu	Konec QRS komplexu	Konec T vlny
Martínez [16]	N, [-] $\bar{x} \pm \sigma$, [ms]	25 4,9±5,4	24 1,0±6,4	32 1,3±6,3	27 5,8±10,9	26 1,3±21,8
Laguna [11]	N, [-] $\bar{x} \pm \sigma$, [ms]	111 0,1±5,7	111 0,5±8,3	121 3,6±4,2	121 0,0±7,7	121 9,7±16,5
Laguna [11]	N, [-] $\bar{x} \pm \sigma$, [ms]	30 1,0±7,9	29 1,0±5,1	30 2,1±7,4	25 0,2±3,6	26 2,6±10,5
Alvarado [17]	N, [-] $\bar{x} \pm \sigma$, [ms]	25 -	25 -	25 4,5±1,5	25 7,6±1,8	25 8,2±3,6
De Chazal [18]	N, [-] $\bar{x} \pm \sigma$, [ms]	- -	- -	32 0,9±3,6	27 0,6±7,1	- -
Chouhan [19]	N, [-] $\bar{x} \pm \sigma$, [ms]	- 3,2±9,2	- 9,4±27,6	- 7,5±6,6	- 0,9±9,2	- 18,5±14,4
Realizovaný program	N, [-] $\bar{x} \pm \sigma$, [ms]	25 20,2±16,1	25 12,1±8,9	25 5,7±4,8	25 14,4±7,4	25 25,0±24,3
Realizovaný program	N, [-] $\bar{x} \pm \sigma$, [ms]	111 26,7±21,9	111 13,09±9,38	121 6,4±4,9	121 13,4±7,9	121 24,9±18,8
Toleranční limit σ						
	2sCSE,[ms]	10,2	12,7	6,5	11,6	30,6

Přehledným znázorněním dosažených výsledků jsou histogramy Obr. 5.19, na kterých jsou představena jednotlivá rozložení odchylek pro detekované kmity do stanovených pásem. Všechny hodnoty se porovnávají vůči normálnímu rozdělení, které má průměrnou hodnotu odchylky 0 a směrodatnou odchylku 1. Ideálnímu případu se nejvíce blíží histogram odchylek pro začátek a konec QRS komplexu, co koresponduje i s výsledky uvedenými v Tab. 5.9



Obr. 5.19: Histogramy odchýlek jednotlivých detekce. Zleva doprava-začátek P vlny, konec P vlny, začátek QRS komplexu, konec QRS komplexu, konec T vlny.

ZÁVĚR

Bakalářská práce je rozdělena do tří částí. Teoretickou část představuje úvod do problematiky elektrokardiografie a některých známých metod automatického rozměření signálů EKG. Nejpodrobněji je představena zejména metoda autorů Laguna, Jané a Caminale [11], která slouží k vypracování praktické části bakalářské práce, jejímž cílem je realizace spolehlivého rozměrovacího algoritmu na základě první diference signálu.

Realizovaný rozměrovací algoritmus pracuje na principu výpočtu první diference, která uvádí důležité informace o strmosti hran vstupního signálu. Nejdůležitějším funkčním blokem algoritmu je detektor QRS komplexu, od kterého se odvíjí další kroky rozměření. Postupným vylepšením detektoru bylo dosaženo vysokých hodnot senzitivity 99,57% a prediktivity 100%. Nejnáročnější částí algoritmu je rozměření P vlny. Pevná okna pro vyhledávání začátku a konce P vlny jsou nastavena tak, že se přizpůsobují aktuálně hodnotě tepové frekvence signálu a maximální strmosti hran. Tato opatření ovšem neměla velký vliv na dosažené výsledky. Nadlimitní hodnota směrodatné odchylky byla daná nejen selháním detektoru v případě některých signálů, ale i malou přesností detekovaných pozic. Podle předpokladů spolehlivost detektoru může být zvýšena jinou filtrací vstupního signálu (filtrem na pásmovou propust s nastavením horního mezního kmitočtu na vyšší hodnotu) nebo realizací plovoucího okna.

Poslední částí bakalářské práce je testování realizovaného rozměrovacího algoritmu na signálech databáze CSE. Dosažené výsledky jsou vyhodnoceny na základě výpočtu senzitivity, prediktivity a směrodatné odchylky rozměření jednotlivých vln a jejich hranic oproti referenčním hodnotám. Nejlepších výsledků se podařilo dosáhnout u rozměření QRS komplexu. Porovnání dosažených výsledků s výsledky zveřejněnými autory této metody [11] a dalších jsou obsaženy v přehledné Tab. 5.9. Algoritmus realizovaný v rámci bakalářské práce měl lepší výsledky, než některé metody zejména při rozměření QRS komplexu a vlny T.

LITERATURA

- [1] ROKYTA, R.; MAREŠOVÁ, D.; TURKOVÁ, Z. *Somatologie*. Praha: Wolters Kluwer ČR, 2009. 260 s. ISBN 978-80-7357-454-3.
- [2] WILHELM, Zdeněk. *Stručný přehled fyziologie člověka pro bakalářské studijní programy*. Brno: Masarykova univerzita v Brně, 2002. 116 s. ISBN 80-210-2837-8.
- [3] ZEMAN, Karel. *Poruchy srdečního rytmu v intenzivní péči*. Brno: Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotních oborů, 2005. 175 s. ISBN 80-7013-222-1.
- [4] KOZUMPLÍK, Jiří. *Analýza biologických signálů*. Brno: Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Vysoké učení technické v Brně, 2011.
- [5] ŠIMURDA, Jiří. *Bioelektrické jevy*. Brno: Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Vysoké učení technické v Brně.
- [6] HRAZDIRA, I.; MORNSTEIN, V. *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. Brno: Neptun, 2001. 380 s. ISBN 80-902896-1-4.
- [7] Portál Ecglibrary.com [online]. 2009 [cit. 2015-11-15]. Dostupné z: Ecglibrary.com/ecghist.
- [8] MALMIVUO, J.; PLONSEY, R. *Bioelektromagnetism*. New York: Oxford University Press, 1995.
- [9] VÍTEK, Martin. *Automatické rozměření signálů EKG*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství, 2010. 129 s. Dizertační práce. Vedoucí práce: doc. Ing. Jiří Kozumplík, Csc.
- [10] JIŘÍ, Jan. *Číslíková filtrace, analýza a restaurace signálů*. 2. upr. vyd. Brno: VUTIUM, 2002. 427 s. ISBN 80-214-2911-9.
- [11] LAGUNA, P., JANÉ, R., CAMINAL, P. Automatic detection of wave boundaries in multilead ECG signals: Validation with the CSE database. *Computers and biomedical research*. Vol. 27, No. 1, 1994.
- [12] PAN, J.; TOMPKINS, W. J. A real-time QRS detection algorithm. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 32, No. 3, 1985.
- [13] CHOUHAN, V. S.; MEHTA, S. S.; LINGAYAT, N. S. Delineation of QRS-complex, P and T-wave in 12-lead ECG. *IJCSNS International Journal of Computer Science and Network Security*, Vol. 8, No. 4, 2008.
- [14] The CSE working party. Recommendations for measurement standards in quantitative electrocardiography. *European Heart Journal*, Vol. 6, No. 10, 1985.

- [15] LAGUNA, P.;THAKOR, N.V.;CAMINAL, P. New algorithm for QT interval analysis in 24-hour Holter ECG: performance and applications. *Medical and Biological Engineering and Computing*, Vol. 28, No. 1,1990.
- [16] MARTÍNEZ, J. P.;ALMEIDA, R.;OLMOS, S.;ROCHA, A. P.;LAGUNA, P. A wavelet-based ECG delineator: evaluation on standard databases. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 51, No. 4,2004.
- [17] ALVARADO, C.;ARREGUI, J.;RAMOS, J. et al. Automatic Detection of ECG Ventricular Activity Waves using Continuous Spline Wavelet Transform. *11th Int. Conf. on Electrical and Electronics Engineering ICEEE 2005*, Mexico City, Mexico, 2005. ISBN 0-7803-9230-2.
- [18] DE CHAZAL, P.;CELLER, B. Automatic measurement of the QRS onset and offset in individual ECG leads. *18th Ann. Int. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Amsterdam, The Netherlands 1996, No. 4,1996.
- [19] CHOUHAN, V. S.;MEHTA, S. S.;LINGAYAT, N. S. Delineation of QRS-complex, P and T-wave in 12-lead ECG. *IJCSNS International Journal of Computer Science and Network Security*, Vol. 8, No. 4, 2008.

SEZNAM PŘÍLOH NA CD

- A. Elektronická verze bakalářské práce ve formátu PDF
- B. Realizovaný program *automaticke_rozmereni.mat*, funkce *shlukova_analyza.mat*
- C. Soubor EKG záznamů z databáze CSE
- D. Soubor referenčních pozic pro QRS komplex
- E. Soubor referenčních pozic pro kompletní rozměření EKG záznamů