



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

Milan Žiak

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Martin Vitek, Ph.D.

BRNO 2020

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Student: Milan Žiak

ID: 186702

Ročník: 3

Akademický rok: 2019/20

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.

Termín zadání: 3.2.2020

Termín odevzdání: 5.6.2020

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

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.

Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Vysoké učení technické v Brně / Technická 3058/10 / 616 00 / Brno

Abstrakt

Táto práca pojednáva o automatickom rozmeraní EKG signálu. Využíva algoritmus popísaný autormi Lagune, Jané a Caminale. Ich práca využíva prvú diferenciu pre rozmeranie signálu EKG. Táto bakalárska práca taktiež využíva vlnkovú transformáciu pre dosiahnutie lepších výsledkov.

Kľúčové slová

Automatické rozmeranie EKG, detekcia QRS komplexu, elektrokardiografia, detekcia T vlny, detekcia P vlny, MATLAB.

Abstract

This thesis deals about automatic delineation of ECG. We use algorithm, which is described by authors Lagune, Jané and Caminale. Their work uses first derivation for delineation ECG signal. This bachelor thesis also uses a wavelet transform to reach better results.

Keywords

Automatic delineation of ECG, QRS detection, electrocardiography, detection of the T wave, detection of the P wave, MATLAB.

Bibliografická citácia:

ŽIAK, Milan. *Automatické rozměření signálů EKG* [online]. Brno, 2020 [cit. 2020-06-05].

Dostupné z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/127499>. Bakalářská práce.

Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Ing. Martin Vítek Ph.D.

Prehlásenie

Prehlasujem, že svoju bakalársku prácu na tému „Automatické rozmeranie signálov EKG“ som vypracoval samostatne pod vedením vedúceho bakalárskej práce a s použitím odbornej literatúry a ďalších informačných zdrojov, ktoré sú všetky citované v práci a uvedené v zozname literatúry na konci práce.

Ako autor uvedenej bakalárskej práce ďalej prehlasujem, že v súvislosti s vytvorením tejto bakalárskej práce som neporušil autorské práva tretích osôb, nezasiahol som nedovoleným spôsobom do cudzích autorských práv osobnostných a som si plne vedomý následkov porušenia ustanovení § 11 a nasledujúcich autorského zákona č. 121/2000 Zb., vrátane možných trestnoprávných dôsledkov vyplývajúcich z ustanovení časti druhej, hlavy VI. diel 4 Trestného zákonníka č. 40/2009 Zb.

V Brne dňa: 5. júna 2020

.....
podpis autora

Pod'akovanie

Ďakujem vedúcemu bakalárskej práce Ing. Martinovi Vítkovi Ph.D. za odbornú pomoc a cenné rady pri spracovaní mojej bakalárskej práce.

V Brne dňa: 5. júna 2020

.....
podpis autora

OBSAH

1.	Úvod.....	11
2.	Elektrokardiografia	12
2.1	Činnosť srdca – prevodový systém srdcový	12
2.2	Snímanie EKG	15
2.3	Charakteristika EKG signálu.....	16
3.	METÓDY POUŽÍVANÉ PRI ROZMERANÍ EKG.....	19
3.1	Všeobecný prehľad metód	19
3.2	Metóda autorov Laguna, Jané a Caminale	20
4.	REALIZOVANÁ METÓDA	25
4.1	Databáza CSE.....	25
4.2	Detektor QRS Komplexu	26
4.3	Rozmeranie QRS komplexu.....	31
4.4	Rozmeranie T vlny	32
4.5	Rozmeranie P vlny	36
4.6	Kompletné rozmeranie EKG signálu	37
4.7	Vyhodnotenie	39
5.	Záver	42
	Literatúra.....	42

Zoznam obrázkov

Obr. 2.1.: Znázornenie priebehu akčného potenciálu z každej časti prevodového systému srdca. Ich sumáciou vznikne EKG signál.....	14
Obr. 2.2.: Ukážka fyziologických hodnôt jednotlivých intervalov a významných bodov v EKG. Prebraté z [8].....	18
Obr. 3.2.: Detekcia konca QRS komplexu podľa metódy autorov Laguna, Jané, Caminal. Prebraté z [10].....	25
Obr. 4.1.: Ukážka aplikácie FIR filtru s pásmovou priepusťou od 8 do 18 Hz s nulovým fázovým skreslením. Zobrazené sú prvé 4 sekundy prvého zvod signálu M01_001_12 CSE databázy.....	29
Obr. 4.2.: Ukážka výsledného signálu EKGPOW, ktorý vznikol umocnením a následným vyhladením dolnou priepusťou signálu EKGDER.....	30
Obr. 4.3.: Dendrogram zo zhlukovej analýzy použitej na signál M_001_03. Je vidieť, že bolo vytvorených 11 zhlukov, ktorých minimálna vzdialenosť je väčšia ako 116,75 vzorkov, čo je medián z priemerných hodnôt RR intervalov z troch zvodov.....	32
Obr. 4.4.: Zobrazenie globálnych pozícií (čierna) a lokálnych pozícií (červená) na signály M_001_03, 3. zvod.....	32
Obr. 4.5.: Ukážka výstupu rozmerania jedného QRS komplexu.....	34
Obr. 4.6.: Na obrázku sú zobrazené globálne pozície hraníc QRS komplexov (zelenou), lokálne pozície hraníc QRS komplexu (červenou) a referenčné hodnoty CSE databázy (čiernou). Jedná sa o signál M001_12, 1.-3. zvod.....	34
Obr. 4.7.: Ukážka transformovaného signálu (hore) po korelácii vlnky bior1.5 s merítkom 41 a EKG signálu, vybraná časť predstavuje T vlnu.....	36
Obr. 4.8.: Ukážka rozmerania vlny T pomocou CWT. Jedná sa o T vlnu za 4. QRS komplexom signálu M001_12, 12. zvod.....	38

Obr. 4.9.: Rozmeranie vlny P pomocou CWT. Zelené čiary naznačujú hranice vlny P, červená čiara označuje prechod nulou transformovaného signálu, vyhodnoteného ako vlnu P.....40

Obr. 4.10.: Ukážka úspešného rozmerania EKG záznamu. Červenou farbou je zaznačená pozícia konca T vlny. Čiernou čiarou je rozmeraná P vlna. Zelenou čiarou je rozmeraný QRS komplex. Signál M001_12, I.-III. zvod.....41

Zoznam tabuliek

Tab. 4.1.: Kritériá pre rozmerane databázy CSE **Chyba! Záložka není definována.**27

Tab. 4.2.: Výsledky práce autorov podobných prác s štatistickými parametrami.....41

1. ÚVOD

Elektrokardiografia zažila svoj najväčší rozmach na začiatku 20. storočia, keď fyziológ Willem Einthoven zostrojil elektrokardiograf (za čo dostal v roku 1924 Nobelovu cenu) a popísal elektrickú aktivitu srdca. Od tohto okamihu sa vývoj v segmentácii a rozmerania signálov EKG posúval dopredu a bola vynájdená rada metód a algoritmov na získavanie potrebných dát pre lekárov. Dnešná doba však kladie oveľa väčšie nároky na presnosť detekovania a kvalitu vyhladenia signálov.

Cieľom práce je automatická segmentácia viacvzvodového EKG signálu. Výstupom algoritmu je súbor hodnôt, ktoré obsahujú začiatky a konce jednotlivých segmentov signálu. Úvodná časť algoritmu je venovaná predspracovaniu signálov. Pomocou stacionárnej vlnkovej transformácie sú detekované najprv R vlny a rozmerané QRS komplexy. Následne sú detekované aj P a T vlny, kde je už detekcia zložitejšia, nakoľko T vlny môžu nadobúdať rôzne tvary rôznej veľkosti.

Výsledky získané algoritmom sú porovnané s CSE databázou a s výsledkami prác, ktoré sa zaoberajú podobnou tematikou.

2. ELEKTROKARDIOGRAFIA

Ako bolo poznamenané v úvode, najväčší vzostup elektrokardiografie nastal v roku 1901, keď doktor a fyziológ Dr. Willem Einthoven zostrojil strunový galvanometer s veľmi vysokou citlivosťou. Tomuto prelomu predchádzala rada významných objavov. Roku 1786 taliansky fyziológ a fyzik Dr. Luigi Galvani ako prvý zaznamenal elektrickú aktivitu na rozpitvaných svaloch [1]. Profesor fyziky Dr. Carlo Matteucci v roku 1842 demonštroval súvislosť elektrického prúdu s údermi srdca žaby [2]. Ďalší dôležitý objav nastal v roku 1877, kedy britský fyziológ August Waller predstavil prvý ľudský elektrokardiogram používajúci kapilárny elektrometer a elektródy umiestnené na hrudi a chrbte človeka. Poukázal tak na to, že elektrická aktivita predchádza ventrikulárnej kontrakcii. Práve od práce Wallera sa inšpiroval Einthoven, ktorý vďaka prepracovanejšiemu kapilárnemu elektrometru popísal päť rôznych výchyliek signálu [3]. Po matematickej úprave ich označil písmenami PQRST (nasledoval tak matematickú tradíciu, ktorú založil Descartes), ktoré používame dodnes [4].

Prvá polovica 20. storočia bola v rámci elektrokardiografie poznačená mnohými významnými objavmi a zisteniami, ktoré viedli k 12-zvodovému elektrokardiogramu, tak ako ho poznáme dnes [5]. Princíp snímania elektrokardiogramu a popis parametrov jednotlivých vln je popísaný v tejto kapitole.

2.1 Činnosť srdca – prevodový systém srdcový

Poznatky do tejto kapitoly boli získané pre anatomickú časť z [6], pre fyziologickú časť z [7].

Srdce spadá z hľadiska anatómie do obehovej sústavy. Je to dutý svalový orgán, ktorý leží v mediastíne, pričom jeho hrot smeruje smerom dolu, doľava a dopredu. Z hľadiska vertikálnej polohy sa srdce delí na horný oddiel, ktorý tvoria srdcové predsieň, a dolný oddiel tvorený srdcovými komorami. Z hľadiska horizontálnej polohy sa predsieň, resp. komory delia na ľavú a pravú, pričom sú tieto duté časti rozdelené septami (prepážkami) na ľavú a pravú polovicu.

Obidve z predsiení aj komôr sú spojené otvorom, v ktorom sú cípovité chlopne, ktoré majú za úlohu usmerňovať prietok krvi z predsiení do komôr.

Bunky srdca môžeme rozdeliť do dvoch kategórií: pracovné bunky a bunky prevodového systému srdca. Pracovné bunky majú za úlohu zaisťovať koordinovanými sťahmi mechanickú prácu srdca. Stavbou sú veľmi podobné bunkám kostrového svalu. Obsahujú veľké množstvo myofibrilov, mitochondrií a tiež sarkoplazmatické retikulá, majú centrálné uložené jadro a tvoria steny predsiení, komôr a prepážok medzi nimi. Bunky prevodového systému sú zodpovedné za automáciu a rýchle vedenie akčného potenciálu.

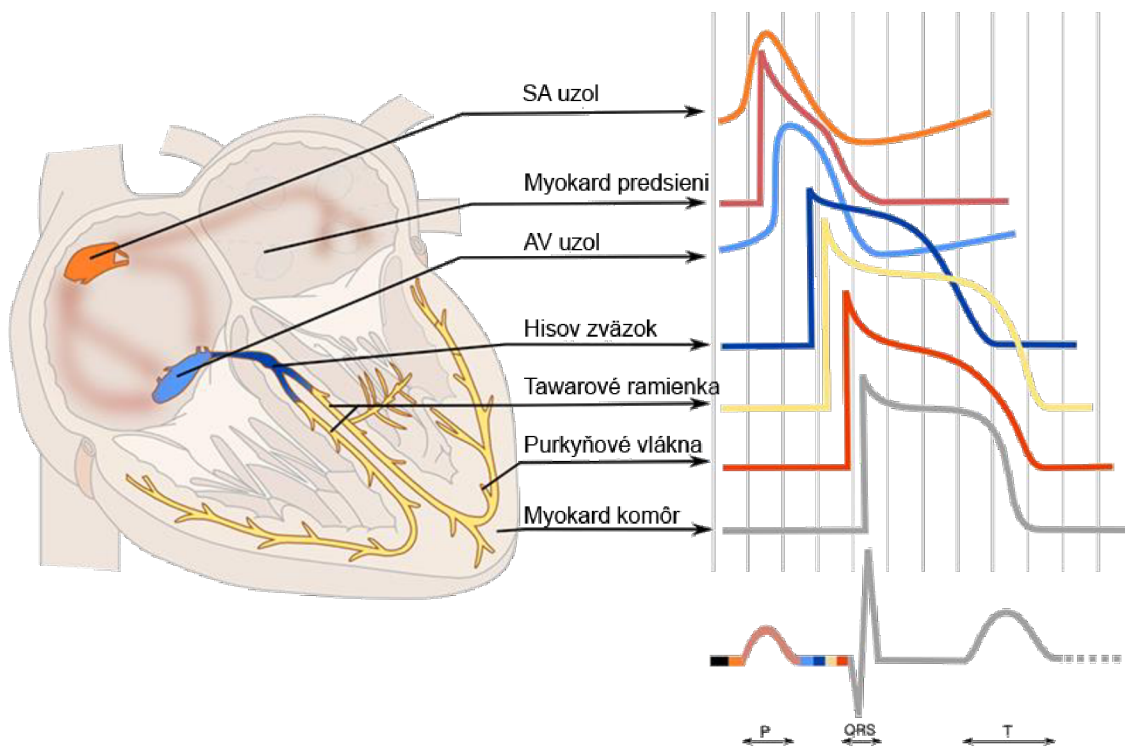
Samotné srdce sa skladá z 3 vrstiev: vnútornej, strednej a vonkajšej. Vnútoraná vrstva je tvorená tenkou lesklou blanou, srdcové chlopne sú duplikátom tejto vrstvy. Vonkajšiu vrstvu tvoria dva listy. Vnútoraný list je tenká väzivová vrstva naliehajúca na srdcovú svalovinu a priláhlú časť veľkých ciev, kde prechádza do vonkajšieho listu. Medzi vonkajším a vnútoraným listom je dutina vyplnená malým množstvom čirej tekutiny. Strednú vrstvu – myokard, tvorí svalovina, ktorá je najmohutnejšia v ľavej komore a tvorí tzv. srdcový hrot.

V strednej vrstve sa nachádza aj prevodový systém srdca. Tvorí ho sinoatriálny uzol (SA uzol), preferenčné predsieňové dráhy, atrioventrikulárny uzol (AV uzol), Hisov zväzok, Tawarove ramienka a Purkyňove vlákna. Existujú 2 typy buniek prevodového systému. Bunky predsieňové majú primárne za úlohu vytvárať spontánne vzruchy, kým ostatné bunky prevodového systému sú zodpovedné hlavne za rýchle vedenie.

SA uzol je primárnym centrom automacie, pričom frekvencia impulzov zo sinoatriálneho uzlu je u zdravého človeka priemerne 72/min. Sekundárnym centrom automacie je AV uzol. V prípade poškodenia SA uzlu preberá jeho úlohu, frekvencia tvorby vzruchov AV uzlu je však o niečo nižšia, cca 40-60/min. Keď nastane problém v sekundárnom centre automacie, nastupujú terciárne centrá, ktoré sa nachádzajú v zakončeniach Purkyňových vlákien a dokážu tvoriť impulzy v frekvencii cca 20-40/min. Táto postupnosť sa nazýva gradient srdcovej automacie a tvorí poistný mechanizmus nášho organizmu. Jednoduchý náčrt rozloženia prevodového systému srdca zobrazuje Obr. 2.1.

Akčné napätie pracovných buniek myokardu je podobné akčnému napätiu nervovej bunky alebo bunky kostrového svalu. Kým depolarizácia je zhodná pre vyššie spomínané typy buniek,

repolarizácia prebieha u buniek myokardu odlišne. Je to spôsobené kvôli inému chovaniu vodivosti membrány pre draslík. Myokard preto repolarizuje s oneskorením 250 ms až 300 ms, čo vedie k faktu, že maximálna tepová frekvencia sa pohybuje okolo 240-300 tepov za sekundu. V tejto práci je pre nás nepodstatné, ako presne funguje priepustnosť membrány pre jednotlivé ióny, dôležité je, že kvôli nerovnosti koncentrácií jednotlivých iónov vznikajú rôzne potenciály vo vnútri bunky a na povrchu membrány. Vďaka tomuto systému rôznej priepustnosti membrány pre jednotlivé ióny vzniká na membráne napätie. Pri prudkej zmene koncentrácie Na^+ sa na danej bunke spustí kaskáda dejov a v rôznych časoch a na rôzne dlhú dobu sa otvárajú, resp. uzatvárajú jednotlivé kanály na transport iónov (Na^+ , K^+ , Ca^{2+}). Každý typ buniek v srdci má špecifický priebeh, EKG potom vzniká priestorovou sumáciou akčných potenciálov miliónov srdcových buniek. Náčrt priebehu akčných potenciálov jednotlivých buniek je zobrazený na Obr. 2.1.



Obr. 2.1: Znázornenie priebehu akčného potenciálu z každej časti prevodového systému srdca. Ich sumáciou vznikne EKG signál.

2.2 Snímanie EKG

Meranie srdcovej elektrickej aktivity sa vykonáva na povrchu tela pripojením sady elektród na kožu. Rozdiel napät'ových potenciálov medzi dvojicou elektród sa nazýva zvod. Poznáme unipolárne a bipolárne zvody, ktoré sú súčasťou viaczvodovej konfigurácie zaznamenávajúcej EKG. Rozdiel medzi unipolárnymi a bipolárnymi zvodmi je v princípe merania napätia. Kým unipolárne zvody merajú napätie medzi meracou a referenčnou elektródou, bipolárne zvody zaznamenávajú napätie medzi dvoma meracími elektródami. Využívaných je viacero zvodových systémov so štandardizovanými pozíciami elektród, no bližšie charakterizujeme dva najpoužívanejšie systémy, a to štandardné 12-zvodové EKG a ortogonálny zvodový systém vytvárajúci vektorkardiogram.

Štandardné 12-zvodové EKG je v klinickej praxi jedným z najčastejšie používaných zvodových systémov. Je tvorený kombináciou troch rôznych zvodových konfigurácií: bipolárnymi končatinovými zvodmi, rozšírenými unipolárnymi končatinovými zvodmi a unipolárnymi prekordiálnymi zvodmi. Zaznamenávanie jednotlivých zvodov je vykonávané prostredníctvom desiatich elektród umiestnených na štandardizovaných pozíciách na povrchu tela. Tri bipolárne končatinové zvody označované I, II a III sa získavajú zaznamenaním napätia medzi ľavou rukou, pravou rukou a ľavou nohou. Pozície týchto troch meracích elektród vytvárajú pomyselný rovnostranný trojuholník, v ktorého prostriedku je umiestnené srdce. Elektrická aktivita srdca je popisovaná získanými zvodmi v troch rôznych smeroch čelnej roviny, pričom jednotlivé smery zvierajú uhol 60° . Rozšírené unipolárne končatinové zvody označované ako aVF, aVL a aVR vyplňajú 60° medzery v smeroch bipolárných končatinových zvodov. Využívajú sa pri nich rovnaké elektródy ako pre bipolárne končatinové zvody, avšak definuje ich napätie medzi jedným z vrcholov trojuholníka a priemerom zvyšných dvoch vrcholov. Umiestnenie prekordiálnych zvodov, alebo tiež hrudníkových zvodov je na prednej ľavej strane hrudníka v určených miestach a ich výhodou a účelom je poskytnutie detailnejšieho pohľadu na srdce, než pri končatinových zvodoch. Hrudníkových zvodov je šesť a sú označované V1 až V6. Tieto zvody sú unipolárne a vzťahujú sa k centrálnej svorke, ktorá je definovaná ako priemer napätí meraných na pravej ruke, ľavej ruke a ľavej nohe. Vplyv na vlny EKG má aj vzdialenosť meracích elektród od srdca, a preto majú v končatinových zvodoch nižšiu veľkosť a obsahujú viac rušenia než zvody prekordiálne.

Ortogonalný zvodový systém je zaujímavý tým, že odráža elektrickú aktivitu srdca v troch navzájom kolmých smeroch - X, Y a Z. Interpretácia EKG v ortogonálnom zvodovom systéme nie je obmedzená len na analýzu jednotlivých zvodov, ale môžu sa získať ďalšie informácie prostredníctvom zobrazenia trojrozmernej slučky, ktorá je opisovaná koncovým bodom elektrického vektoru popisujúceho dominantný smer behom srdcového cyklu. Takýto typ záznamu je označovaný ako vektorkardiogram. Merané elektródy sú dve a ich umiestnenie je na povrchu tela pozdĺž vzájomne kolmých línií. Využívajú sa opravené ortogonálne zvody, známe tiež ako Frankove zvody, a získavajú sa lineárnou kombináciou zo siedmich elektród umiestnených na hrudi, chrbte, krku a ľavej nohe. Informácie obsiahnuté v ortogonálnych zvodoch boli v určitých aplikáciách interpretované ako užitočné, najmä čo sa týka analýzy slučky, čiže vektorkardiogramu, avšak štandardné 12-zvodové EKG je stále najpreferovanejším zvodovým systémom v klinickej praxi, pre jeho interpretáciu pretože má jasne stanovené pravidlá.

Informácie v tejto kapitole sú čerpané z odbornej literatúry [20], [21] a [22].

2.3 Charakteristika EKG signálu

Vývoj algoritmu spracovania signálov závisí od popisu dôležitých parametrov jednotlivých vln krivky EKG. Vlna P predstavuje depolarizáciu predsieni, nasleduje komplex QRS, ktorý odráža depolarizáciu komôr a vlna T odrážajúca repolarizáciu komôr. Repolarizácia predsieni sa časovo prekrýva s komplexom QRS, ktorý je výraznejší, a preto je zvyčajne v EKG nerozpoznateľná. Vlny na EKG zázname sú rôzne veľké, ich veľkosti sú stanovené vzhľadom k izolínii EKG, ktorá sa nachádza pred komplexom QRS. Priebeh signálu EKG spolu s vyznačením dôležitých parametrov krivky je znázornený na Obr. 2.4.

Vlna P predstavuje postupnú depolarizáciu pravej a ľavej predsieni. Polarita P vlny je vo väčšine zvodov pozitívna a má hladký, monofázický tvar. Jej veľkosť nezvykne prekračovať hodnotu 300 μV a jej doba trvania je kratšia ako 120 ms. Považuje sa za nízko-frekvenčnú a jej spektrálne zložky sú v intervale 0-15 Hz. Keďže P vlna má pomerne malú veľkosť a hladký priebeh, v niektorých prípadoch je náročné stanoviť presné okamihy jej začiatku a konca.

Komplex QRS zobrazuje depolarizáciu pravej a ľavej komory, ktorá má trvanie v zdravom srdci 70-110 ms. Vlnou Q označujeme prvú negatívnu výchylku komplexu, nasledujúca

pozitívna výchylka sa označuje ako vlna R a negatívna výchylka po vlne R predstavuje vlnu S. Komplex QRS je najvýraznejšia časť krivky EKG a môže dosahovať veľkosti 2-3 mV. Komplex QRS obsahuje spektrálne zložky o vyšších frekvenciách, a to v intervale 10-50 Hz.

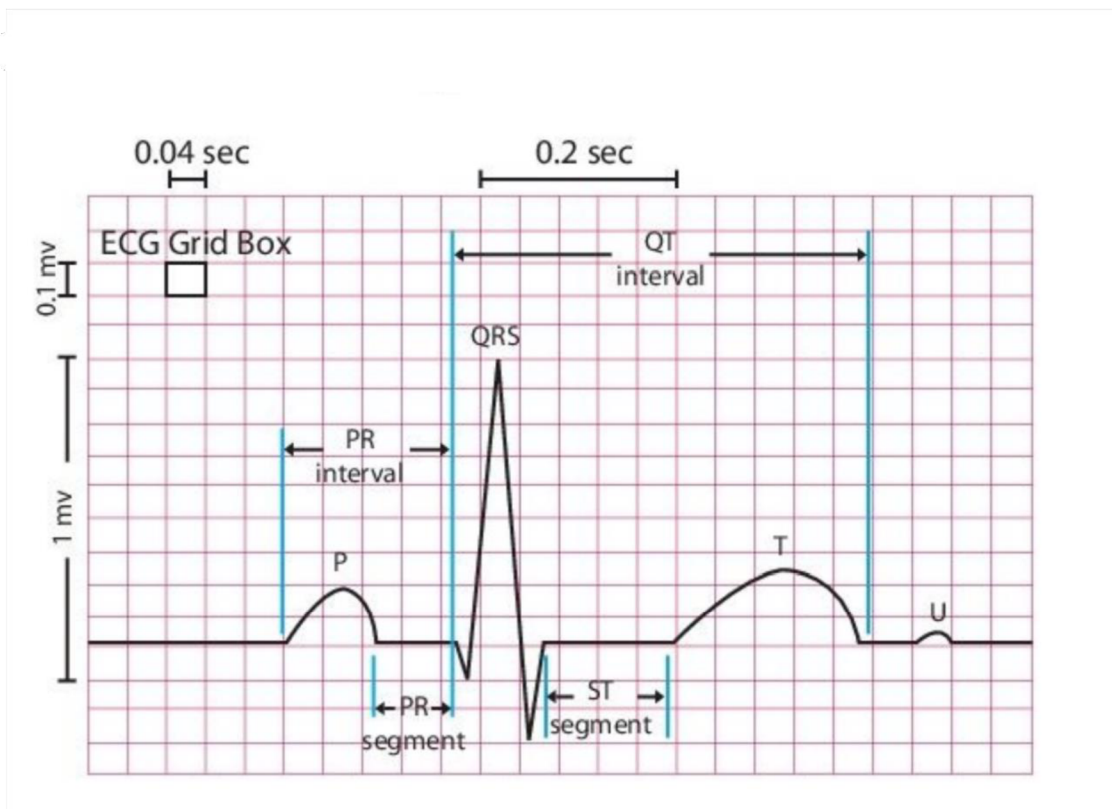
Vlna T odrážajúca repolarizáciu komôr sa vyskytuje v intervale 300 ms za komplexom QRS. Pri vyšších tepových frekvenciách je vlna T užšia a nachádza sa bližšie pri komplexe QRS. Normálna vlna T má tvar hladký a zaoblený. Niekedy po nej nasleduje vlna U, ktorej pôvod nie je úplne objasnený. Problém odlíšiť koniec vlny T a začiatok vlny P nastáva pri vysokých frekvenciách. Stanovenie konca vlny T sťažuje aj pozvoľný prechod vlny do izolínie.

Interval RR je vzdialenosť meraná medzi dvoma po sebe idúcimi vlnami R a vyjadruje dobu trvania komorového srdcového cyklu. Je základnou veličinou v analýze EKG, pretože sa používa k popisu rôznych arytmií, či k analýze variability srdcovej frekvencie.

Interval PQ sa meria od počiatku predsieňovej depolarizácie k počiatku komorovej depolarizácie. Vyjadruje sa ním doba šírenia elektrického impulzu zo sieňového uzlu do srdcových komôr. Nie je závislý na tepovej frekvencii.

Interval QT predstavuje časový úsek medzi začiatkom depolarizácie a dokončením repolarizácie komôr. Pri vyššej tepovej frekvencii sa dĺžka trvania intervalu skracuje. Srdcové poruchy spojené s rizikom náhlej srdcovej smrti sú charakteristické predĺžovaním QT intervalu.

V tejto kapitole sme vychádzali z literatúry [23].



Obr. 2.2: Ukážka fyziologických hodnôt jednotlivých intervalov a významných bodov v EKG. Prebraté z [8].

3. METÓDY POUŽÍVANÉ PRI ROZMERANÍ EKG

3.1 Všeobecný prehľad metód

V biosignáloch sa môžu vyskytovať niektoré nežiadúce frekvenčné zložky. Na ich odstránenie využívame nevyhnutnú súčasť procesu, a to predspracovanie signálu pomocou číslicovej filtrácie. Pri filtrácii využívame rôzne filtre, ktoré sa rozdeľujú do niekoľkých skupín na základe ich impulzných charakteristík a ich dĺžok, filtrovaného pásma a ďalších vlastností. V prostredí MATLAB sú najjednoduchšími z hľadiska návrhu tzv. FIR filtre, ktoré majú konečnú impulznú charakteristiku a tiež majú presne danú lineárnu fázovú charakteristiku. Však najčastejšie sa používajú Lynnové filtre, ktoré sú podskupinou filtrov FIR. V našej práci je použitá funkcia `filtfilt`, ktorá eliminuje omeškanie filtrovaného signálu.

Analýza biosignálov využíva postupy, s ktorými je možné hodnotiť biosignály z hľadiska ich vybraných vlastností. Tieto postupy sú:

1. **Spektrálna analýza**, ktorá umožňuje pomocou Fourierovej transformácie zistiť spektrum biosignálu, to znamená, že pomáha rozložiť signál na všetky harmonické zložky, z ktorých sa signál skladá.

2. **Časovo-frekvenčná analýza** zachytáva vývoj krátkodobých spektier biosignálu s meniacim sa charakterom v čase. Výstupom tejto metódy je spektrogram v podobe dvojrozmerného obrazu, v ktorom každé spektrum, či už amplitúdové alebo výkonové, je zobrazené úzkym zvislým pruhom a každá hodnota je vyjadrená iným odtieňom šedi.

3. **Korelačná a autokorelačná analýza** sa prevádza v časovej oblasti a funguje na princípe hľadania podobnosti vzťahov medzi jednotlivými signálmi, ale i v rámci jedného biosignálu medzi dvojicami hodnôt v rôznych vybraných časových okamihoch.

4. **Segmentácia** predstavuje rozdelenie pôvodného signálu na súbor segmentov alebo výber určitého úseku, ktorý je vhodný pre ďalšie spracovanie.

5. **Rozmeraním biosignálu** sa rozumie detekcia a popis jednotlivých vln a intervalov vstupného predspracovaného biosignálu.

Klasifikácia je posledným krokom spracovania biosignálov. Klasifikáciou priradzujeme každý biosignál do jednej z označených tried v súvislosti so stanovenými parametrami alebo príznakmi.

Vlastný algoritmus predstavený v tejto práci, slúži len na rozmeranie EKG signálu, čo je jeden z krokov analýzy biosignálov, pri ktorom dochádza k detekcii jednotlivých významných úsekov signálov pre nasledujúce vyhodnotenie. Pojem rozmeranie EKG signálu značí nájdenie všetkých vln a kmitov EKG krivky vrátane lokalizácie začiatkov a koncov, veľkosti amplitúdy a doby trvania. Z klinického a medicínskeho pohľadu je najdôležitejšia detekcia vlny R, začiatok a koniec QRS komplexu a tiež vlny P, a koniec vlny T. Pre úspešné a presné rozmeranie je najdôležitejšia spoľahlivá detekcia QRS komplexu, respektíve vlny R. Rozmeranie EKG signálu môže prebiehať v režime off-line (automatické), alebo môže byť prebiehajúce v reálnom čase, v režime on-line. Zameriavať sa budeme na automatické rozmeranie so vstupným signálom z nahratých EKG záznamov z databázy CSE.

Medzi jedny z najstarších metód patria metódy založené na diferenciách. Využíva detekciu najstrmšieho prechodu jednej z vln QRS komplexu. Existuje viacero prístupov k počítaniu diferencií. Využíva sa hlavne filter horná priepusť. Metóda pracujúca s diferenciami sa dá pri vhodne zvolených predspracovaniach použiť ako na detekciu QRS komplexov, tak aj na rozmeranie ostatných vln EKG. Ak algoritmus využíva filtrovanie dolnou priepusťou, hornou priepusťou, pásmovej zádrže a ich kombinácie, jedná sa o metódy využívajúce číslicovú filtráciu. Z metódy využívajúcej kombináciu číslicovej filtrácie a metódy diferencie čerpali aj autori Laguna, Jané a Caminale [10].

3.2 Metóda autorov Laguna, Jané a Caminale

Nasledujúca časť bližšie popisuje metódu automatického rozmerania multizvodového signálu EKG, ktorú v roku 1993 popísali Laguna, Jané a Caminale. Realizovanie danej metódy je jedným z cieľov bakalárskej práce.

Výsledkom tejto metódy je automatické lokalizovanie hraníc vln EKG (to znamená začiatky a konce P, QRS a T vln). Algoritmus je aplikovaný na multizvodové EKG. Unipolárne končatinové zvody, bipolárne končatinové zvody, unipolárne hrudné zvody a ortogonálne zvody X, Y, Z. Vstupný signál pre algoritmus je teda 15zvodový signál EKG. Úvod tejto práce

spracováva problematiku a významnosť (hlavne z medicínskeho hľadiska) správneho rozmerania EKG. Pre našu prácu tieto poznámky nie sú dôležité a sú zhrnuté v druhej kapitole tejto práce. Metóda autorov Laguna, Jané a Caminale bola aplikovaná na MIT-BIH databázu bola kontrolovaná na vzorkách CSE databázy.

Prvý krok metódy pozostáva z **predspracovania signálu EKG** pre každý jeden zvod samostatne. Predspracovanie pozostáva z aplikovania lineárneho filtru využívajúceho Lynnov filter 2. radu (0.8-18 Hz, -3 dB) na odstránenie driftu a vysokofrekvenčných zložiek. Z tohto filtrovaného signálu (ECGPB) je ďalej vypočítaná prvá diferenciacia (ECGDER) a následne je použitá nelineárna transformácia s použitím integračného plávajúceho okna s dĺžkou 95 ms [4]. Po predspracovaní nasleduje **detekcia QRS komplexu**. Pozostáva z dvoch častí. Jednozvodového QRS detektoru predstaveného v už spomínanej práci [4], ktorý sleduje strmosti hrán a po splnení pravidla strmosti hrán a prekročení prahu, ktorý je určený ako $\pm 30\%$ veľkosti predchádzajúceho komplexu, detekuje QRS komplex.

Informáciu o strmosti hrán jednotlivých vln a kmitov poskytuje prvá diferenciacia, ktorá je pokračovaním predspracovania signálov. Signály sa po prvej diferenciacii umocňujú na druhú a pomocou metódy nelineárnej transformácie založenej na integračnom plávajúcom okne sa vyhladzujú. Šírka plávajúceho okna odpovedá predpokladanej priemernej dĺžke jednotlivého komplexu, kmitu či vlny, nastavuje sa na hodnotu okolo 95 ms.

Nasledujúcim krokom po fáze predspracovania signálov je samotná detekcia QRS komplexov. Uskutočňuje sa v každom zo zvodov pomocou jednoduchého jednozvodového detektoru, ktorý je popísaný v metóde Pana a Tompkinsa [4] a vychádza z princípu detekcie strmosti hrán jednotlivých QRS komplexov. Prah je adaptívny a v závislosti na strmosti hrán predchádzajúceho QRS komplexu sa môže meniť. Ak je prahová hranica prekročená, QRS komplex je možné považovať za úspešne detekovaný. Vstupom viaczvodového detektoru je teda množina detekovaných QRS komplexov zo všetkých zvodov, ktorá sa označuje symbolom $QRS_j(i)$, kde i odpovedá poradiu jednotlivého QRS komplexu v rámci j -tého zvodu. Prvý detekovaný QRS komplex vo zvode číslo 2 sa potom označuje zápisom $QRS_2(1)$. Množina $QRS_j(i)$ môže obsahovať aj falošne detekované QRS komplexy, nie len správne detekované komplexy. Preto je potrebné používať viaczvodové rozhodovacie pravidlá pre kontrolu výstupných dát. Zobrazenie princípu viaczvodového rozhodovacieho pravidla používaného v metóde [4] je na Obr 3.1, kde: Horná časť Obr 3.1 predstavuje časovú os v jednotkách ms, na

ktorej sú vyznačené čiary. Každá z čiar reprezentuje časový okamih, v ktorom došlo k výskytu i -tého QRS komplexu z množiny $QRS_j(i)$ ($j = 1, 2, 3, 4, 5, \dots, 15$). Počet čiar odpovedá počtu zvodov s detekovanými i -tými komplexami QRS. Prvá čiara zľava predstavuje minimálnu časovú pozíciu detekovaného QRS komplexu z množiny $QRS_j(i)$ ($j = 1, 2, 3, 4, 5, \dots, 15$), a považuje sa za minimum, posledná čiara odpovedá maximálnej časovej pozícii a je označená za maximum. Na základe minima a maxima sa QRS komplexy delia do dvoch sérií s dĺžkou 90 ms. Ako vidíme na Obr. 3.1., séria č. 1 zahrňuje 11 detekcií, séria č. 2 len 8 detekcií. Je dôležité poznamenať, že niektoré detekcie sa môžu vyskytovať v každej zo sérií. Porovnávajú sa obe série. V prípade, že obe obsahujú rovnaký počet detekcií množiny $QRS_j(i)$ ($j = 1, 2, 3, 4, 5, \dots, 15$), predpokladá sa, že i -tý QRS komplex je detekovaný správne v každom zo zvodov. Ak séria obsahuje odlišný počet detekcií, odstraňuje sa hraničná pozícia zo série s menším počtom detekcií. Odstránená pozícia maxima znamená, že daný QRS komplex patrí ďalšiemu srdcovému kmitu v príslušnom zvode podľa vzorca (1). Falošne pozitívna detekcia QRS komplexu môže zapríčiniť odstránenie minima. Za správnu detekciu sa potom považuje nasledujúci QRS komplex v danom zvode podľa vzorca (2). Príklad odstránenia minima je možné vidieť v dolnej časti Obr. 3.1. Cyklus rekurzívne pokračuje, kým obe série nie sú identické. Zvyšné pozície sú považované za správne detekcie i -tého QRS komplexu v každom zo zvodov. Ďalšiemu spracovaniu nepodliehajú zvody, v ktorých i -tý QRS komplex nie je detekovaný alebo jeho detekcia je odmietnutá v predchádzajúcich krokoch.

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

$$QRS_j(l) = QRS_j(l + 1) \quad (l \gg i) \quad (2)$$

V ďalšej fáze metódy automatického rozmerania je vykonaná detekcia a identifikácia jednotlivých vln a kmitov EKG signálu. Vstupnými dátami je množina správne detekovaných QRS komplexov z predchádzajúceho kroku metódy. Táto množina podáva len informáciu o pozíciách detekovaných QRS komplexov, no neberie ohľad na rozpoznanie jednotlivých vln (Q, R alebo S). Okolie každého QRS komplexu skúma špeciálne nastavený identifikátor, ktorý vyhľadáva blízke vrcholy. Identifikátor sa rozhoduje na základe polarít a v závislosti od približných hodnôt susedných vrcholov, o aký kmit QRS komplexu sa jedná. Spektrálne vlastnosti vln P a T sú iné ako pri QRS komplexe, preto sa aplikuje filter na predspracované

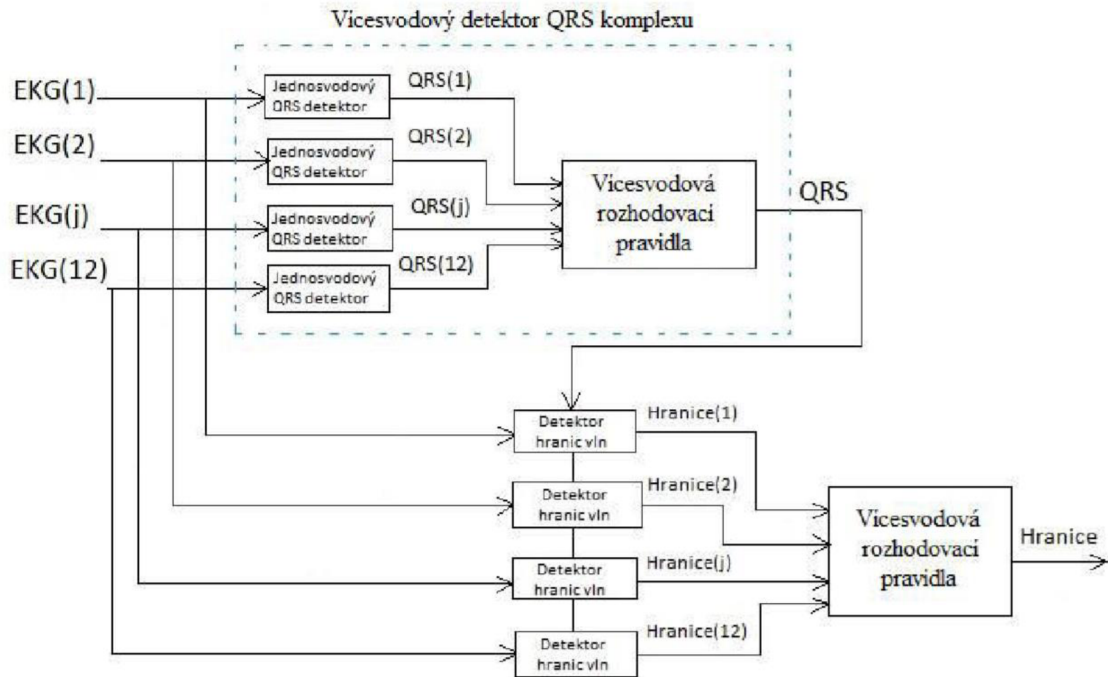
signály na dolnú priepusť s hodnotami dolnej medznej frekvencie okolo 12 Hz. Na detekciu P vlny sa tak používa plávajúce okno o dĺžke 155 ms so štartovacou pozíciou nastavenou na hodnotu 225 ms pred začiatkom vlny R. V rámci okna sa hľadá minimálna a maximálna hodnota. Ak sú obe hodnoty väčšie ako 2 % od maximálneho sklonu QRS komplexu, P vlna je detekovaná. V opačnom prípade algoritmus predpokladá neprítomnosť vlny P. Podľa nulovej izolínie signálu sa môže určiť lokalizácia P vlny, a to v intervale ohraničenom minimálnou a maximálnou hodnotou. Detekcia vlny T je vyhotovená podobným princípom. Výnimku tvorí len dĺžka plávajúceho okna, ktorá je závislá od tepovej frekvencie.

Posledným krokom metódy je detekcia hraníc, čiže začiatku a konca jednotlivých vln a kmitov. Na Obr. 3.2 vidíme príklad detekcie konca QRS komplexu. Pozícia nulového bodu predspracovaného signálu odpovedá pozícii výskytu S vlny v pôvodnom signály. Najbližší vrchol nulového bodu predstavuje inflexný bod vlny S. Pomocou vzťahu (3) je určená poloha konca komplexu QRS.

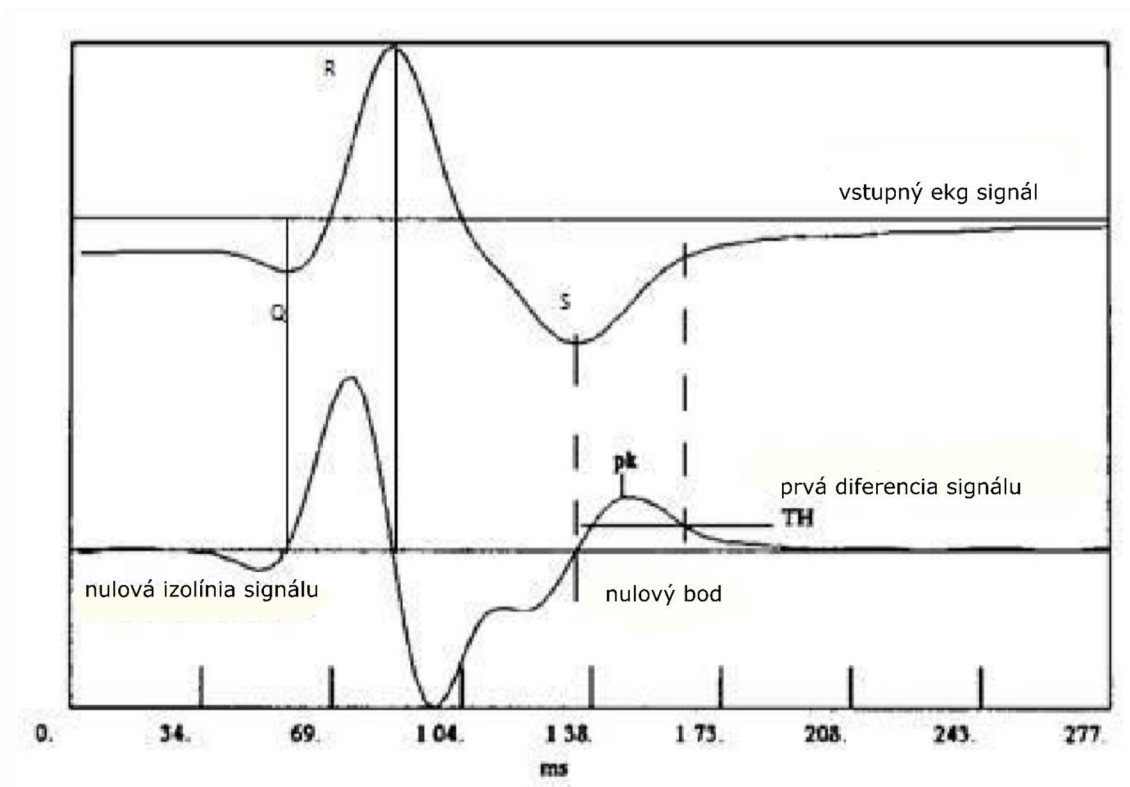
$$TH = \frac{t(pk)}{k} \quad (3)$$

Označenie TH je prah, $t(pk)$ je časový okamih výskytu vrcholu pk a k je konštanta. Na zistenie hodnoty konštanty k využívame experimentálne metódy podľa najlepšie dosiahnutých výsledkov detekcie, pričom detekcie začiatku a konca ostatných vln prebiehajú rovnakým spôsobom.

Množina obsahujúca informácie o detekovaných hraniciach všetkých vln a kmitov EKG signálov v jednom zvide je výstupom jednozvodového detektoru. Pri viacvzvodovom detektore sú spracovávané dáta, ktoré sú získané v každom zo zvodov a na základe viacvzvodového rozhodovacieho pravidla sa určuje jedna hranica, ktorá je považovaná za správny začiatok alebo koniec príslušnej vlny, pričom táto hranica je často detekovaná zo zvodu, kde elektrická aktivita srdca je najdlhšie trvajúca.



Obr. 3.1 Bloková schéma metódy autorov Laguna, Jané a Caminala. Prevzaté z [11].



Obr. 3.2 Detekcia konca QRS komplexu podľa metódy autorov Laguna, Jané, Caminal. Prebraté z [10].

4. REALIZOVANÁ METÓDA

Automatické rozmeranie multizvodového EKG je riešené v prostredí MATLAB. V rámci praktickej časti záverečnej práce bol vytvorený algoritmus, ktorý vychádza z metódy autorov Laguna, Jané a Caminale [zdroj]. Počas testovania boli menené parametre algoritmu, ktoré v niektorých prípadoch viedli k lepším výsledkom ako uvádzajú autori práce. V niektorých častiach (detekcia P a T vlny) bola použitá iná metóda pre dosiahnutie lepších výsledkov. Program bol vytváraný v 5 krokoch. Detekcia globálnych polôh QRS komplexu, rozmeranie QRS komplexu, rozmeranie T vlny, rozmeranie P vlny a automatické rozmeranie multizvodového EKG signálu. Výsledky práce boli získané porovnaním nami dosiahnutých hodnôt s referenčnými hodnotami so štandardnej databázy CSE. Výsledky sú porovnané s prácou autorov Laguna, Jané a Caminale. Jednotlivé príčiny nezhôd vo výsledkoch sú diskutované v závere kapitoly.

4.1 Databáza CSE

Táto databáza bola vytvorená v rámci projektu Common Standards for quantitative Electrocardiography (odtiaľ skratka CSE) z roku 1978 [14]. Z viacerých databáz, ktoré CSE obsahuje, bola vybraná databáza so 125 originálnymi multizvodovými EKG záznamami. Jedna skupina záznamov obsahuje 12 štandardných zvodov a druhá skupina obsahuje 3 Frankove zvody, jedná sa však o signály získané v rovnakom čase z rovnakého pacienta. Referenčné hodnoty obsahujú pozície 5 významných bodov v rámci jedného cyklu EKG. Sú to začiatok a koniec P vlny, začiatok a koniec QRS komplexu a koniec T vlny. Tieto hodnoty boli získané ako mediánové hodnoty 14 programov a piatich kardiológov, pričom kardiológovia hodnotili každý piaty záznam a niektoré záznamy, kde výsledky programov boli príliš odlišné. Referenčné hodnoty sú k dispozícii pre 123 15zvodových signálov EKG, pretože signály 67 a 70 sú záznamy s umelým pacemakerom a preto boli referenčné hodnoty nastavené na -1. Tieto záznamy neboli zapojené do testovania.

CSE ponúka kritériá pre rozmeranie databázy. Uvádzajú sa ako smerodajná odchylka rozdielu referenčných a detekovaných pozícií významných bodov EKG. Sú uvedené v Tab 4.1.

Záznamy používané v tejto práci boli v súbore s príponou .mat. Každý záznam obsahuje 5000 vzorkov, pričom vzorkovacia frekvencia je 500 Hz.

Tab. 4.1: Kritériá pre rozmerane databázy CSE.

	tok P	ec P	atok QRS	ec QRS	ec T
Kritériá 2_{SCSE} [ms]	10,2	12,7	6,5	11,6	30,6

Maximálna smerodajná odchýlka rozdielu medzi referenčnými hodnotami CSE a detekovanými hodnotami vytvorená v rámci CSE.

4.2 Detektor QRS Komplexu

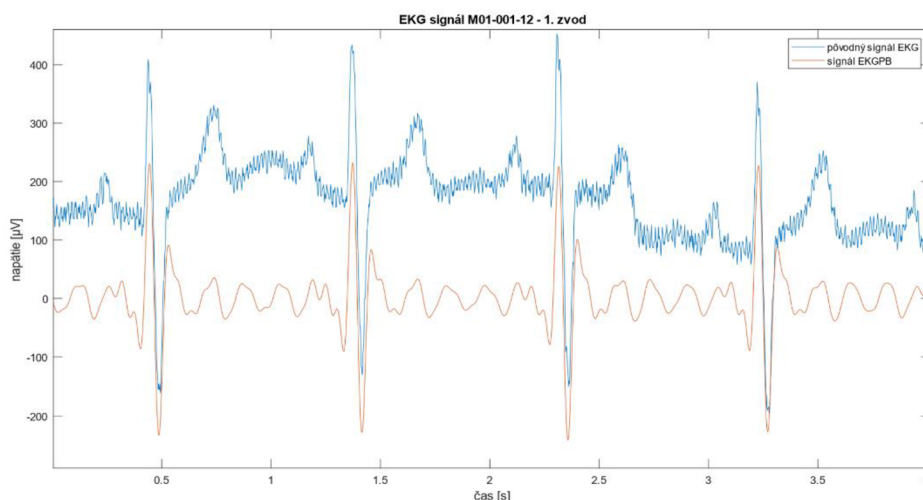
V rámci algoritmu na automatické rozmeranie viacvodového EKG je detekcia QRS komplexu prvou a zrejme najdôležitejšou časťou celého algoritmu, pretože správne detekovaná pozícia QRS komplexu je východným bodom pre všetky ďalšie kroky rozmerania a bez tohto bodu rozmeriaci algoritmus ďalej nemôže správne pokračovať v ďalších krokoch.

Nami navrhnutý detektor QRS komplexu je veľmi podobný detektoru, ktorý použili Laguna, Jané a Caminale, líši sa však v nastavení niektorých parametrov, napr. koeficientov filtrov a použití pevného prahu namiesto adaptívneho. Ďalej sa líši v získavaní globálnej pozície QRS komplexu z lokálnych pozícií z jednotlivých zvodov.

Detektor pracuje v 3 krokoch. Prvým je odfiltrovanie nežiadúcich zložiek a zvýraznenie QRS komplexu pomocou derivácie a umocnenia signálu. Vstupom je signál z jedného zvodu EKG. V druhom kroku je realizovaná detekcia vzniknutých píkov, ktoré predstavujú vo väčšine prípadov polohu R vlny, nie je to však pravidlo. Tieto píky sú považované za QRS komplex, ak prekročia prahovú hodnotu. V poslednom kroku sú zo získaných lokálnych pozícií zo všetkých zvodov vytvorené pozície globálne, a to metódou zhukovej analýzy. V tomto kroku sa metóda značne odlišuje od metódy Laguna, Jané a Caminale, ktorá používa výpočetne náročný a pre naše potreby zbytočne sofistikovaný algoritmus na získanie globálnych pozícií. Je to pravdepodobne kvôli tomu, že práca pochádza z roku 1993 a autori metódy nemali k dispozícii poznatky a digitálnu techniku odpovedajúcu dnešnej situácii.

Prvý blok zaisťuje správne predspracovanie signálu. Na EKG signáli často pozorujeme zašumenie 50 Hz brumom zo siete a vysokofrekvenčnými zložkami vznikajúcimi napr. svalovou aktivitou pacienta, tieto myopotenciály sa vyskytujú zhruba od 100 Hz. Na EKG zázname sa toto zašumenie vysokofrekvenčnými zložkami prejavuje ako artefakt, ktorý môže

svojou amplitúdou presiahnuť QRS komplex, nemusí sa však nutne jednať o svalovú aktivitu. Ďalší veľmi častý typ šumu je nízkofrekvenčný, tzv. drift izolínie, vznikajúci pomalými pohybmi pacienta, ako je napr. dýchanie a pomalými elektrochemickými dejmi na rozhraní pokožka-elektroda. Všetky tieto nízkofrekvenčné sa vyskytujú v pásme do 2 Hz. Väčšina energie QRS komplexu sa nachádza v pásme 5-20 Hz s maximom v pásme 10-15Hz. Výstupom prvého bloku detektoru QRS komplexu je signál o rovnakej dĺžke, ako vstupný EKG signál s odfiltrovanými nežiadúcimi zložkami a čo najmenej porušeným pásmom, v ktorom sa nachádza QRS komplex. Tento blok bol v prostredí MATLAB riešený funkciou `filtfilt`, ktorá podľa zvolených parametrov zaistuje napr. pásmovú priepusť s nulovým fázovým skreslením (dostupné na [13]), práve táto vlastnosť filtra je vítaná, keď je na vstupe EKG signál. Medzné frekvencie filtra boli nastavené na 6 Hz a 18 Hz. Tu sa naša práca líši od práce autorov Laguna, Jané a Caminale, ktorí nastavili dolnú medznú frekvenciu na hodnotu 0,8 Hz. Táto zmena bola prevedená za účelom získania lepších výsledkov. Aplikácia filtra na pôvodný signál je zobrazená na Obr. 4.1.



Obr. 4.1: Ukážka aplikácie FIR filtru s pásmovou priepusťou od 8 do 18 Hz s nulovým fázovým skreslením. Zobrazené sú prvé 4 sekundy prvého zvod signálu M01_001_12 CSE databázy.

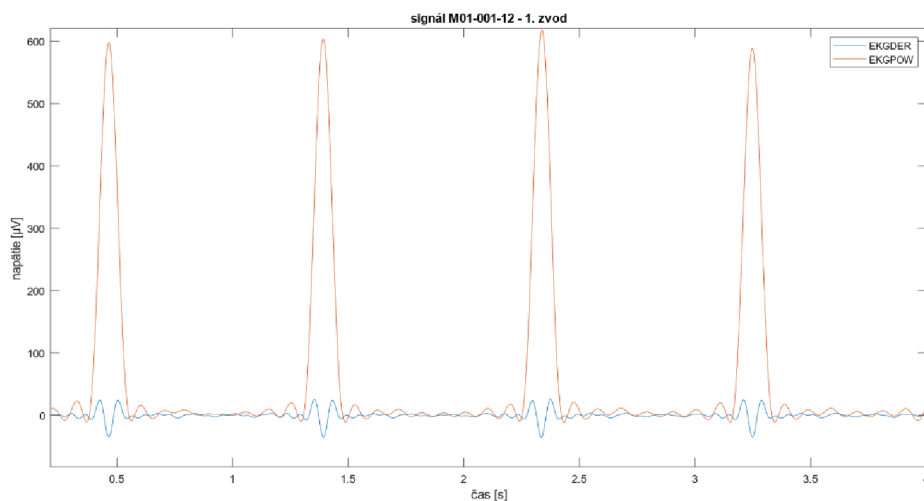
Tento vzniknutý signál označený EKGPB v ďalšom kroku derivujeme, čím vznikne signál EKGDER, ktorý je umocnený na druhú a vyhladený dolnou priepusťou. Tu sa naša práca opäť odlišuje od práce autorov Laguna, Jané a Caminale, kde autori využívajú metódu (z ich článku

10), kde bol použitý nízko-frekvenčný diferenciátor, následne prebehla aplikácia integračného okna o dĺžke 95 ms podľa vzorca (4):

$$y(nT) = \left(\frac{1}{N}\right) (x(nT - (N - 1)T) + x(nT - (N - 2)T) + \dots + x(nT)), \quad (4)$$

kde N je počet vzoriek integračného okna, x je vstupný signál a T predstavuje pozíciu prvej vzorky integračného okna v rámci signálu x .

V našej práci sme sa rozhodli otestovať tento typ vyhladenia druhej mocniny signálu EKGDER, ďalej vyhladenie pomocou plávajúceho mediánového okna a vyhladenie dolnou priepusťou pomocou FIR filtra, ktorý bol zostrojený tak isto v prostredí MATLAB pomocou funkcie `filtfilt`, takže výstupný signál nebol znehodnotený posunom fázovej charakteristiky. Najlepšie výsledky boli dosiahnuté poslednou spomínanou metódou a výstupný signál (EKGPOW) je zobrazený na Obr.4.2



Obr. 4.2: Ukážka výsledného signálu EKGPOW, ktorý vznikol umocnením a následným vyhladením dolnou priepusťou signálu EKGDER.

EKGPOW je teda signál, ktorý je výstupom prvého bloku, ktorý zaisťoval predspracovanie signálu. Nasleduje druhý blok, teda samotná detekcia QRS komplexov. V práci autorov

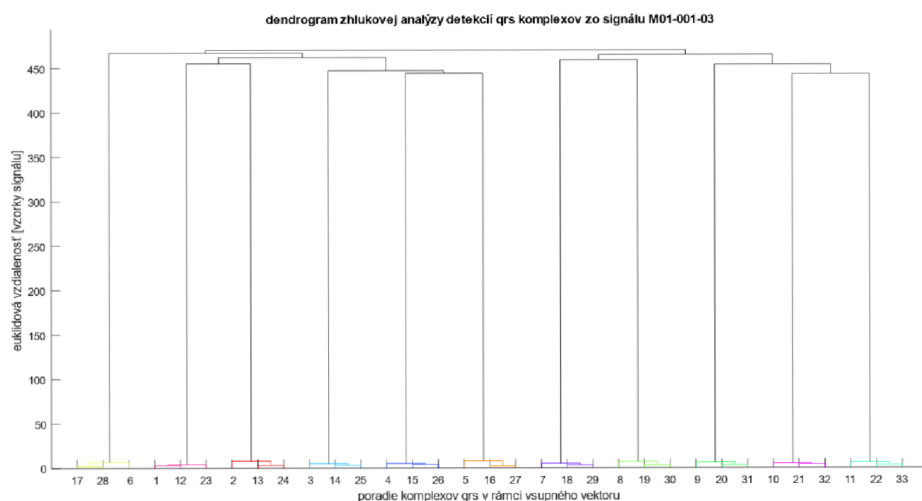
Laguna, Jané a Caminale vychádzajú z metódy Pana a Tompkina [odkaz, v práci 10], kde sa detekujú píky, ktoré majú veľkosť $\pm 30\%$ predchádzajúceho píku. Pri použití tohto pravidla došlo ku minimálne jednej falošne pozitívnej alebo falošne negatívnej detekcii v jedenástich signáloch. Preto bol v našej metóde použitý pevný prah p_q , ktorý je rovný trojnásobku priemernej hodnoty signálu ECGPOW. Tento vzťah je vo vzorci (5)

$$p_q = 3 * \frac{1}{N} \sum_{i=1}^n x(n), \quad (5)$$

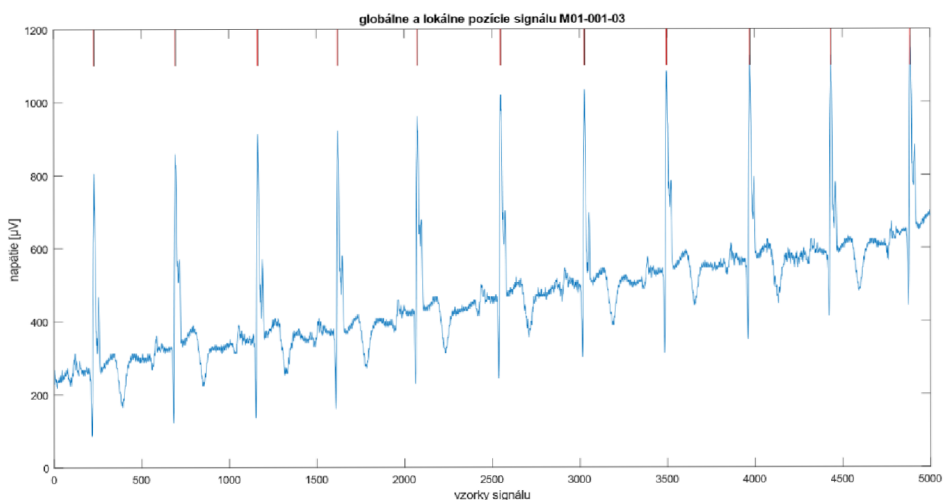
kde N je počet vzorkov signálu, x je vstupný signál EKGPOW a p_q je prah na detekciu QRS komplexov. Po použití pevného prahu sa úspešnosť detekcie zvýšila a boli zaznamenané 4 falošne negatívne detekcie zo všetkých detekcií testovanej databázy (jedná sa o globálne pozície). Signál EKGPOW bol prechádzaný oknom o dĺžke 150 vzorkov a v každom okne bolo hľadané maximum. Ak toto maximum prekročilo stanovený prah, tento bod bol považovaný za úspešne detekovaný QRS komplex a okno pokračovalo v detekcii o 150 vzorkov za práve detekovaným QRS komplexom.

V treťom bloku algoritmus získava globálne pozície QRS komplexov, ktoré sú spoločné pre všetky zvody signálu. Autori metódy Laguna, Jané a Caminale riešia výber globálnej pozície tzv. viacvodovým rozhodovacím pravidlom, ktoré je detailnejšie popísané v predchádzajúcej kapitole. Pre viaceré nejasnosti a nevýhody, ako je napr. výpočetná náročnosť a prílišná sofistikovanosť tohto pravidla, bolo od tejto metódy upustené a globálne pozície boli získané pomocou zhlukovej analýzy. Zhluková analýza je všeobecný názov pre metódu, ktorá na základe vstupných dát (objektov) vytvorí podľa nami zvolených parametrov zhluky z týchto vstupných dát, ktoré majú podobné vlastnosti. Ako vstup pre náš algoritmus zhlukovej analýzy slúžia pozície QRS komplexov zo všetkých zvodoch jedného signálu. V prvom kroku je vypočítaná euklidová vzdialenosť medzi každou dvojicou zo vstupných objektov. Keďže máme len jeden parameter objektu, a to pozíciu QRS komplexu, jedná sa o druhú mocninu rozdielu dvojice objektov. Euklidova vzdialenosť sa teda zväčšuje s druhou mocninou. Následne sú objekty rozdelené do zhlukov na základe minimálnej vzdialenosti medzi zhlukmi. Tá je nastavená pre každý signál zvlášť. Je daná ako štvrtinová hodnota mediánu z dvanástich priemerných hodnôt RR intervalu v jednom zvode. Ako globálna pozícia QRS komplexu je medián objektov toho zhluky, kde bol zaradený aspoň polovičný počet zvodov, pre 12 zvodový signál je to teda aspoň 6 objektový zhluk [12]. Na Obr. 4.3 je znázornený dendrogram signálu

M_001_03. Ukážka detekcie lokálnych a globálnych polôh QRS komplexu zo signálu M_001_03 je na obr. 4.4. Ako je vidieť, globálne a lokálne pozície sa vo väčšine prípadov prekrývajú, prípadne sa líšia o jednotky milisekúnd. Globálne pozície nám slúžia ako vstup pre rozmeranie EKG signálu.



Obr. 4.3: Dendrogram zo zhukovej analýzy použitej na signál M_001_03. Je vidieť, že bolo vytvorených 11 zhukov, ktorých minimálna vzdialenosť je väčšia ako 116,75 vzorkov, čo je medián z priemerných hodnôt RR intervalov z troch zvodov.



Obr. 4.4: Zobrazenie globálnych pozícií (čierna) a lokálnych pozícií (červená) na signály M_001_03, 3. zvod.

4.3 Rozmeranie QRS komplexu

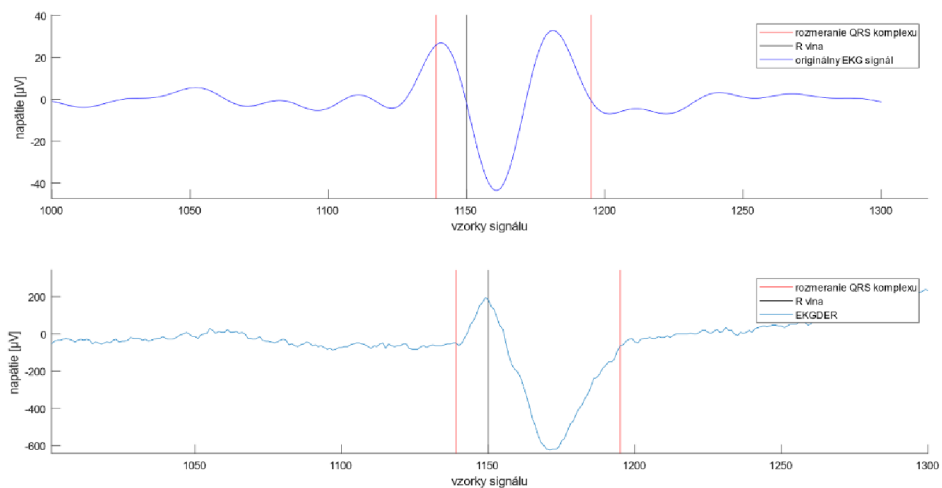
Pre rozmeranie QRS komplexu podľa metódy Laguna, Jané a Caminale potrebujeme zistiť polohu Q, R a S vln. Algoritmus pracuje so signálom EKGDER. Pozícia jednotlivých vln QRS komplexu predstavujú prechody nulou v signály EKGDER. Tieto hodnoty sa odvíjajú od globálnej pozície QRS komplexu pre daný signál. Najbližší prechod nulou pri detekovanej pozícii QRS komplexu je označený za vlnu R. Ak v okolí ± 20 ms od globálnej pozície QRS komplexu nie je nájdený žiadny prechod nulou, za vlnu R je považovaná minimálna pozícia signálu EKGDER v okolí ± 20 ms od globálnej pozície QRS komplexu. Vlna Q je prvý prechod nulou pred vlnou R a vlna S je prvý prechod nulou za vlnou R. Následne sú nájdené lokálne píky v signály EKGDER. Jeden pred vlnou Q, druhý za vlnou S. Tieto píky označujú maximálnu strmosť signálu, teda inflexné body signálu EKGPB. Začiatok vlny Q a koniec vlny S, teda začiatok a koniec QRS komplexu sú detekované pred, resp. za vlnou Q a S. Je definovaný prah H_q podľa vzorca (6)

$$H_q = \frac{EKGDER(Q_i)}{k_q}, \quad (6)$$

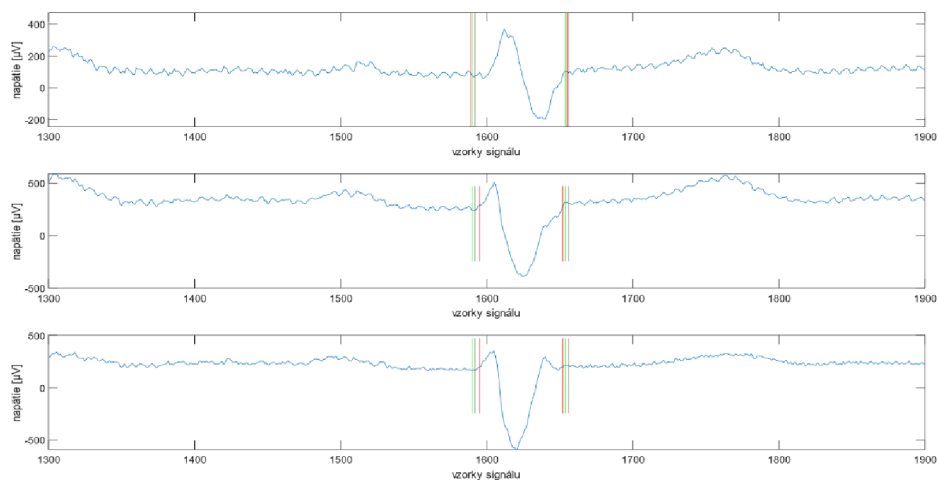
kde Q_i je pozícia lokálneho píku pred vlnou Q, určuje maximálnu strmosť signálu EKGPB medzi začiatkom a pozíciou vlny Q, k_q je konštanta nastavená na 1,8, EKGDER je predspracovaný signál a H_q je prah pre stanovenie začiatku vlny Q.

Algoritmus prechádza signál od pozície Q_i smerom doľava a prvé prekročenie prahu H_q je označené ako začiatok vlny Q, teda začiatok QRS komplexu. Podobne prebieha aj stanovenie konca QRS komplexu, kde je hodnota k_q nastavená na hodnotu 3 podľa práce [13]. Fyziologická hodnota QR intervalu je 80 ms. V prípade, že je táto hodnota medzi detekovanými prechodmi nulou väčšia, hľadá sa v okne o dĺžke 60 ms prvá hodnota, ktorá prekročí prah H_q . Koniec okna je 6 ms pred vlnou R. Dĺžka okna bola určená experimentálne.

Globálne pozície začiatku a konca QRS komplexu sú získané rovnakým spôsobom, akým došlo ku získaniu pozície QRS komplexov, teda zhlukovou analýzou. Výsledok lokálneho rozmerania jedného QRS komplexu je zobrazený na Obr. 4.5. Výsledné pozície lokálnych a globálnych pozícií rozmerania QRS komplexu sú zobrazené na Obr. 4.6



Obr. 4.5: Ukážka výstupu rozmerania jedného QRS komplexu. Horný signál je derivovaný signál EKGPB, dolný signál je pôvodný signál EKG. Q vlna naberá v tomto prípade tak malé hodnoty, že je nie je možné detekovať v EKGDER ako prvý prechod nulou pred vlnou R, pretože QR interval je príliš veľký. Preto je použité pravidlo opísané v texte. Pozícia S vlny bola úspešne detekovaná ako prvý prechod nulou za vlnou R. Ukážka bola zhotovená na signály M01_006_12, 6. zvod.



Obr. 4.6: Na obrázku sú zobrazené globálne pozície hraníc QRS komplexov (zelenou), lokálne pozície hraníc QRS komplexu (červenou) a referenčné hodnoty CSE databázy (čiernou). Jedná sa o signál M001_12, 1.-3. zvod.

4.4 Rozmeranie T vlny

Metóda autorov Laguna, Jané a Caminale používaná na detekciu a rozmeranie T a P vlny pracuje so signálom EKGDER a jej princíp je podobný ako pri rozmeraní QRS komplexu. Kým

pri QRS komplexe je táto metóda dostačujúca, rozmeranie P a T vlny pomocou tejto metódy prinieslo zlé výsledky a ani zmenou parametrov filtra pre predspracovanie signálu, parametrov pre veľkosť prahu a dĺžku okna na detekciu P a T vlny sa nepodarilo dosiahnuť uspokojivých výsledkov. Preto bolo od tejto metódy celkom upustené a rozmeranie P a T vlny je riešené pomocou vlnkovej transformácie [15]. Vlnková transformácia bola vybraná z dôvodu menšej výpočtovej náročnosti a nenáročnému prevedeniu v prostredí MATLAB. Vďaka vlnkovej transformácii sme schopní navrhnúť dostatočne robustnú metódu, ktorá funguje aj pri zašumených EKG signáloch, kde metóda Laguna, Jané a Caminale zlyhala. Metóda použitá na rozmeranie P a T vlny bola vypracovaná na základe metódy opísanej v [12].

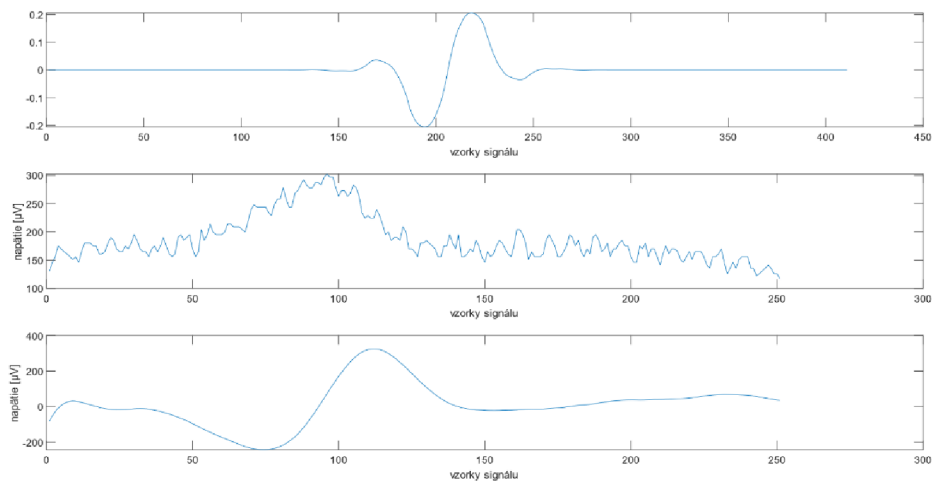
V použitom algoritme je využitá spojitá vlnková transformácia prevedená v prostredí MATLAB pomocou funkcie *cwt*. Spojitá vlnková transformácia je metóda, ktorá využíva koreláciu vlnky so vstupným signálom. Vlnku získame transláciou a dilatáciou materskej vlnky (7)

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right), \quad (7)$$

kde $\psi_{a,b}(t)$ je rodina vlniek, a určuje dilatáciu vlny a b transláciu, obidva parametre sú spojité. $\psi(t)$ je materská vlnka. $CWT(a,b)$ je potom funkcia, kde vstupom je spojitý signál $x(t)$ a vlnka $\psi(t)$. Výstupom je korelácia medzi týmito vstupmi s parametrami funkcie a a b (8)

$$CWT(a,b) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right), \quad (8)$$

pomocou ktorej sa vytvorí obraz v časovo-merítkovej oblasti. Dnes je k dispozícii rada materských vlniek (MATLAB ponúka 7 typov materských vlniek), pre EKG je vhodnou rodinou materských vlniek biortogonálna sada, konkrétne vlnka *bior1.5*. Pre dobrú koreláciu vlnky s P a T vlnou je použitá vlnka *bior1.5* s merítkom 41. Merítok je použité pre testovaciu databázu CSE, ktorá má vzorkovaciu frekvenciu 500 Hz. Korelácia vlnky s vlnou T je zobrazená na Obr. 4.7. Z grafov je možné pozorovať, že transformovaný signál má podobné vlastnosti, aké sme využívali v práci so signálom



Obr.4.7: Ukážka transformovaného signálu (hore) po korelácii vlnky bior1.5 s merítkom 41 a EKG signálu, vybraná časť predstavuje T vlnu.

EKGDER. Teda nulový bod transformovaného signálu predstavuje vrchol vlny v signály EKG. Maximá transformovaného signálu predstavujú najväčšie strmosti strán, resp. inflexné body EKG signálu. A nakoniec vieme určiť začiatok a koniec vlny nastavením prahu, ktorý signál prekročí pred, resp. za týmito lokálnymi pikmi transformovaného signálu.

Transformovaný signál, na ktorom prebieha detekcia a rozmeranie vlny T vznikol ako CWT EKG signálu. Použitá vlnka je *bior1.5* s merítkom 41. Z EKG boli odstránené QRS komplexy, aby nedochádzalo k zbytočnej korelácii, pretože použitý prah v algoritme je závislý na smerodatnej odchylke signálu. Odstránenie prebehlo v segmente QRS začiatok – 2 ms až QRS koniec + 2 ms, kde hodnota signálu EKG medzi týmito bodmi bola nahradená hodnotou EKG signálu v bode QRS začiatok – 2 ms.

V prvom kroku je teda potrebné určiť polohu T vlny. Algoritmus ju vyhľadáva medzi koncom j -teho QRS komplexu a začiatkom j +prvého QRS komplexu. Ak je vzdialenosť tohto segmentu menšia ako $0,41 \times RR_{med}$, detekcia T vlny je vynechaná. T vlny sa hľadá v segmente od $QRS_{koniec} + 0,14 \times RR_{med}$ po $QRS_{koniec} + 0,41 \times RR_{med}$. Následne sa hľadá taký prechod nulou, kde absolútne hodnoty extrémov medzi susednými prechodmi nulou sú väčšie ako $0,11 \times SO_{tsig}$, kde SO_{tsig} je smerodatná odchylka transformovaného signál. Ako prvý a posledný prechod nulou sú nastavené polohy začiatku a konca segmentu. V prípade, že vlna T nebola detekovaná, prah sa

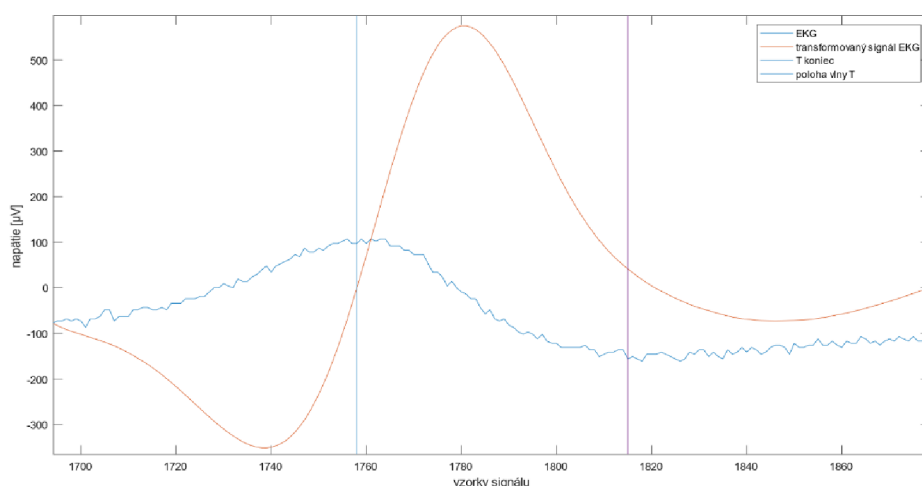
znižuje o 10 % a detekcia prebieha znova. Prah je možné znížiť 10krát. Hľadanie polohy T vlny prebieha od začiatku segmentu. V opačnom prípade by sme mohli detekovať vlnu P. Pre nájdenie konca vlny T je potrebné nájsť takú hodnotu transformovaného signálu medzi dvoma prechodmi núl, ktorá prekračuje prah T_{offset} (9)

$$T_{offset} = 0,7 \times \min(V1, V2), \quad (9)$$

kde $V1$ a $V2$ sú vrcholy obklopujúce nulový bod predstavujúci vlnu T. Algoritmus postupne prehľadáva signál, ktorý sa nachádza medzi dvoma prechodmi nulou, začínajúc na prechode nulou označujúcom vlnu T a postupuje prechodmi nulou smerom vpravo. Ak vzdialenosť medzi vlnou T a ďalším prechodom nulou, ktoré algoritmus práve prehľadáva, bude väčšia ako $0,25 \times RR_{med}$ alebo ak bude maximum absolútnej polohy transformovaného signálu menšie ako T_{offset} , je hľadanie konca vlny T ukončené a za koniec vlny T je považovaná poloha, kde signál posledný krát prekročí hodnotu $T_{offset2}$, danú vzorcom (10)

$$T_{offset2} = 0,15 \times V_3, \quad (10)$$

kde V_3 je vrchol transformovaného signálu, kde signál posledný krát prekročil hodnotu T_{offset} . Hodnoty pre jednotlivé prahy a dĺžky okien boli prebrané z [6]. Takto detekovaný koniec vlny je zobrazený na Obr. 4.8. Následne sú určené globálne polohy konca T vln, podobne ako pri určovaní globálnych polôh QRS komplexov pomocou zhlukovej analýzy.



Obr. 4.8: Ukážka rozmerania vlny T pomocou CWT. Jedná sa o T vlnu za 4. QRS komplexom signálu M001_12, 12. zvod.

4.5 Rozmeranie P vlny

Rozmeranie P vlny prebieha rovnakým princípom ako detekcia a rozmeranie T vlny. Pomocou CWT je teda získaný transformovaný signál použitím vlnky *bior1.5* s merítkom 41. Prvý krok metódy kontroluje, či segment medzi j-tým QRS koncom a j+prvým QRS začiatkom je väčší ako $0,625 \times RR_{median}$. Ak tak nie je, ku detekcii P vlny nedochádza. V ďalšom kroku sa hľadajú také prechody nulou v transformovanom signály, kde absolútne hodnoty medzi susednými prechodmi nulou sú väčšie ako $0,39 \times SO_{41}$, kde SO_{41} je smerodatná odchylka transformovaného signálu. Postupuje sa v segmente začínajúcom v bode $QRS_{(j+1)onset} - 0,035 \times RR_{med}$ do bodu $QRS_{(j)offset} + 0,59 \times RR_{med}$. Smer hľadania pozície vlny P je zľava doprava, teda opačne, ako pri hľadaní vlny T. Z toho dôvodu, že v opačnom prípade by sme mohli detekovať vlnu T. V prípade, že detekcia P vlny bude neúspešná, prah je možné znížiť o 5 %, a to celkovo 19-krát. V okne, kde algoritmus hľadá vlnu P, sú nájdené prechody nulou. Algoritmus postupne kontroluje signál medzi dvoma prechodmi nulou, pričom začína na detekovanej P vlne a postupuje smerom vpravo. V každom kroku musí maximum absolútnej hodnoty signálu medzi dvoma prechodmi nulou byť väčšie ako prah P_{offset}

$$P_{onset} = 0,7 \times \min(V1, V2) \quad (11)$$

kde V1 a V2 sú lokálne píky, medzi ktorými sa nachádza prechod nulou detekovaný ako P vlna. Súčasne musí byť vzdialenosť medzi vlnou P a práve prehladávaným prechodom nulou menšia ako $0,27 \times RR_{med}$. Ak je táto vzdialenosť menšia alebo je maximum absolútnej hodnoty signálu v danom úseku menšie ako P_{onset} . Je hľadanie ukončené a koniec vlny P je daný ako posledná hodnota, ktorá prekročila prah P_{onset2}

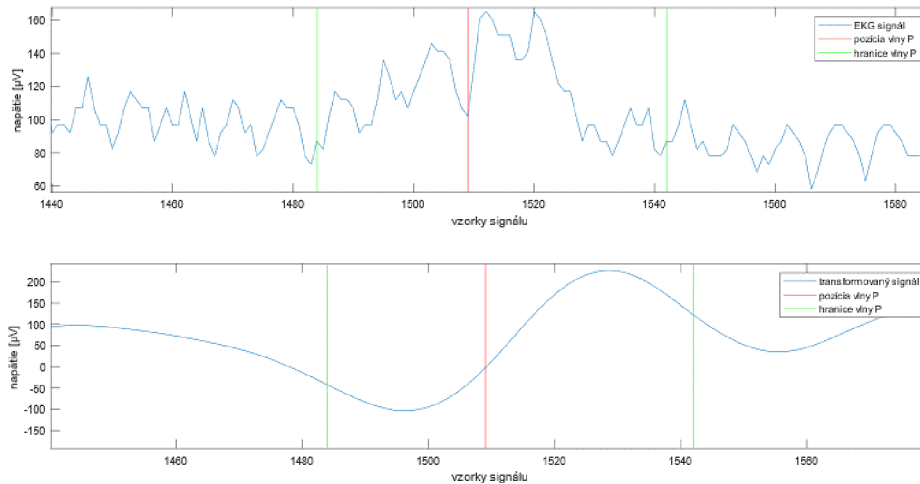
$$P_{onset2} = 0,4 \times V3 \quad (12)$$

kde V3 je posledná pozícia signálu, ktorá prekročila hodnotu P_{onset} . Hľadanie konca vlny P prebieha rovnako. Vzdialenosť medzi P vlnou a práve prehladávaným prechodom nulou musí byť menšia ako $0,27 \times RR_{med}$ a súčasne musí byť maximum medzi vlnou P a prehladávaným prechodom nulou väčší ako P_{onset} . V opačnom prípade je koniec vlny P označený ako pozícia signálu, ktorá ako posledná prekročila prah $P_{offset2}$. Prahy P_{offset} a $P_{offset2}$ sú nastavené nasledovne:

$$P_{offset} = 0,75 \times \min(V1, V2), \quad (13)$$

$$P_{offset2} = 0,6 \times V4, \quad (14)$$

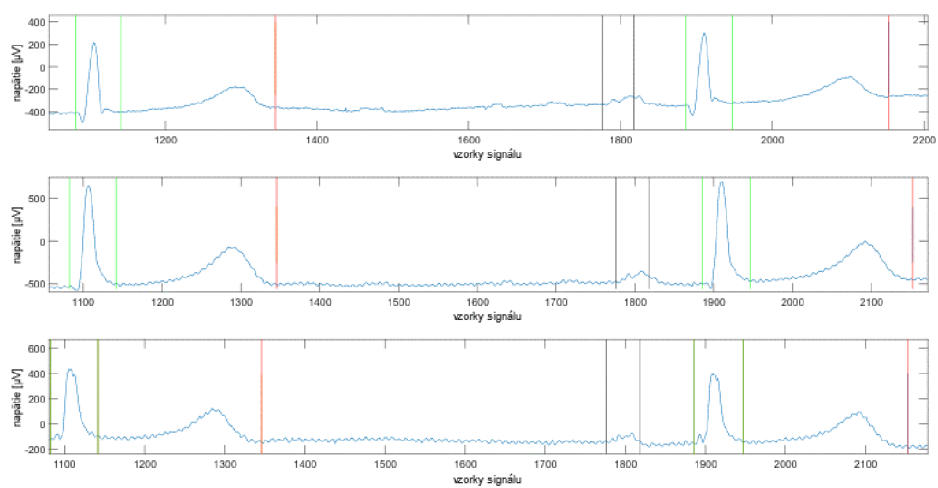
kde $V4$ je posledná pozícia signálu, ktorá prekročila hodnotu P_{offset} . Rozmeranie P vlny je zobrazené na Obr.4.9.



Obr.4.9: Rozmeranie vlny P pomocou CWT. Zelené čiary naznačujú hranice vlny P, červená čiara označuje prechod nulou transformovaného signálu, vyhodnoteného ako vlnu P.

4.6 Kompletné rozmeranie EKG signálu

Rozmeranie viacvodového EKG vzniklo aplikovaním všetkých rozmerovacích algoritmov na signál. Výstupom sú globálne významné pozície vln a kmitov. Globálne pozície sú získavané zo všetkých 15 zvodov. Ukážka takejto aplikácie je na Obr. 4.10. Okrem úspešných aplikácií vznikli aj neúspešné rozmerania. Ich príčinou bol zle detekovaný QRS komplex.



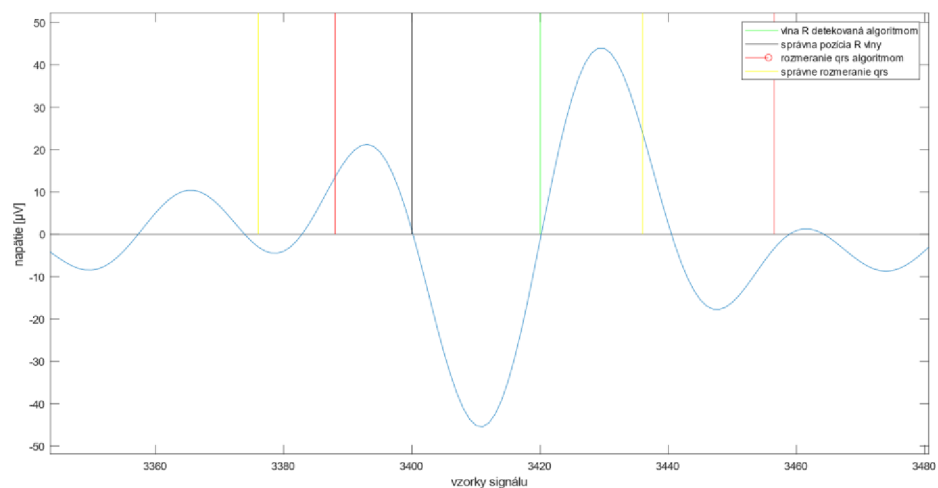
Obr. 4.10: Ukážka úspešného rozmerania EKG záznamu. Červenou farbou je zaznačená pozícia konca T vlny. Čiernou čiarou je rozmeraná P vlna. Zelenou čiarou je rozmeraný QRS komplex. Signál M001_12, I.-III. zvod.

4.7 Vyhodnotenie

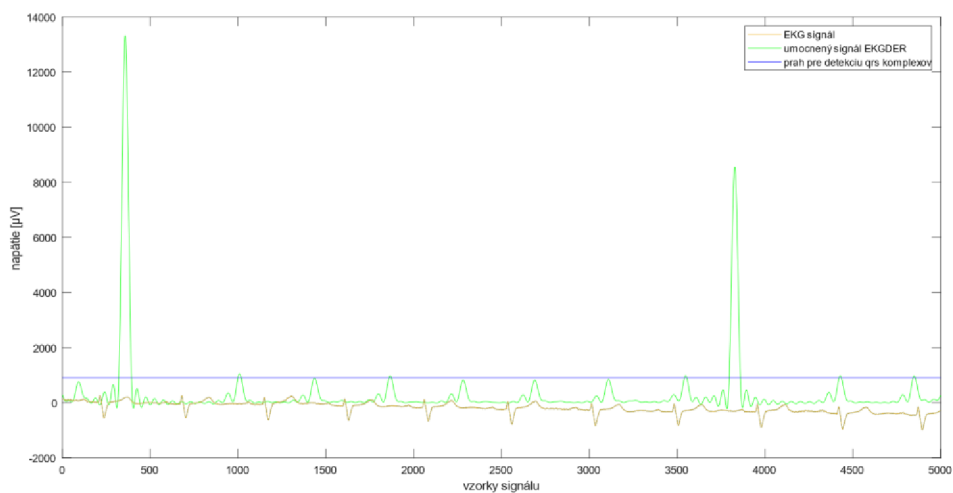
Úspešnosť QRS komplexu sme hodnotili pomocou senzitivity, ktorá určuje pomer $SP/SP+FN$, kde SP je správne detekovaná pozícia a FN je falošne detekovaná pozícia. V našom prípade je $SP = 1449$ a $FN = 1454$, z čoho vyplýva, že senzitivita je 99,66%. Ďalej bola hodnotená prediktivita, ktorá sa počíta ako $SP/SP+FP$, kde FP je falošne pozitívna detekcia. V našom prípade sa jednalo o jednu falošne pozitívnu detekciu, a prediktivita naberá hodnotu 99,93%. Ukážka falošne negatívnej detekcie je zobrazená na Obr.4.11, kde neboli detekované prvý a posledný qrs komplex z dôvodu nastavenia nízkeho prahu. Nastavením adaptívneho prahu by sa tento problém mohol vyriešiť, avšak nepodarilo sa nájsť také parametre adaptívneho prahu, ktorým by sa dosiahli lepšie výsledky ako použitím prahu pevného, preto bol ponechaný pevný prah aj za cenu piatich falošne negatívnych detekcií.

Zvyšné 4 významné body EKG boli hodnotené na základe absolútnej odchýlky od referenčných hodnôt databázy CSE. Následne bola vypočítaná smerodajná odchýlka. Hodnoty dosiahnuté realizovanou metódou sú spolu výsledkami podobných prác zobrazené v Tab.4.2. Smerodajné odchýlky všetkých významných bodov neprekračujú tolerančný limit databázy CSE. Koniec a začiatok vlny P a koniec QRS komplexu je však takmer na hranici limitu. Problém pri rozmeraní QRS komplexu nastával v prípadoch, keď bola globálna pozícia QRS komplexu príliš odchýlená od R vlny. V takom prípade sa v signály EKGDER detekovala Q alebo S vlna, prípadne pozície signálu medzi vlnou Q a R, resp. R a S a celé rozmeranie bolo nepresné. Takýto príklad je zobrazený na Obr. 4.12. Detekcia P vlny bol najväčší problém, kvôli relatívne malej dĺžke P vlny a jej nejasnému koncu. Detekciu T vlny považujem za najúspešnejšiu v rámci piatich významných bodov. Výsledky rozmerania QRS komplexu sú podobné ako v práci [11], taktiež rozmeranie P vlny. Rozmeranie T vlny prinieslo lepšie výsledky, ako uvádza práca [11]. Z toho usudzujem, že metóda využívajúca vlnkovú transformáciu je na rozmeranie T vlny lepšia ako metóda využívajúca prvú diferenciu.

Signály, ktoré obsahovali patologické artefakty a tým neumožnili správnu detekciu, resp. jednalo sa o FN detekcie, neboli zahrnuté do testovania.



Obr. 4.12: Ukážka zlyhania rozmerania QRS na signály EKGDER. Z ukážky vyplýva, že kvôli chybnjej detekcii R vlny je celé rozmeranie posunuté smerom vpravo.



Obr. 4.11: Ukážka signálu M012_12, XII. zvod, kde prah detektoru pre detekovanie qrs komplexu z umocneného signálu EKGDER je príliš nízky, dôsledkom čoho neboli detekované globálne pozície prvého a posledného qrs komplexu.

Tab. 4.2: Zobrazuje štatistické parametre jednotlivých metód a nami realizovanej metódy

Názov metódy	Štatistické parametre	Začiatok P vlny	Koniec P vlny	Začiatok QRS komplexu	Koniec QRS komplexu	Koniec T vlny
Martínez [13]	N, [-]	25	24	32	27	26
	$\bar{x} \pm \sigma$, [ms]	4,9 ±5,4	1,0 ±6,4	1,3 ±6,3	5,8 ±10,9	1,3 ±21,8
Laguna [11]	N, [-]	111	111	121	121	121
	$\bar{x} \pm \sigma$, [ms]	0,1 ±5,7	0,5 ±8,3	3,6 ±4,2	0,0 ±7,7	9,7 ±16,5
Laguna [11]	N, [-]	30	29	30	25	26
	$\bar{x} \pm \sigma$, [ms]	1,0 ±7,9	1,0 ±5,1	2,1 ±7,4	0,2 ±3,6	2,6 ±10,5
Alvarado [17]	N, [-]	25	25	25	25	25
	$\bar{x} \pm \sigma$, [ms]	-	-	4,5 ±1,5	7,6 ±1,8	8,2 ±3,6
De Chazal [18]	N, [-]	-	-	32	27	-
	$\bar{x} \pm \sigma$, [ms]	-	-	0,9 ±3,6	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, [-]	116	116	123	123	119
	$\bar{x} \pm \sigma$, [ms]	6,8 ±6,7	10,5 ±8,9	5,1 ±4,1	4,6 ±6,9	13,5 ±8,9
Tolerančný limit σ						
	2sCSE,[ms]	10,2	12,7	6,5	11,6	30,6

5. ZÁVER

Cieľom práce bola realizácia a otestovanie metódy autorov Laguna, Jané a Caminale [11]. Prácu bola rozdelená na 3 časti. Teoretický úvod, kde je prebraná problematika získania EKG signálu a jeho následné spracovanie. V praktickej časti bol zostrojený algoritmus na rozmeranie EKG signálu v prostredí MATLAB. V poslednej časti bol algoritmus testovaný na štandardnej databáze CSE.

V praktickej časti bol zostrojený algoritmus podľa [11], ktorý je založený na výpočte prvej diferencie. Detekcia QRS komplexu a jeho následné rozmeranie v rámci jedného zvodu bolo takmer totožné s prácou Laguna, Jané a Caminale, avšak s tým rozdielom, že v našej práci boli zmenené niektoré parametre filtrov a algoritmus bol taktiež doplnený o niektoré podmienky umožňujúce detekciu komplexov, ktoré sa nachádzali na začiatku, resp. konci signálu a dĺžka okna ich neumožňovala detekovať. Detektor QRS komplexu funguje spoľahlivo aj na veľmi znehodnotených signáloch, dôkazom čoho je senzitivita 96,66 %. Pre výpočet globálnych pozícií bolo od práce [11] úplne upustené a pozície sa získavali pomocou zhlukovej analýzy metódou najbližšieho suseda. Pri zostrojovaní algoritmu na rozmeranie P a T vlny nastávali časté chyby algoritmu, ktoré sa museli ošetrovať častými podmienkami a robili tak algoritmus neprehľadným a výpočtetne náročným, naviac som sa nevedel dopracovať k výsledkom, aké prezentuje práca [11]. Preto som sa rozhodol použiť modernejšiu a značne jednoduchšiu metódu popísanú v [12], s ktorou bolo dosiahnutých lepších výsledkov.

Cieľ práce považujem za splnený, dokonca aj s lepšími výsledkami, ako boli popísané v práci Laguna, Jané a Caminale.

LITERATÚRA

[1] KIRBY, R.S., WITHINGTON, S., DARLING, A.B., KILGOUR, F.G. *New York Dover Publications Inc*; 1990. Engineering in history. ISBN 0486264122.

- [2] MATTEUCCI, C. *Sur un phenomene physiologique produit par les muscles en contraction*. Ann Chim Phys. 1842;6:339–41.
- [3] EINTHOVEN W. *Ueber die Form des menschlichen electrocardiogramms*. Pflügers Arch Eur J Physiol. 1895;60(3):101–23.
- [4] DESCARTES, R. *Descartes and the ECG lettering series*. Med Allied Sci. 1971 Apr; 26(2):181-6.
- [5] FYE, W.B. *A history of the origin, evolution, and impact of electrocardiography*. Am J Cardiol. 1994 May 15; 73(13):937-49.
- [6] HOLIBKOVÁ, A., LAICHMAN, S. *Přehled anatomie člověka*. Univerzita Palackého v Olomouci, Olomouc, 2010 ISBN 978802442615.
- [7] WILHELM, Z. a kol. *Stručný přehled fyziologie člověka pro bakalářské programy*. Masarykova Univerzita, Brno, 2010, ISBN 9788021052833.
- [8] Stackoverflow. [online]. 2020. Stack exchange Inc. [cit. 15_02_2020] Dostupné na internete: <https://stackoverflow.com/questions/11349920/how-to-get-values-from-a-scanned-ecg-image>
- [10] PAN, J., TOMPKINS, W.J. *A real-time QRS detection algorithm*. IEEE Trans, Biomed. Eng. 32(3), 230 (1985).
- [11] LAGUNA, P., JANÉ, R., CAMINALE, 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] 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.
- [13] 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.

- [14] Mathworks. [online]. The MathWorks Inc. 2020. [cit. 11_03_2020] Dostupné online z: <https://www.mathworks.com/help/signal/ref/filtfilt.html>
- [15] ADDISON, P.S. *The Illustrated Wavelet Transform Handbook*. Taylor & Francis, 2002. 400pp. ISBN 0750306920.
- [16] The CSE working party. Recommendations for measurement standards in quantitative electrocardiography. *European Heart Journal*, Vol. 6, No. 10, 1985.
- [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.
- [20] ROKYTA, R.; MAREŠOVÁ, D.; TURKOVÁ, Z. *Somatologie*. Praha: Wolters Kluwer ČR, 2009. 260 s. ISBN 978-80-7357-454-3.
- [21] ZEMAN, Karel. *Poruchy srdečního rytmu v intenzivní péči*. Brno: Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotních oborů, 2005. 175 s. ISBN 80-7013-222-1.
- [22] HRAZDIRA, I.; MORNSTEIN, V. *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. Brno: Neptun, 2001. 380 s. ISBN 80-902896-1-4.
- [23] SORNMO, L.; LAGUNA, P. *Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications*. Elsevier Academic Press, 2005. 688 pp. ISBN 0124375529.