

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

ROZMĚŘOVÁNÍ ZÁZNAMŮ EKG S VYUŽITÍM TRANSFORMACE
SVODŮ

DIPLOMOVÁ PRÁCE
MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

Bc. MICHAL RUTTNER

BRNO 2014



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

ROZMĚŘOVÁNÍ ZÁZNAMŮ EKG S VYUŽITÍM TRANSFORMACE SVODŮ

DELINEATION OF ECG SIGNALS USING LEADS TRANSFORMATION

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. MICHAL RUTTNER

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. MARTIN VÍTEK, Ph.D.

BRNO 2014



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor
Biomedicínské inženýrství a bioinformatika

Student: Bc. Michal Ruttner

ID: 129342

Ročník: 2

Akademický rok: 2013/2014

NÁZEV TÉMATU:

Rozměrování záznamů EKG s využitím transformace svodů

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Nastudujte a popište základní principy a metody rozměrování signálů EKG. Navrhněte a popište vlastní blokové schéma obecného rozměrovacího algoritmu. Nastudujte a popište metody umožňující transformace svodů mezi různými svodovými systémy. 2) Zvolte jednu metodu rozměrování signálů EKG, popište ji a realizujte v prostředí Matlab. 3) Metodu otestujte na kompletní databázi EKG signálů CSE. 4) Dosažené výsledky srovnajte s výsledky dosaženými jinými metodami. 5) Realizujte nejméně tři různé transformační přístupy pro navýšení počtu dostupných svodů. S využitím shlukové analýzy kombinujte pozice detekované v transformovaných svodech za účelem zvýšení účinnosti detekce. 6) Provedte diskuzi dosažených výsledků.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] 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, pp. 570-581, 2004.

[2] DAWSON, D.; YANG, H.; MALSHE, M. et al.: Linear affine transformations between 3-lead (Frank XYZ leads) vectorcardiogram and 12-lead electrocardiogram signals. Journal of electrocardiology, Vol. 42, No. 6, pp. 622-630, 2009.

Termín zadání: 10.2.2014

Termín odevzdání: 23.5.2014

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

Konzultanti diplomové práce:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

Předseda oborové rady

ABSTRAKT

Tato práce je věnována rozměření EKG signálu. V první části je teoretický rozbor EKG a různé způsoby zpracování tohoto signálu. Metody umožňující transformaci svodů mezi různými svodovými systémy. Dále jsou rozepsány rozličné metody rozměření signálu. V druhé části je popis metody použité k rozměření EKG signálu z databáze CSE. Konkrétně metoda s použitím dyadické vlnkové transformace. Práce obsahuje, také popis vytvořeného programu a jeho výsledky. Třetí část práce obsahuje popis a realizaci metod transformace svodů a shlukové analýzy. Závěrem této práce je vyhodnocení použité rozměřovací metody.

KLÍČOVÁ SLOVA

Rozměření EKG signálu, elektrokardiografie, transformace svodů, vlnková transformace, shluková analýza

ABSTRACT

This work deals with delineation of ECG signals. First we will become familiar with ECG and commonly used processing methods. Various transformation methods of ECG leads. Further we will describe methods of delineation ECG signals. Second part is dedicated to method used in this work for delineation of ECG signals from CSE database. Particular method using Dyadic Wavelet Transform. Work include, description of used program and results. Third part is dedicated to methods of ECG leads transformations and cluster analysis. In conclusion we will evaluate the results.

KEYWORDS

Delineation of ECG signal, electrocardiography, leads transformation, wavelet transform, cluster analysis

Michal Ruttner *Rozměřování záznamů EKG s využitím transformace svodů*: diplomová práce. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství, 2014. 60 s. Vedoucí práce byl Ing. Martin Vítek , Ph.D.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma „Rozměřování záznamů EKG s využitím transformace svodů“ jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této diplomové práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

Brno

.....

(podpis autora)

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkoval vedoucímu diplomové práce panu Ing. Martinu Vítкови, Ph.D. za rady, čas a ochotu, kterou mi v průběhu zpracování diplomové práce věnoval.

Brno

.....

(podpis autora)

OBSAH

1	Úvod	10
2	Teoretický úvod	11
2.1	Elektrokardiografie	11
2.2	Rozměření EKG	14
2.3	Metody detekce QRS komplexu	15
2.3.1	Obecný detektor	16
2.3.2	Detektor využívající derivace	16
2.3.3	Detektor QRS komplexu využívající matematického modelu	16
2.3.4	Detektor QRS komplexu využívající druhé derivace	18
2.4	Metody rozměření EKG	19
2.4.1	Detektor využívající spojité vlnkové transformace	19
2.4.2	Detektor využívající dyadické vlnkové transformace	19
2.4.3	Diferenční metoda rozměření EKG	21
2.4.4	Rozměření EKG s použitím dynamického borcení časové osy	22
2.4.5	Rozměření EKG s využitím spádového kritéria	24
2.4.6	Adaptivní přístup nalezní vln P a T	24
2.4.7	Rozměření EKG neuronovou sítí	25
2.5	Transformace svodů	27
2.5.1	Odvození EKG z VKG svodů	27
2.5.2	Lineární afinní transformace	28
2.5.3	Rekonstrukce 12. svodového EKG z redukovaných svodů	28
2.5.4	Rekonstrukce 12. svodového EKG z Frankova prostorového obrazu	29
2.5.5	Statistické a deterministické přístupy transformace EKG svodů	30
2.6	Statistické metody	30
2.7	Shluková analýza	31
2.8	EKG databáze CSE	32
3	Praktická realizace Transformace svodů	34
4	Praktická realizace rozměření	39
5	Praktická realizace shlukové analýzy	45
6	Výsledky	47
6.1	Ukázka úspěšného rozměření signálu	49
6.2	Ukázka neúspěšného rozměření signálu	51

7 Porovnání rozměřovacích metod	53
8 Závěr	55
Literatura	57

SEZNAM OBRÁZKŮ

2.1	Popis EKG křivky. Převzato z [16]	11
2.2	Kolísání nulové izolinie	12
2.3	Brum	13
2.4	Myopotenciály	14
2.5	Obecný algoritmus rozměření EKG.	15
2.6	Blokové schéma třístupňové dyadické vlnkové transformace. Převzato z [2]	20
2.7	Mateřská vlnka vzniklá derivací kubického splajnu. Převzato z [14]	20
2.8	Frekvenční odpověď dyadické vlnkové transformace. Převzato z [14]	21
2.9	Porovnání dvou srdečních tepů s využitím DTW. Převzato z [31]	23
2.10	Frankův model torza. Převzato z [7]	29
3.1	Transformace maticí Dower. Originální svody jsou zobrazeny modře, transformované svody červeně.	37
3.2	Transformace maticí Dawson (HC). Originální svody jsou zobrazeny modře, transformované svody červeně.	37
3.3	Transformace maticí Dawson (MI). Originální svody jsou zobrazeny modře, transformované svody červeně.	38
3.4	Transformace maticí průměrů CSE. Originální svody jsou zobrazeny modře, transformované svody červeně.	38
4.1	Zobrazení vlnky bior1.5 a její funkce	39
4.2	Výstup funkce swt	40
4.3	Blokové schéma navrženého algoritmu.	41
4.4	Detekce QRS komplexu. Modrá křivka znázorňuje vstupní signál, černá křivka signál s měřítkem 2^2	42
4.5	Vlevo jsou vykreslena nalezené extrémy, vpravo je výsledek prahování extrémů.	42
4.6	Detekce T vlny. Modrá křivka značí vstupní signál, černá křivka signál s měřítkem 2^5	43
4.7	Detekce P vlny. Modrá křivka značí vstupní signál, černá křivka signál s měřítkem 2^5	43
5.1	Vykreslení shluků pozic R kmitů	45
6.1	Ukázka detekce významných pozic. Signál MO1_007_03.	49
6.2	Ukázka detekce významných pozic. Signál MO1_058_03.	50
6.3	Ukázka detekce významných pozic. Signál MO1_124_03.	51
6.4	Ukázka neúspěšné detekce významných pozic. Signál MO1_001_03.	52
6.5	Ukázka neúspěšné detekce významných pozic. Signál MO1_045_03.	52

SEZNAM TABULEK

3.1	Transformační matice Dower	34
3.2	Transformační matice Dawson	35
3.3	Transformační matice získaná z databáze CSE	36
6.1	Shrnutí dosažených výsledků senzitivity a pozitivní prediktivity detekce pozic QRS komplexu v EKG signálu	47
6.2	Výsledky detekce významných bodů v EKG signálu	48
7.1	Porovnání metod rozměření EKG signálu	53

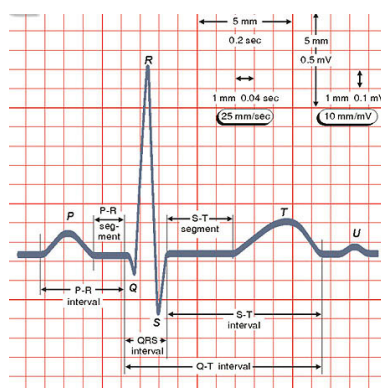
1 ÚVOD

Srdce pumpuje do krevního oběhu krev. Kontrakce stěn myokardu je způsobena šířením elektrického potenciálu od sinoatriálního uzlu až po Purkyňova vlákna. Tato aktivita se zaznamenává elektrokardiografií. Elektrokardiografie je diagnostická metoda založená na měření změny elektrického potenciálu z povrchu těla. Naměřit je možné napětí o velikosti jednotek až desítek mV. Klinicky je tato metoda využívána od roku 1906. Signál se zaznamenával takzvanými bipolárními (Eithovenovy) svody, kdy jsou elektrody přiloženy na pravou, levou ruku a na kotník levé nohy, na pravé noze je umístěna zemní svorka. Dnes se běžně používá dvanácti svodové EKG. Signál se získává ze 3 bipolárních končetinových svodů a tří unipolárních augmented svodů. Ty sledují změnu potenciálu mezi elektrodou a zvoleným referenčním bodem. Graficky si můžeme představit, že elektrody tvoří trojúhelník, referenční svody tedy leží na protilehlých stranách trojúhelníku. Tím se dosáhne zvětšení amplitudy. Zbývajících šest svodů je unipolárních hrudních. Označují se V1 až V6 a sledujeme potenciál vztažený ke společné referenci. Naměřený EKG signál svědčí o elektrické aktivitě srdce, je to periodický signál s výraznými segmenty. Nejdůležitější z těchto segmentů je QRS komplex, který je nejvýraznější. Další výrazné segmenty jsou T vlna a P vlna. Rozměření EKG zjišťuje významné body v signálu. Začátek a konec QRS komplexu, začátek a konec P vlny a konec T vlny. Z těchto bodů se dají zjistit důležité intervaly jako: RR interval, interval PR, interval QT a segment ST. Analýzou tvaru a doby trvání mezi jednotlivými intervaly je možné posouzení správnosti srdeční aktivity, odhalení infarktu myokardu, poruch distribuce elektrolytů, zjištění poruch převodního systému srdečního. Stále častěji se však EKG využívá pro screening ischemické choroby srdeční při zátěžovém testu. Samozřejmě je tento signál silně zašuměn jinými elektrickými signály. Například kolísáním nulové izolinie způsobený elektrochemickými reakcemi na rozhraní elektrody kůže. Další šum je způsoben indukčním rušením z napájecí sítě. Myopotenciály vznikající pohybem pacienta zvláště při zátěžových testech. Z tohoto důvodu se naměřený signál dále zpracovává. Jednou z možností je použití filtrů k odstranění nežádoucích složek. Rozměřování EKG signálu se stále častěji realizuje pomocí vlnkové transformace. Spojité či dyadické, jejichž princip je v této práci popsán. Trojsvodový (Eithovenův) signál obsahuje stejná data jako dvanácti svodový signál. Je tedy možné transformovat trojsvodový signál na dvanácti svodový. Při aplikaci rozměrovacího algoritmu na takto transformovaný signál, můžeme dosáhnout lepšího výsledku, než při aplikaci na jednoduché končetinové svody. Metody transformace z třísvodového na dvanácti svodový signál jsou rozepsány dále.

2 TEORETICKÝ ÚVOD

2.1 Elektrokardiografie

Elektrokardiografie je jedna z nejdůležitějších metod používaných při diagnostice a posuzování správné funkce srdce. Tato metoda snímá změny elektrického potenciálu vzniklé tlukotem srdce a jejich šíření k povrchu těla. Elektrody na dvou různých místech těla jsou schopné změřit změnu potenciálu a zaznamenat je pomocí EKG. Srdce není jediný orgán schopný vytvářet elektrické signály. Pohyb kosterních svalů může způsobit zvýšení povrchového potenciálu. Proto pacient většinou během EKG vyšetření leží. Další druhy rušení mohou být kolísání nulové izolace či indukční rušení z napájecí sítě. Pro zaznamenání EKG se využívá několik svodů hlavně bipolární končetinové svody, unipolární končetinové svody a hrudní svody. **EKG křivka** se zaznamenává na standardní papír pohybující se konstantní rychlostí 25 mm/s. Papír obsahuje síť čtverců, kde každý velký čtverec představuje 200 milisekund signálu. Signál naměřený jedním z výše uvedených způsobů je křivka se specifickou charakteristikou. Na Obr. 2.1 je znázorněna tato křivka. Jsou zde dobře znázorněny



Obr. 2.1: Popis EKG křivky. Převzato z [16]

všechny vlny a intervaly. Konkrétně **vlna P** nachází se před QRS komplexem, shoduje se s frekvencí depolarizace síní. **QRS komplex** vyjadřuje depolarizaci komor srdce. Q kmit bývá záporný a reprezentuje depolarizaci septa. Fyziologická délka trvání bývá 0,03 sekund. Patologické Q může vzniknout vytvořením jizvy po infarktu myokardu. R kmit je vždy pozitivní. Změny velikosti R kmitu mohou naznačovat hypertrofii pravé či levé komory, obezitou, plicní nemocí, infarkt myokardu. S kmit je negativní, nachází se po R kmitu. Jeho elevace může být způsobena bloádou Tawarova raménka. **T vlna** reprezentuje repolarizaci komor. Fyziologicky je T vlna

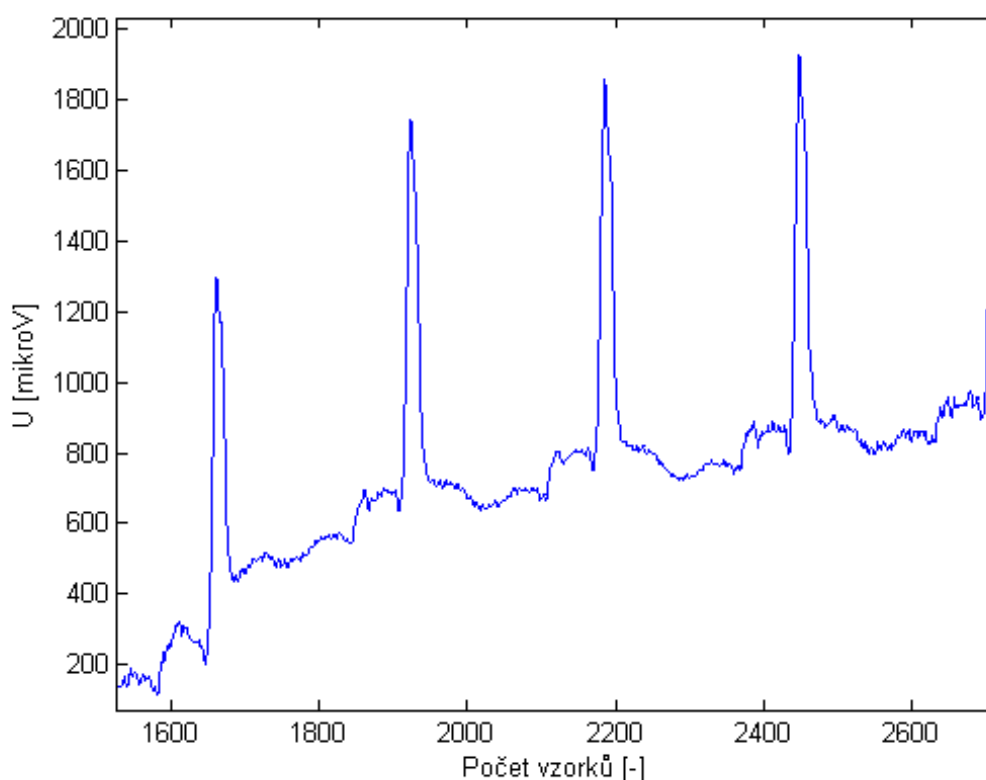
pozitivní. Patologická může být v případě infarktu myokardu, hypokalémie, hyperkalémii. **Vlna U** nemusí být patrná na všech EKG signálech, její význam není zcela jasný.

Mezi těmito vlnami a kmity se nacházejí specifické intervaly. Důležité intervaly a segmenty jsou: **Interval P-R** - tento interval bývá izoelektrický jeho délka (0,12 až 0,20 s) se mění s tepovou frekvencí, **Segment S-T** - reprezentuje repolarizaci komor. Změny segmentu mohou signalizovat akutní perikarditidu, srdeční aneurysma, ischemii, infarkt myokardu. **Interval Q-T** - vyjadřuje systolu. Fyziologická délka trvání je v rozmezí 0,34 až 0,42 s.

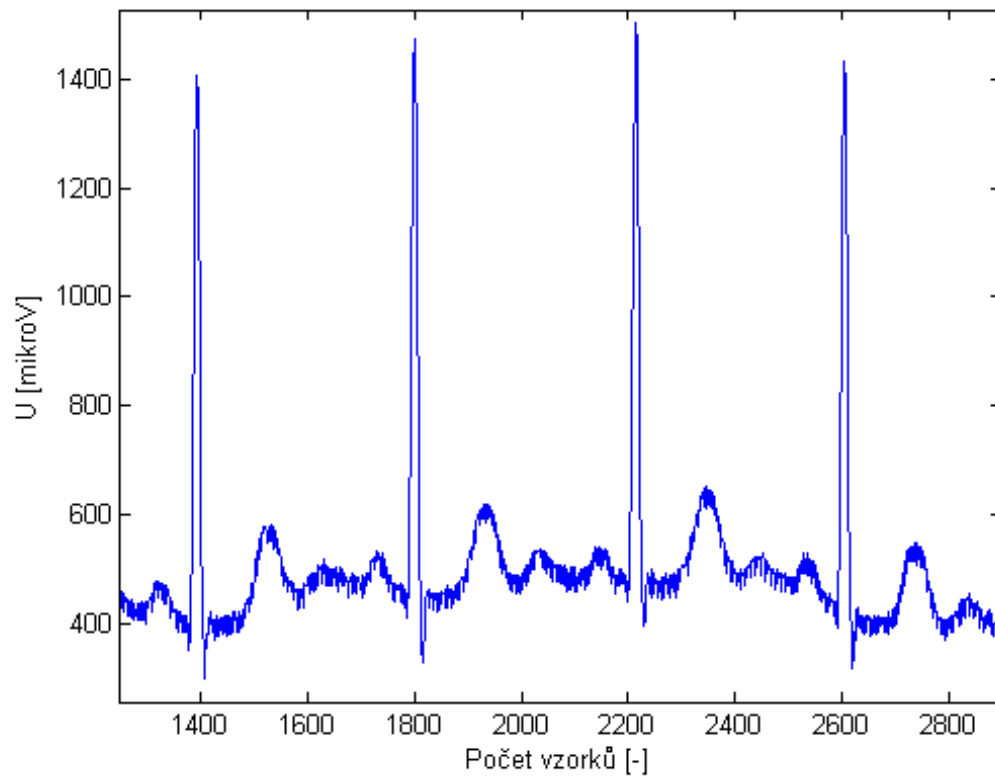
Rozsah EKG je 50 až 5000 μV a frekvenční pásmo je v rozmezí 0,05 až 125 Hz. Analyzované pásmo je do 125 Hz. Nejzajímavější pásmo je v rozmezí 10 - 25 Hz, ve kterém se nachází QRS komplex. Nežádoucí rušení je **brum** 50 Hz způsobené indukčním rušením z napájecí sítě. Brum je zobrazen na Obr. 2.3.

Kolísání nulové izolinie cca. do 2 Hz. Způsobené elektrochemickými reakcemi na rozhraní elektrody kůže. Kolísání je zobrazeno na Obr. 2.2.

Myopotenciály zhruba od 100 Hz. Při zátěžovém EKG zhruba od 10 Hz. Myopotenciály jsou zobrazeny na Obr. 2.4. Rušení zobrazené na Obr. (2.2, 2.3, 2.4) se

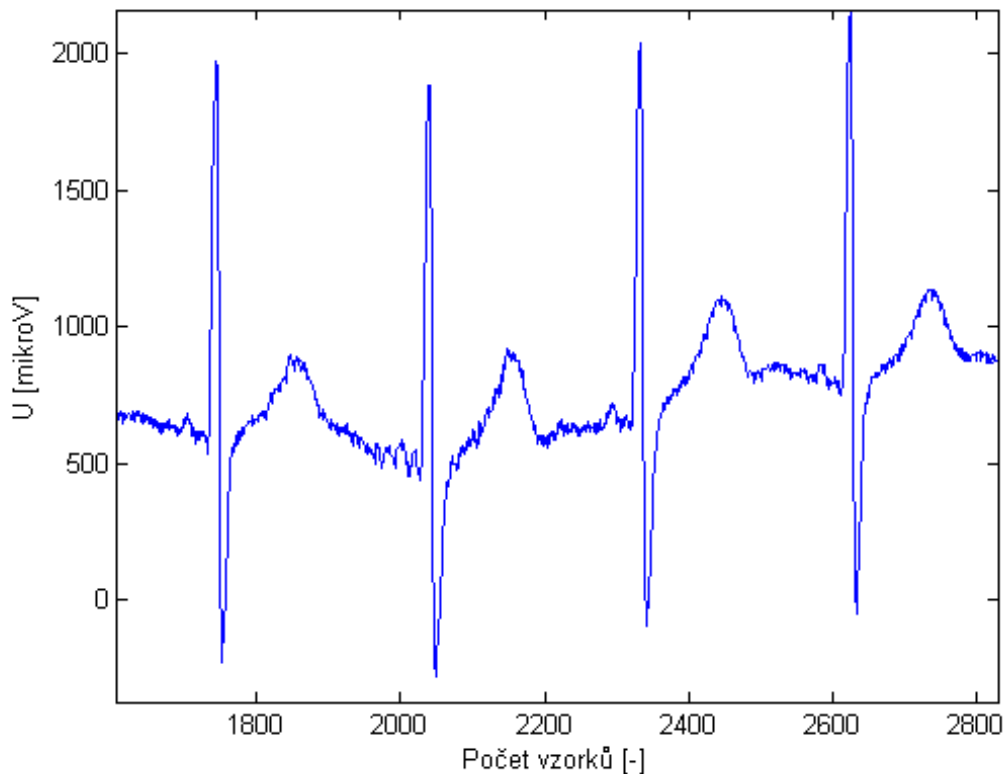


Obr. 2.2: Kolísání nulové izolinie



Obr. 2.3: Brum

odstraňuje použitím lineárních a nelineárních filtrů. [16], [22], [23]

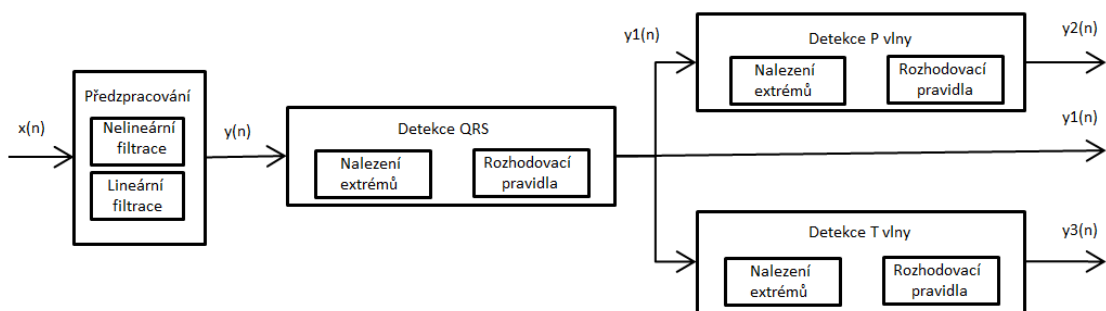


Obr. 2.4: Myopotenciály

2.2 Rozměření EKG

Rozměřování EKG je důležité v automatické diagnostice kardiálních onemocnění. Identifikace specifických bodů je nezbytné pro automatickou analýzu EKG. V klinické praxi automatické rozměřovací algoritmy hledají začátek a konec QRS komplexu, začátek a konec P vlny a konec T vlny. Z těchto zjištěných bodů je možné odečíst dobu trvání důležitých intervalů v EKG signálu. Mezi nejdůležitější patří interval R-R, segment S-T a interval Q-T. Význam a fyziologická doba trvání těchto intervalů je popsána v kapitole 2.1. Na Obr. 2.5 je znázorněno blokové schéma obecného rozměřovacího algoritmu. Rozměření se dá rozdělit na dvě hlavní části. Předzpracování a identifikaci důležitých bodů v signálu. Na vstupu je původní signál $x(n)$. Tento signál obsahuje dříve zmíněné nežádoucí složky jako brum, drift a myopotenciály. Odstranění těchto složek se realizuje v bloku předzpracování, pomocí lineárních (FIR, IIR) či nelineárních filtrů (mediánový filtr). Předzpracovaný signál $y(n)$ je zbaven šumu.

QRS komplex je dobře viditelný a snadněji detekovatelný. V druhém bloku se v předzpracovaném signálu $y(n)$ detekují extrémy a pomocí rozhodovacích pravidel se



Obr. 2.5: Obecný algoritmus rozměření EKG.

určí poloha QRS komplexu. Rozhodovací pravidla mohou být například prahování či určitá vzdálenost od posledního detekovaného komplexu.

Signál $y_1(n)$ obsahuje informaci o začátku a konci QRS komplexu. Z této informace je možné mezi dvěma komplexy hledat vlny P a T. Nejdříve se určí prohledávané okno pro každou vlnu. V těchto oknech se detekují extrémy a za využití rozhodovacích pravidel se určí obě vlny. Výsledný signál $y_1(n)$ obsahuje polohu QRS komplexu, $y_2(n)$ obsahuje informaci o poloze P vlny a signál $y_3(n)$ nese informaci o poloze T vlny. Samotný rozměřovací algoritmus většinou vychází z detekovaného QRS komplexu a nastavení prohledávaných oken a před komplexem. Ve zvoleném okně se nalezne maximum, které odpovídá píku vlny. Nalezení začátku a konce vlny je obtížnější vzhledem k malé amplitudě signálu a zašumění. Jejich nalezení je možné různými přístupy. Matematickým přístupem, obálkou signálu, porovnávacími filtry, spádovým kritériem, vlnkovou transformací, adaptibilními filtry, druhou derivací, skrytým Markovským modelem nebo umělou inteligencí. [3], [7], [10], [11], [12], [13], [14], [15]

2.3 Metody detekce QRS komplexu

Detekce QRS komplexu je základ pro rozměření EKG signálu. Ze zjištěných poloh začátku a konce QRS komplexu se dále odvíjí nalezení ostatních důležitých částí signálu. Pro detekci QRS komplexu se používá několik metod. Například metody využívající sklon signálu, derivace, umělé neuronové sítě, číslicové filtry, transformace, genetické algoritmy, skryté Markovovy modely a jiné. Nejčastěji je signál filtrován pro potlačení šumu a zvýraznění QRS komplexu. Následně se aplikuje nelineární transformace pro zvýraznění komplexu, což zjednodušuje jeho detekci.

2.3.1 Obecný detektor

Prvním krokem obecného detektoru je předzpracování signálu. Odstranění nežádoucích složek se realizuje použitím lineárních filtrů, jako horní propust, dolní propust, pásmová zadrž popřípadě nelineární filtry. Takto vyčištěný signál bývá ještě umocněn pro zvýraznění QRS komplexu. Následně jsou nalezeny extrémy a porovnáním s rozhodovacím pravidlem, například prahem, se určí, jestli je přítomen QRS komplex. Detekce P vlny je složitá z důvodů malé velikosti vlny a jejímu častému zakrytí šumem. Některé algoritmy využívají syntaktické metody [5], či skryté Markovovy metody [6]. Tyto metody jsou ale časově náročné. Jednodušší metoda pro detekci T a P vlny je „*length transformation*” [7] navržená panem Gritzali metoda ale není robustní vůči šumu.

2.3.2 Detektor využívající derivace

Po první derivaci vstupního signálu jsou extrémy rovny inflexním bodům. Detekujeme tedy průchod nulou.

$$d(n) = s(n) - s(n - 1) \quad (2.1)$$

Kde $d(n)$ je první diference, $s(n)$ je vstupní a $s(n - 1)$ je předchozí vzorek vstupního signálu. První diference má obdobný výsledek jako filtrace horní propustí. Odstraní se stejnosměrná složka a potlačí se nejnižší kmitočtové složky. Začátek či konec hledaného bodu se zjistí překročením prahové hodnoty blízké inflexnímu bodu. [3], [12], [13], [14]

2.3.3 Detektor QRS komplexu využívající matematického modelu

Tato metoda využívá metodu maximální pravděpodobnosti pro odhad začátku a konce QRS komplexu. Algoritmus je založen na predikci chyby získané ze dvou Kalmanových filtrů. Nejdříve se provede modelace signálu. Začátek Θ je bod, po kterém se mění diskretní signál $z(k)$.

$$z(k) = \begin{cases} z_1(k) & k = 1, \dots, \Theta \\ z_2(k) & k = \Theta + 1, \dots, N \end{cases} \quad (2.2)$$

Kde $z_1(k)$ a $z_2(k)$ jsou procesy s různými spektrálními a statistickými vlastnostmi. Oba signály jsou modelovány lineárním systémem popsáným rovnicemi (2.3 a 2.4).

$$z_i(k + 1) = F_i(k)x_i(k) + G_i w_i(k) \quad (2.3)$$

$$z_i(k) = H_i^T x_i(k) + v(k) = y_i(k) + v(k) \quad i = 1, 2. \quad (2.4)$$

Stavový vektor $x_i(k)$, G_i a H_i^T jsou $n_i \times 1$ vektory a $F_i(k)$ je časově proměnná matice o velikosti $n_i \times n_i$. Pozorovaný $z_i(k)$ je složen z požadovaného signálu $y_i(k)$ poškozeného šumem $v_i(k)$. Použitý šum je takzvaný bílý, má nulovou střední hodnotu. Model jedna reprezentuje segment předcházející QRS komplexu. Počítá transici z P vlny a mění nulovou izolínii ponecháním statistických a spektrálních vlastností jako jednoduché funkce času. Rozptyl vstupního šumu $w(k)$ je konstatní podle času Θ_p . Předpokládá se, že čas Θ_p popisující začátek transice je umístěn mezi P vlnou a QRS komplexem. Tvar QRS komplexu se může měnit vlivem kurzu signálu. Je možné identifikovat model parametrů před každým rozměřením. Identifikace F_2, H_2 a G_2 byla získána odhadem parametrů $\alpha_1, \dots, \alpha_n$ a β_1, \dots, β_m a řádů m a n autoregresivního pohyblivého průměru (dále jen ARMA) diferenční rovnicí 2.5 a následnou transformací ARMA na časově-místní reprezentaci.

$$y_2(k) = - \sum_{j=1}^n \alpha_j y_2(k-j) + \sum_{l=0}^m \beta_l w_2(k-l) \quad (2.5)$$

Kde β_0 je roven 1 a $m < n$. Odhad začátku QRS komplexu: začátek QRS komplexu označený Θ je získán metodou maximum likelihood (dále jen ML). Odhad je proveden v podmnožině pro získání odhadu rozptylu šumu R a bodu Θ_p . ML odhad Θ_{ML} je dán Θ , která je maximalizovaná log-pravděpodobnostní funkce.

$$\Lambda(\Theta; Z(N)) = \ln p(z(1), \dots, z(N) | \Theta) \quad (2.6)$$

Kde $p(.|\Theta)$ popisuje pravděpodobnost hustotní funkce $Z(N)$ vzhledem k Θ . Když $z_1(k)$ a $z_2(k)$ jsou korelace Gaussovy sekvence, maximalizace $\Lambda(\Theta; Z(N))$ obsahují inverzi několika matic. Kalmanův filtr poskytuje transformaci pro modely popsané výše. Zpracováním sekvence jinými filtry pro model 1 a 2 může pravděpodobnostní funkce záviset na změně Θ , vyjádřené jako produkt jednokrokové předpovědi chyby. ML odhad Θ je získán z rovnice (2.7).

$$\hat{\Theta}_{ML} = \operatorname{argmin}_{\Theta} \Lambda(\Theta; \tilde{Z}(N)) \quad (2.7)$$

Variance šumu R je odhadnuta z pozorování modelu 1 v intervalu před QRS komplexem. Výsledný odhad je poté použit pro odhady QRS začátku i konce. ML odhad R je získán minimalizací log-pst. funkce s respektem k R . Odhad Θ_p ovlivňuje výsledek filtru jedna, také $z(\Theta_p + 1)$, $z(\Theta_p + 2)$.. jsou váhovány méně a méně, tyto výsledky v rostoucí predikci chyby $\tilde{z}_i^k(k|k-1)$ podmnožiny QRS začátku. Odhad Θ_p založený na normalizaci krátkodobé energie předpokládané chyby modelu 1. Odhad Θ_p je získán zpětným prohledáváním v $\gamma(\Theta_p)$ od $\Theta_p = N$, dokud není překročen práh η . Vysoký šum, může způsobit chybný odhad QRS začátku. Odhad QRS konce je proveden stejným způsobem. Stačí obrátit signál. [32]

2.3.4 Detektor QRS komplexu využívající druhé derivace

Signál je nutno předzpracovat pásmovou propustí s mezními frekvencemi 0, 16 a 120 Hz. Detekční algoritmus vychází z nulové izolinie označené lidským odborníkem. Jako začátek QRS komplexu je označen signál, který překročí $\pm 0,2$ mV. QRS komplex představuje depolarizaci a T vlna repolarizaci. Tyto dva jevy nejsou výrazně odděleny obzvláště v případě ventrikulární tachykardie. Jejich občasně překrývání komplikuje detekci začátku a konce QRS komplexu. Proto je nutné je od sebe oddělit. Vycházíme z předpokladu, že u QRS komplexu je větší změna amplitudy než u T vlny. Po derivaci signálu je možné je identifikovat. K tomu slouží SAD (t), což je suma všech svodů v absolutní hodnotě po první derivaci. Používá se pro rozdělení depolarizace a repolarizace. Kde depolarizace značí QRS komplex a repolarizace T vlnu. Bohužel SAD není vhodný pro nalezení začátku a konce QRS komplexu. K SAD se přidá celková elektrická aktivita. Celková elektrická aktivita se vypočítá jako suma všech svodů. Nejvíce elektricky aktivních částí bude ve středu repolarizace a depolarizace. Následně je možné signál představující QRS komplex a T vlnu oddělit a nalézt body s nejnižší elektrickou aktivitou. Prudké výkyvy jsou dobré ukazatele začátku nebo konce repolarizace. Touto metodou je nalezen začátek QRS komplexu. Pro další postup je nutné zjistit nelineární operátor SA. Ten je vypočítán ze vzorce 2.8.

$$SA(t) = \sum_{j=1}^{64} |x_j(t) - \bar{x}_j| \quad (2.8)$$

Kde j je index kanálu a \bar{x}_j je průměrná hodnota každého kanálu. Detekční algoritmus nejdříve lokalizuje maximální hodnotu v SA. Následně se pracuje s lokálními maximy, která přesahují 25 % tohoto maxima. Pokud není nalezeno maximum přesahující 25 % maxima i v SAD předpokládá se přítomnost QRS komplexu. Pro nalezení začátku a konce QRS komplexu se detekují lokální maxima v DDSA, což je druhá derivace SA. Začátek a konec QRS obvykle reprezentují největší píky.

Z toho vyplývá, že tento algoritmus využívá pro nalezení QRS komplexu dvou signálů. Sumu absolutních hodnot první derivace všech svodů a sumu absolutních hodnot všech svodů. Druhá derivace je použita pro zjištění začátku a konce QRS komplexu. [33]

2.4 Metody rozměření EKG

Automatické rozměření EKG signálu je zásadní při diagnostice kardiálních onemocnění. Prvním krokem bývá detekce QRS komplexu. Některé metody jeho nalezení byly popsány výše. Od jeho správné detekce se odvíjí měření srdečního rytmu a jiných důležitých segmentů. Detekce P a T vlny bývá obtížnější vlivem velkého šumu a jejich malé amplitudy.

2.4.1 Detektor využívající spojitě vlnkové transformace

Vlnková transformace se spojitým časem je časově-frekvenční rozklad, který lze vyjádřit jako korelace signálu $x(t)$ s mateřskou vlnkou $\psi(t)$. Tato vlnka musí mít nulovou střední hodnotu. Transformace je popsána následující rovnicí,

$$y(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-inf}^{inf} x(t) \psi * \left(\frac{t - b}{a} \right) dt, \quad (2.9)$$

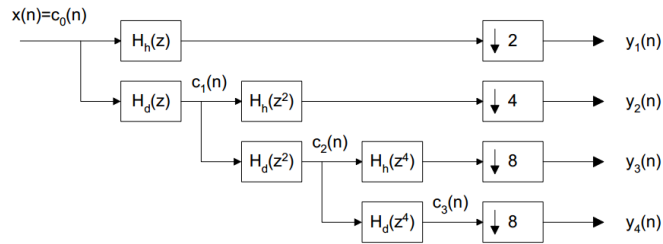
kde $y(a, b)$ je spektrum spojitě vlnkové transformace, a je dilatace vlnky, určuje její frekvenční spektrum, b je časové posunutí vlnky, $*$ značí komplexně sdruženou funkci vlnky. Konstanta před integrálem normalizuje energii vlnky. Pro detekci je vhodné vybrat lichou hladkou vlnku, vytvořený transformovaný signál tím pádem bude obsahovat průchody nulou značící extrémů z původního signálu a inflexní body se transformují na extrémů. Nejdříve se zjišťuje QRS komplex. Prahováním extrémů je získána pozice R kmitu a od ní se nalezne prahováním začátek a konec QRS komplexu. Pro nalezení T vlny a P vlny se nastaví prohledávaná okna. V těchto oknech jsou opět prahováním nalezeny extrémů od kterých se vyhledávají hranice vln. [10], [16], [17]

2.4.2 Detektor využívající dyadické vlnkové transformace

S využitím vlnkové transformace může být QRS komplex oddělen od vln P a T, šumu, driftu a ostatních nežádoucích složek signálu. Rozložením signálu na základní části, které jsou dobře lokalizované v časové i frekvenční oblasti, vlnková transformace může určit lokální pravidelnosti signálu. Úspěšnost detekce QRS komplexu se při použití této metody pohybuje přes 99,8 %. Vlny T a P je možné detekovat i přes výrazné zašumění či drift. Dyadická vlnková transformace je používána pro získávání charakteristických bodů. Lokální maximum modulu vlnkové transformace v různých měřících může být použito pro získání pozice ostré změny v EKG signálu. Algoritmus nejdříve detekuje QRS komplex, následně vlnu T a po té vlnu P. Vlnková transformace je definována vztahem 2.10,

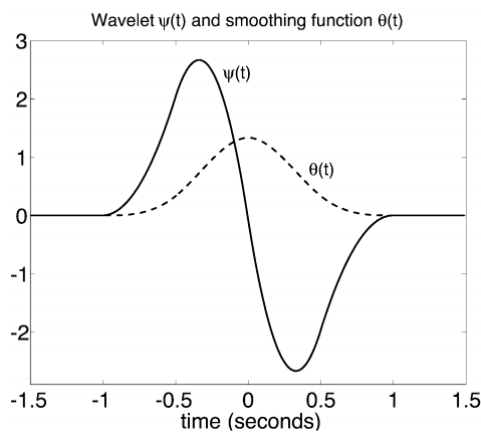
$$W_s f(x) = f(x) * \Psi_s(x) = \frac{1}{s} \int f(t) \Psi \left(\frac{x - t}{s} \right) dt, \quad (2.10)$$

kde $f(x)$ je vstupní signál, s je velikost vlnky, $\Psi_s(x)$ je roztažení mateřské vlnky $\psi(x)$ velikostí vlnky s , která je rovna 2^j . Dyadická vlnková transformace může být vy počtena z Mallatova algoritmu. Tento algoritmus využívá vyhodnocování shody mezi dvěma blízkými dvojicemi lokálních maxim vlnkových koeficientů. Tento stupeň singularity se zjišťuje pomocí Lipschitzova exponentu α . Pokud je s dostatečně malé, maximum transformovaného signálu značí místo ostré změny signálu. Realizace dyadické vlnkové transformace bývá často realizován pomocí banky rozkladových filtrů. Ty využívají zrcadlových filtrů dolní a horní propusti. Kde $x(n)$ je vstupní signál



Obr. 2.6: Blokové schéma třístupňové dyadické vlnkové transformace. Převzato z [2]

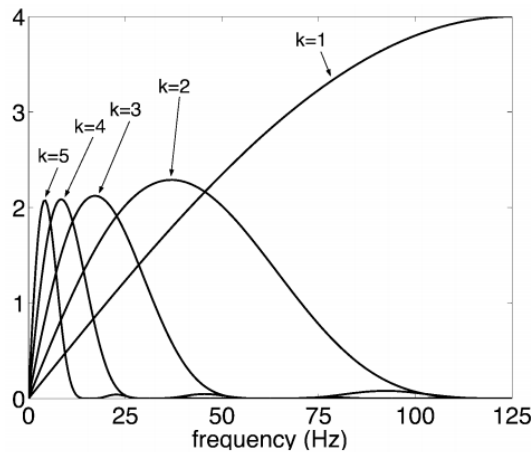
H_h je horní propust, H_d je dolní propust, $\downarrow 2$ je podvzorkování faktorem 2, z je dilatace vlnky ($2^1, 2^2 \dots$) a $y_{1..4}$ je signál po průchodu bankou filtrů. Výsledkem dyadické transformace je tedy snížení časové rozlišovací schopnosti vlivem podvzorkování a nárůst frekvenční rozlišovací schopnosti s rostoucím z . Pro získání funkce mateřské vlnky se může použít derivace kubického splajnu. Jako kubický splajn je možné použít Gaussovu funkci. Kde $\psi(x)$ je mateřská vlnka a $\theta(t)$ je kubický splajn. Od-



Obr. 2.7: Mateřská vlnka vzniklá derivací kubického splajnu. Převzato z [14]

povídající frekvenční odezva na dyadickou vlnkovou transformaci pro měřítko 2^j ,

kde $j = 1, \dots, 5$, je zobrazena na následujícím obrázku. Detekce významných bodů se



Obr. 2.8: Frekvenční odpověď dyadické vlnkové transformace. Převzato z [14]

realizuje v různých škálách měřítek. Detekce komplexu QRS je vhodná na měřítku 2^2 . Využívá se prahování lokálních maxim, detekce průchodu nulou, nebo různá strmostní kritéria. V měřících 2^4 , 2^5 je možné nalézt R a P vlnu jako maximum signálu ve vybraném okně mezi R kmity. Od nalezených maxim se vyhledávají hranice vln. [1], [2],[13], [14], [16]

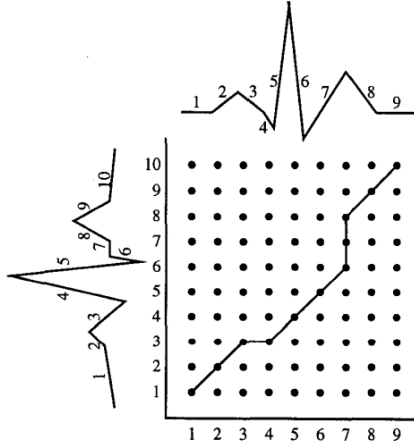
2.4.3 Diferenční metoda rozměření EKG

Nejdříve je signál zpracován nízkofrekvenční propustí pro odtranění šumu. Začátek QRS komplexu se hledá na filtrované části signálu. Obsahuje alespoň jeden velký pík. Z toho vyplývá že jeho derivate musí mít v rozmezí 160 ms alespoň dva píky. Jeden pozitivní a druhý negativní. Jsou tedy použity dva prahy o stejné velikosti, ale s opačnými znaménky. Jakmile je v signálu nalezena hodnota přesahující práh, je pravděpodobné, že se zde nachází začátek QRS komplexu. Pokud signál překročí práh v opačném směru do 200 ms, je zde označen QRS komplex. Následně se práh upraví na 25 % z absolutní hodnoty nejvyššího píku. T vlna je maximum z absolutní hodnoty nefiltrovaného signálu po J-bodu v okně o délce 400 ms. J-bod je první bod po R vlně, ve kterém filtrované EKG překročí práh 50 ms. Konec T vlny je bod, kdy signál překročí práh po píku T vlny. A to 50 % prahu J-bodu. Vyhledávání probíhá v okně, jehož délka je vypočítána z Bazetovy formule, obvykle 440 ms. Pro odstranění kolísání nulové izolinie, které komplikuje zjištění trendu, se používá vysokofrekvenční propust. [30]

2.4.4 Rozměření EKG s použitím dynamického borcení časové osy

Dynamického borcení časové osy (dále jen DTW) je často využíváno pro rozpoznávání elementů v audio signálu. Zde je použito pro porovnání různých EKG period s ostatními. Metoda sestává z následujících kroků: Nejdříve je provedena filtrace pro odstranění VF šumu a následná aproximace filtrovaného signálu s linkami. Konečné body linek jsou považovány jako set možných výstupních bodů. Segmentace EKG nyní závisí na výběru vhodných parametrů mezi několika konečnými body linky. Po použití standardního píku QRS detekčního algoritmu, je rozdělen EKG signál na jednotlivé srdeční tehy. Nakonec je každý tep porovnán pomocí DWT se setem P, QRS a T vln a nejlepší shody jsou vybrány pro detekci výchozích bodů.

Pro odstranění VF šumu filtrujeme EKG dolní propustí druhého řádu (80 Hz) takzvaným Lynnovým filtrem. Následuje Koskis piecewise lineární aproximace (PLA) [36] implementována pro transformaci signálu na sekvence linek. Předpokládá se, že konečné body linek jsou skutečná místa výchozích bodů. Spojí se body y_i a $y_i + s$ přeskočením bodu s , kde $y = [y_1, \dots, y_i, \dots, y_i + s, \dots, y_n]$ představují n bodů EKG a s je krok algoritmu. Následně se vypočítá vzdálenost mezi všemi středními body k lince, které spojují body y_i k $y_i + s$. Pokud jsou všechny vzdálenosti pod empirickým prahem, představují tečkovanou linku, inkrementuje se tato linka s s body a pokračuje. Jinak linka končí, bod s maximální vzdáleností y_j a propojení těchto bodů začíná s y_i . Pokračování přeruší linky, dokud vzdálenost od všech středních bodů není pod hladinou prahu. Filtrace EKG dolní propustí před konverzí PLA redukuje vliv šumu. Výsledky nejsou nadále linkové segmenty při použití malých prahů. Pokud je prah moc velký, nebude možné přerušení při výchozích bodech. Proto byly zvoleny kroky 0,01 mV a 32 ms. Primární segmentace je provedena Moodyho QRS detektorem, který detekuje QRS komplex. Následně se zvolí oblast kolem QRS komplexu a ta je rozložena do tří překrývajících se částí. Část před QRS malý úsek 100 ms, částí kolem QRS a část za QRS komplexem. Následně pro redukci efektu různých amplitud jsou rozměřeny všechny srdeční tehy, takže vertikální rozsah je 100. Po předzpracování je velký set PLA tepů, které jsou rozloženy do tří regionů. Následně jsou vybrány tyto body mezi konečné body v PLA, které jsou nejspíše hledané výchozí body. Porovnání je vyřešeno rekurzivním časovým warpováním. To je znázorněno na Obr. 2.9. Na kterém jsou dva kompletní tehy porovnány mezi sebou ve stejné cestě, jako je celková vzdálenost mezi dvěma periodami minimalizována. Vzdálenost je založena na absolutním rozdílu mezi sloupci, ale jiné vzdálenostní funkce mohou



Obr. 2.9: Porovnání dvou srdečních tepů s využitím DTW. Převzato z [31]

být také použity. Pro získání shody lze použít rovnice 2.11,

$$d_{i,j} = \min \begin{cases} d_{i-1,j} + w(i,j)t(a_i) \\ d_{i-1,j-1} + w(i,j)(t(a_i) + t(b_j)) \\ d_{i,j-1} + w(i,j)t(b_j) \end{cases}, \quad (2.11)$$

kde $d_{i,j}$ je vzdálenost mezi linkami i a j , $w(i,j)$ je absolutní rozdíl mezi hranami linek a $t(a_i)$, $t(b_j)$ je trvání linky $i(j)$ v prvním a druhém tepu. V tomto případě nás nezajímá celková vzdálenost, která je u výsledné cesty mapována maticí. Tato cesta propojuje stejné linky dvou tepů. Pokud jsou výchozí body tepů známy, mohou se zkopírovat do ostatních, segmentovat se automaticky. Teď zbývá získat dobré referenční tepe.

Protože je zde velká rozdílnost mezi tepe, bude zapotřebí velká databáze pro zachycení všech. Vybere se malý set P vln, QRS komplexů a T vln pro zobrazení rozdílů v EKG. Jejich kombinací se získá 300 možných tepů. Hlavní rozdíl mezi tímto přístupem a rovnicí 2.12 je přidání další vrstvy.

$$d_{i,j,k} = \min \begin{cases} d_{i-1,j,k} + w(i,j)t(a_i) \\ d_{i-1,j-1,k} + w(i,j)(t(a_i) + t(b_j)) \\ d_{i,j-1,k} + w(i,j)t(b_j) \end{cases} \quad (2.12)$$

Kde k je vrstva. Pouze v překrývajících se úsecích je výraz trochu jiný, pokud se vybere předchozí vzdálenost oproti předchozí vrstvě. $d_{i-1,j,k}$ tedy bude $\min d_{i-1,j,k}$. Pokud zde není žádná vlna, ale výrazný šum, někdy může nastat shoda mezi referenční vlnou a šumem. Pro eliminaci tohoto efektu se neregistrují minima mezi maximem T nebo P vlny a jejich začátkem nebo koncem delší než 24 ms. [31]

2.4.5 Rozměření EKG s využitím spádového kritéria

Automatická EKG analýza začíná detekcí QRS komplexu. Ta se skládá ze dvou částí. Předzpracováním a rozhodovací fází. QRS komplex je zesílen filtrací a nelineární transformací. QRS komplex může být vybrán podle určitých kritérií. Jmenovitě vysoké amplitudy, strmosti hrany a ostrých píků. Vypočítají se dvě difference mezi vzorky, pokud mají obě znaménka stejné, sečtou se. U_i je nenulová hodnota kombinovaných kritérií označující detekovaný pík.

$$U_i = \begin{cases} |2S_i - S_{i-n} - S_{i+n}| & \text{pro znaménko } (S_i - S_{i-n}) = \text{znaménko } (S_i - S_{i+n}) \\ 0 & \text{pro znaménko } (S_i - S_{i-n}) \neq \text{znaménko } (S_i - S_{i+n}) \end{cases} \quad (2.13)$$

Následně je hodnota kombinovaných pravidel U_i porovnána s adaptabilním prahem M . Pokud je práh menší, byl nalezen QRS komplex. Následuje hledání nulové referenční hodnoty $Z0$. Pro tento účel se využívá hranový detektor pracující se spádovým kritériem $Cs = < 10 \mu V/ms$. Začátek a konec QRS komplexu, P vlny a T vlny by měly být hledány na různých svodech. Například dva různé složené svody mohou být použity pro detekci QRS komplexu a další svody pro vlny P a T. Svod V_r získáme jako sumu derivací osmi základních svodů. Složený svod V_{pt} je získán sumou čtvercové amplitudy svodů R, C_1 a C_2 . Začátek QRS je nalezen napravo od nulového referenčního bodu na plochem intervalu. Konec QRS komplexu je nalezen obdobně pouze se mění spádové kritérium na $Cs = < 5 \mu V/ms$. Posléze je změřen R-R interval. Vlny P a T jsou hledány v oknech závisejících na intervalu R-R. Hledání se provádí na svodu V_{pt} výše popsaným hranovým detektorem. Amplitudy větší než $30 \mu V$ jsou vyřazeny. [34], [35]

2.4.6 Adaptivní přístup nalezní vln P a T

Prvním krokem je filtrace signálu filtrem typu horní propusti s mezní frekvencí 0,8 Hz. Následně se aplikuje metoda nejmenších čtverců pro minimalizaci chyby průměrného čtverce mezi vstupním signálem a výstupem adaptabilního filtru. Jehož přenosová funkce je popsána výrazem 2.14.

$$\frac{E(z)}{P(z)} = \frac{1 - z^{-1}}{1 - (1 - \mu)z^{-1}} \quad (2.14)$$

Tato filtrace je nezbytná pro nalezení chyby β . Díky těmto filtracím je patrné, že minimum signálu se nachází v blízkosti konce T vlny. Pozice minima je získána úpravou adaptabilní konstanty. Po nalezení vhodné konstanty, by tedy mělo být poměrně jednoduché aplikovat kritéria extrému pro nalezení požadovaných pozic. Prvním krokem odhadu konstanty je diferenční porovnání konce signálu EKG a chyby signálu

β . Následuje derivace signálu, po které se maxima a minima signálu rovnají nule. Čímž se zjistí lokální extrémy. Výraz 2.15 se využívá k odhadu adaptabilní konstanty. Charakteristické body se budou po filtraci rovnat nule. [27]

$$d(n) = \mu \sum_{r=0}^N \beta^r d(n-r) \quad (2.15)$$

2.4.7 Rozměření EKG neuronovou sítí

Neuronové sítě se používají pro nelineární zpracování, klasifikaci a optimalizaci. Mnohdy bývají výhodnější než klasická lineární zpracování. Při zpracování EKG se nejčastěji využívají MLP-vícevrstvý perceptron, RBF-radiální bázová funkce a LVQ-učící se vektorová kvantizace. MLP se skládá z několika vrstev spojených neuronů, kde každý neuron představuje zpracovávající funkci.

$$y = f \left(w_0 + \sum_{i=1}^N w_i x_i \right) \quad (2.16)$$

Kde f je lineární nebo nelineární funkce, w_i je váha přidělená vstupu x_i . Síť RBF je implementovaná funkcí,

$$y = f \sum_{i=1}^N w_i \exp \left(-\frac{x(n) - c_i}{\sigma_i} \right) \quad (2.17)$$

kde $x(n)$ představuje vektor vstupních dat, N je počet neuronů, koeficienty w_i , centrální vektory c_i a standardní odchylka σ_i jsou parametry sítě. RBF síť je úzce spjatá s fuzzy logikou. Její výhoda oproti MLP je možnost interpretovat parametry. Z toho vyplývá, že výsledky jsou více předvídatelné. Síť LVQ se skládá ze tří vrstev. Vstupní vrstvy, konkurenční vrstvy, která se automaticky učí klasifikovat vstupní vektory do podtříd. Poslední vrstva je lineární, která kombinuje vytvořené podtřídy do uživatelem definovaných výsledných tříd. Následuje popis získání dvouvrstvého perceptronu s logistickou aktivační funkcí ve skryté jednotce a lineární výstupní aktivaci. Výstup y může být popsán rovnicí 2.18

$$y = \sum_{j=0}^{(M)} w_j^{(2)} h \left(\sum_{i=0}^{(d)} w_{j,i}^{(1)} x_i \right) \quad (2.18)$$

a aktivační funkcí $h(a) = 1/(1 + \exp(-a))$. Bayesianké techniky jsou použity pro přizpůsobení modelu vstupním datům. Chybová funkce může být minimalizována během učícího se procesu popsaného rovnicí 2.19.

$$S(w) = \frac{\beta}{2} \sum_{n=1}^N \{y(x^n; w) - t^n\}^2 + \frac{\alpha}{2} \sum_{i=1}^W w_i^2 \quad (2.19)$$

Kde $y(x^n; w)$ je vyhlazovací funkce s přidaným Gaussovským šumem a disperzí β . Uspořádací koeficient α omezuje váhovou hodnotu. Části váhy Ew předpokládají předchozí distribuci váhovacích vektorů. Váhy jsou odhadnuty během Baesiánského tréninkového procesu. Ten se skládá z následujících kroků: 1) Nastavení $\alpha = 0,001$ a $\beta = 1$ a váhy sítě jsou náhodně vybrány z intervalu $N(0;0,01)$. 2) Trénování sítě se standardním nelineárním optimalizačním algoritmem pro minimalizaci celkové chybové funkce $S(w)$. 3) Po konvergenci nebo po 1000 cyklech optimalizačního algoritmu jsou znovu odhadnuty hyperparametry α a β podle nového vzorce, kde kvantita je η a λ_i je vlastní číslo z $H = \beta \Delta \Delta E_D$, Hessián neregulované chybové funkce. 4) Pokud změna obou hyperparametrů je menší než $|\Delta\alpha| < 0,01$ a $|\Delta\beta| < 0,1$ zastaví se učící se proces. Jinak jsou váhy modelu lehce upraveny snížením Gaussovského šumu a optimalizační algoritmus je znovu spuštěn. Pokud je nalezen váhovací vektor w_{MP} , který maximalizuje zadní část rozložení w a hyperparametrů α, β , je možné aproximovat rozložení výstupu sítě y a získat vstupní vektor X jako Gausián s průměrem $y_{MP} = y(x; w_{MP})$.

Porovnání různých síťových modelů může být dosaženo použitím stopovacího rámce. Stopa je pravděpodobnost získání tréninkových dat D daných konkrétním modelem H_i . Tento logaritmus může být aproximován. Signál byl předzpracován kvůli odstranění kolísání nulové izolinie a šumu. Pro každý srdeční tep byl vypočítán časový interval $[t_1; t_2]$. Filtrovaný signál je převzorkován na rovnoměrně rozložené body ve zmíněných časových intervalech s použitím kubické splajnové interpolace. Velikosti vzorkování jsou v obou kanálech nastaveny jeden po druhém. Všechna vzorkovaná data z jednoho tepu jsou standardizována na nulový průměr a odchylku $= 1$. Cílená data jsou zpracována, aby měla velikost kolem jednotky podle vztahu 2.20.

$$t \mapsto \frac{t - t_1}{t_2 - t_1} \quad (2.20)$$

Křížová potvzovací chyba je popsána následovně: 1) Tréninkové události jsou náhodně přiřazeny jednomu z 10 datových setů. 2) Model je trénován na 9 z 10 datových setů začínající na plně trénovaném modelu. Hyperparametry α a β jsou konstantní. 3) Protrénovaný model je testován na vynechaných datech. 4) Tento trénovací postup je proveden pro každý z 10 datových setů. 5) Konečná křížová posuzovací chyba E_v je vypočítána z 2.21. Přesnost shody je měřena zbytkovou standardní odchylkou. [1], [3], [17], [28], [29]

$$E_v = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N \{y(x^n; w) - t^n\}^2} \quad (2.21)$$

2.5 Transformace svodů

Dnešní technologie obnovily zájem o vektorkardiogram (VKG), který používá méně svodů než konvenčních 12 pro medicínské diagnostické aplikace. Většina kardiologů je však zvyklá používat 12. svodové EKG. Některé z těchto svodů jsou si blízké, nebo odvozené z ostatních a obsahují tedy redundantní informaci. Schopnost transformovat ortogonální 3 svodové VKG na 12. svodový EKG signál umožňuje použití menšího množství svodů k analýze signálu, vizualizaci a bezdrátový přenos signálu. To je výhodné u nemobilních pacientů, protože dlouhodobé sledování 12. svodového EKG v je v praxi nepraktické, ne-li nemožné. Při některých vyšetřeních se musí elektrody odstranit nebo se mohou elektrody samovolně uvolnit.

2.5.1 Odvození EKG z VKG svodů

Odvození elektrokardiografu (EKG) z vektorkardiografu (VKG). Byly pokusy o odvození pomocí aproximační derivace založené na symetrii Einthovenova trojúhelníku. Vylepšená metoda používá Burgerův trojúhelník. Výhodou použití VKG je odstranění vlivu pohybů těla. Hlavní vektor se mění během srdečního cyklu. Tato změna může být použita pro odvozená EKG. Hlavní otázkou je, jak přesně lze odvodit 12. svodové EKG z ortogonálních svodů.

Z Frankova modelu torza je možné interpolací najít pozici jakékoliv elektrody na povrchu modelu a vytvořit tak ideální simulátor pro svody EKG. Návrh simulátoru lze popsat pouze obrazovými souřadnicemi. Využívá se analýza vektorů a skalárů. Velikost vektoru je značena V . Pro matematické počítání s vektory je nutný jejich popis v souřadnicovém systému popsaném vztahem 2.22.

$$\begin{aligned} V_1 &= a_1 \hat{i} + b_1 \hat{j} + c_1 \hat{k} \\ V_2 &= a_2 \hat{i} + b_2 \hat{j} + c_2 \hat{k} \end{aligned} \quad (2.22)$$

Kde $\hat{i}, \hat{j}, \hat{k}$ jsou jednotkové vektory paralelní k osám a, b, c . Pro bod se souřadnicemi x, y, z je vektor z počátku na bod P dán výrazem 2.23.

$$P = x\hat{i} + y\hat{j} + z\hat{k} \quad (2.23)$$

Skalár vektorů V_1 a V_2 je popsán jako,

$$V_1 \cdot V_2 = V_1 V_2 \cos \Theta, \quad (2.24)$$

kde Θ je úhel svíraný vektory V_1 a V_2 . Podle Dipólové hypotézy jsou potenciály na různých místech povrchu těla vytvářeny srdečním vektorem H . Vztah mezi potenciálem V_p v bodě P a srdečním vektorem může být popsán jako skalár mezi H a dalším vektorem L_p , známém jako vedoucí vektor. Ten závisí na pozici bodu P .

Tento vektor je různý pro každý bod na těle. V torzo modelu nastavil Frank začátek do středu dipólu. Změřil v s ohledem na střední potenciál a odvodil L pro vybraný vzorek bodů na torzu modelu. Z toho vytvořil diagram obrazu povrchu. Zajímavé na vytvořeném obrazovém prostoru je, že potenciál v získaný skalárem L a H je potenciál bodu P . Ze znalosti polohy bodů standardních svodů je možné vypočítat jejich potenciál. Například svody I a II se vypočítají následovně. [5], [7]

$$\begin{aligned} V_I &= V_L - V_R = (L_L \cdot H) - (L_R \cdot H) = (L_L - L_R) \cdot H \\ V_{II} &= V_F - V_R = (L_F \cdot H) - (L_R \cdot H) = (L_F - L_R) \cdot H \end{aligned} \quad (2.25)$$

2.5.2 Lineární afinní transformace

V článku [4] autoři využili EKG data z databáze PhysioNet. Databáze využívá 80 subjektů a 361 pacientů, vzorkovací frekvence byla 1 kHz, doba získávání dat byla obvykle jedna minuta. Odvození 12. svodového EKG z naměřených Frankových svodů použili 25 náhodně zvolených svodů. Zbytek z 80. svodů byl použit pro trénink. Z prostředku každého signálu bylo získáno 2000 vzorků. Veškeré záznamy označené za tréninkové, byly spojeny kvůli vytvoření vstupní matice známých svodů pro získání nejmenších čtverců. Lineární regrese byla použita podmíněně afinní transformační matici k získání 8 svodů z 3 Frankových. Afinní transformace je často používána pro odvození mnohonásobných regresních modelů. Lineární regresní model předpokládá, že každý odvozený svod může být získán lineární kombinací Frankových svodů a to podle následující rovnice.

$$Y = AX + \epsilon = a_0 + a_1x_1 + a_2x_2 + a_3x_3 + \epsilon \quad (2.26)$$

Kde a_0, \dots, a_n jsou sloupce transformačních koeficientů, A je transformační matice, X jsou Frankovy svody, ϵ je chyba. Pokud tedy víme vstupní hodnoty svodů a souvisejících koeficientů vektorů, může být odvozen každý z osmi svodů Y . Bylo zjištěno, že je zapotřebí alespoň 25 záznamů k provedení statisticky stabilní distribuce transformační matice.[4]

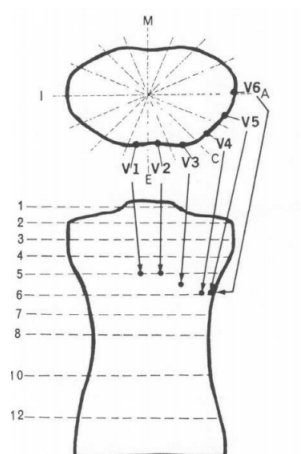
2.5.3 Rekonstrukce 12. svodového EKG z redukováných svodů

Metoda byla vyzkoušena na 236 dlouhodobých záznamech 12. svodového EKG získaného od pacientů ze studie monitorování ischemie. Autoři [9] generovali ze všech svodů podmnožiny 8 nezávislých EKG svodů. Pokaždé obsahovaly svody I, II a alespoň jeden prekordiální svod. Z toho vyplývá, že měli k dispozici 62 různých redukováných svodů. EKG záznamy byly náhodně rozděleny mezi učící se množinu a testovací množinu o stejných délkách. Pro každou podmnožinu svodů, byly odvozeny hlavní rekonstrukční koeficienty z původního EKG signálu v učící se množině

s využitím lineární regrese. Koeficienty byly po té aplikovány na testovací množinu. U každého pacienta byly koeficienty odvozeny z původního EKG signálu v testovací množině. [9]

2.5.4 Rekonstrukce 12. svodového EKG z Frankova prostorového obrazu

Obr. 2.10 zobrazuje referenční body na Frankově modelu torza. Z obrázku je patrné,



Obr. 2.10: Frankův model torza. Převzato z [7]

že se používají elektrody V_1, \dots, V_6 , k těmto šesti elektrodám se ještě snímá signál z elektrod I a II na pravé a levé ruce. Interpolací, je možné získat koordináty prostorového obrazu z pozice elektrody na povrchu modelu, z kterého jsou odvozeny svody, a navíc vytvoření ideálního simulátoru pro EKG svod. Podle dipólové hypotézy je potenciál na různých místech povrchu těla tvořen odpovídajícím srdečním vektorem H . Vztah mezi potenciálem v_p v každém bodě P na těle a H mohou být vyjádřeny jako skalár H a jiného vektoru L_P . Oba tyto vektory jsou tříložkové.

$$v_p = L_P H \quad (2.27)$$

Kde L_P závisí pouze na pozici bodu P, označuje se za svodový vektor. Každý bod tělesného povrchu má odpovídající svodový vektor. Unipolární svodový vektor L_{CT} udává průměrný potenciál mezi elektrodami na pravé, levé ruce a levé noze. Lze vypočítat ze vztahu 2.28. [7]

$$L_{CT} = \frac{L_R + L_L + L_F}{3} \quad (2.28)$$

2.5.5 Statistické a deterministické přístupy transformace EKG svodů

Pro zjištění vztahů mezi svody je možné použít statistický přístup založený na analýze zaznamenaného EKG. Další možnost je použít deterministický přístup založený na fyzikálních principech, které řídí průtok a nepravidelně tvarovaný objem kapacity kondenzátoru jako lidského těla. Pro statistickou metodu se data skládala ze 120. svodů nahraných na populaci zdravých pacientů (290), populaci s prodělaným infarktem (497) a populací s ventrikulární tachykardií (105). Poslední skupina byla vytvořena z pacientů, kteří prodělali angioplastiku (91). Transformace svodů byla provedena použitím mnohonásobného regresního modelu s metodou nejmenších čtverců. Pro deterministickou metodu se použil model lidského torza. Pro odpověď na 3 ortogonální dipóly položené v sérii do ventrikulární oblasti, se využil k simulaci povrchový potenciál těla. Výsledné rozdělení potenciálu na povrchu bylo získáno mnohonásobným regresním modelem. Výsledky ukazují, že transformace svodů je výhodnější při použití statistické analýzy. Regresní model s malým množstvím indikátorů je nejspolehlivější. Při použití více prediktorů je nebezpečí kolinearity, když jsou indikátory silně korelované. Model odvozený z deterministické transformace je kompatibilní se statistickým. Statistické vztahy mezi svody mohou být kvantifikovány v dostatečně velké a rozmanitou databázi. Důvod těchto asociací může být podpořen deterministickým modelem založeným na zákonech fyziky. [8]

2.6 Statistické metody

Z důvodu velkého počtu dat je výhodné vyjadřovat úspěšnost detekce pomocí statistických funkcí. Nejlépe se k tomuto účelu hodí právě senzitivita, pozitivní prediktivita, průměrná hodnota odchylek a směrodatná odchylka.

Senzitivita je pravděpodobnost správné detekce, určuje se ze vztahu 2.29.

$$SE = \frac{TP}{TP + FN} \quad (2.29)$$

Senzitivita se udává v procentech, nemůže být tedy nikdy vyšší než 1. *TP* – *truepositive* vyjadřuje počet správně zařazených pozic. *FN* – *falsenegative* udává počet nesprávně zařazených pozic. To jsou pozice, které patří do dané skupiny a přesto nejsou do ní zařazeny. Protože nebyly detektorem nalezeny. **Prediktivita** *P* se určuje ze vzorce 2.30.

$$P = \frac{TP}{TP + FP} \quad (2.30)$$

Prediktivita je tedy určena podobně jako senzitivita. Ve jmenovateli se nachází *TP* – *truepositive*, ale v čitateli je místo *FN* – *falsenegative*, *FP* – *falsepositive*,

což značí pozice, které nepatří do dané skupiny, ale jsou do ní zařazeny. Směrodatná odchylka s je dána kvadratickým průměrem odchylek od referenčního bodu. Vypočítá se ze vzorce 2.31.

$$s = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2} \quad (2.31)$$

Průměrná hodnota odchylek m je vypočítána jako průměr odchylek, detekovaných a referenčních hodnot. [3], [37]

$$m = \frac{\sum |\mu|}{N} \quad (2.32)$$

2.7 Shluková analýza

Je to základní metoda pro odhad podobnosti mezi objekty. Za objekty je možné považovat hodnoty naměřené na lidech, druhy stromů v lese a podobně. Shluková analýza zjišťuje podobnost mezi všemi těmito objekty a vytváří shluky. Podobnost je vypočítána podobnostním koeficientem, který je vypočítán jednoduchými matematickými operacemi.

Jedním z těchto koeficientů je **Euklidovská vzdálenost** ta počítá vzdálenost mezi dvěma objekty v dvojrozměrném prostoru. Vzdálenost je zjištěna díky Pythagorově větě.

$$c = \sqrt{(a^2 + b^2)} \quad (2.33)$$

Kde c je vzdálenost mezi objekty a , b . Pokud jsou objekty identické je jejich Euklidovská vzdálenost rovna 0. S rostoucí hodnotou se vzdálenost zvětšuje. Po nalezení vzdáleností mezi všemi body je vytvořena podobnostní matice. Následně je možné vytvořit mapu tříd zvanou strom, který ukazuje stupně podobnosti mezi objekty. Tento strom je vytvořen pomocí shlukovacích metod a algoritmů. Algoritmy se dělí na **hierarchické** a **nehierarchické**. Hierarchické metody se dělí na aglomerativní, které považují každý objekt za shluk a z nich vytváří nové shluky a divizní, které začínají se shlukem obsahující všechny objekty a následně je dělí. **Nehierarchické metody** rozkládají množinu podle daného kritéria. Po prvotním rozkladu se pouze upravuje vzdálenost, odlišnost shluků a je snaha o jejich rovnoměrné rozložení. Před začátkem analýzy je nutné znát optimální počet shluků. Ten může být dán pevně nebo se měnit za běhu. Metody s konstantně daným počtem shluků vybírají nejlepší výsledek z několika pokusů.

Metody shlukování:

Metoda nejbližšího souseda. Vytváří shluk objektů, mezi kterými je nejmenší vzdálenost. U shluků se vzdálenost počítá jako nejmenší vzdálenost mezi dvěma objekty ve dvou shlucích.

Metoda nejvzdálenějšího souseda. Vytváří shluky mezi objekty nebo shluky, které jsou od sebe co nejdále. Vybírá tedy největší vzdálenost mezi objekty ve dvou shlucích. Z vypočítaných vzdáleností se vybere nejkratší a objekty se spojí.

Centroidní metoda. Vypočítává vzdálenost mezi objekty Euklidovskou metrikou. Po vypočítání vzdáleností těžišť dojde k vytvoření shluků s nejmenší vzdáleností mezi těžišti.

Metoda průměrné vazby. Podobnost mezi shluky je vypočítána jako průměr mezi objekty ve dvou shlucích. Spojují se objekty s nejmenší průměrnou vzdáleností.

UPGMA (Unweighted Pair Group Method with Arithmetic mean). Nejprve se vybere nejmenší hodnota v distanční matici. Následně se spojí dva objekty do shluku a vypočítá se jejich vzdálenost od ostatních objektů. Tento proces se opakuje dokud se nevyčerpají všechny hodnoty v distanční matici.

K-means. Na začátku se zvolí několik počátečních vzorových bodů. Následně se jednotlivé objekty přiřazují k nejbližším vzorovým bodům. Dalším krokem je výpočet těžiště zvětšených shluků. Tato metoda je nevhodná pro překrývající se shluky.[25], [26]

2.8 EKG databáze CSE

Common Standards for quantitative Electrocardiography byl velký mezinárodní projekt sponzorovaný Evropskou komisí. Byl spuštěn roku 1980. Měl zaměření na vývoj běžných standardů pro kvantitativní elektrokardiografii. Jeden z hlavních úkolů projektu bylo snížit velké rozdíly z měření pořizovaného EKG počítačovými programy. Z tohoto důvodu byla vytvořena referenční knihovna, na které je možné vizuálně určit všechny důležité body EKG signálu. Tento úkol byl proveden radou kardiologů na silně zesílených signálech. Referenční knihovna je tedy mezinárodně uznávaná pro hodnocení a vylepšování EKG měřících programů. Byla testována na 9. svodovém VKG a standartním 12. svodovém EKG. Knihovna se prokázala jako užitečný nástroj při zakládání doporučení pro přesnější zaznamenávací pravidla a definice. Projekt se rozrostl roku 1984 díky testování, rozšíření diagnostických kritérií a klasifikačních programů.

Sestává se asi z 1000 více svodových záznamů. Konkrétně 12. či 15. svodových. Vzorkovací kmitočet u těchto záznamů je 500 Hz. Snímá se po dobu 10. sekund to odpovídá počtu 5000 vzorků. Databáze CSE má k dispozici dvě sady referenčních hodnot. První sada byla určena pěti kardiology, mezi jejichž výsledky se spočítal medián. Tito kardiologové zpracovali každý pátý záznam z databáze. Druhá sada obsahuje referenční pozice pro všech 125 záznamů signálu. Referenční pozice byly získány mediánem výsledků 14. programů. Obě sady obsahují rozměřený pouze jeden

cyklus záznamu společný pro všechny svody. [17], [18]

3 PRAKTICKÁ REALIZACE TRANSFORMACE SVODŮ

Pro zvýšení účinnosti detekce rozměrovacího algoritmu je cílem práce realizovat tři různé přístupy navýšení počtu svodů. K dispozici jsou záznamy databáze CSE, každý záznam je tvořen třemi ortogonálními svody X , Y a Z . Zvýšení počtu svodů je možné hned několika způsoby. Viz výše popsané lineární afinní transformace, statistické a deterministické přístupy. Pro realizaci transformace svodů byly zvoleny metody lineární afinní transformace, Dowerova transformace a průměrná hodnota z CSE databáze.

Transformace svodů podle Dowera využívá vektorů a skalárů získaných z Frankova modelu torza. Z tabulky transformačních koeficientů 3.1 je možné vypočítat požadovaných 12 svodů EKG. Po dosazení do rovnice 3.1.

$$V = T.O \quad (3.1)$$

Kde V je matice 12. výstupních svodů. T je transformační matice a O je matice ortogonálních svodů.

Tab. 3.1: Transformační matice Dower

Svody	X	Y	Z
I	0,6320	-0,2350	0,0590
II	0,2350	1,0660	-0,1320
III	-0,3970	1,3010	-0,1910
aVR	-0,4340	-0,4150	0,0370
aVL	0,5150	-0,7680	0,1250
aVF	-0,0810	1,1840	-0,1620
V1	-0,5150	0,1570	-0,9170
V2	0,0440	0,1640	-0,1390
V3	0,8820	0,0980	-1,2770
V4	1,2130	0,1270	-0,6010
V5	1,1250	0,1270	-0,0860
V6	0,8310	0,0760	0,2300

Lineární afinní transformace. Popsaná v kapitole 2.5.2, předpokládá, že každý odvozený svod může být lineární kombinací podle rovnice 3.2.

$$Y = A.X + \epsilon = a_0 + a_1x_1 + a_2x_2 + a_3x_3 + \epsilon \quad (3.2)$$

Kde A je transformační matice a X je matice ortogonálních svodů a ϵ je chyba. Pro dosazení do výše zmíněné rovnice je nutné znát transformační tabulku A . Tato Tab. 3.2 byla získána z 25 náhodně zvolených záznamů. Transformační koeficienty HC byly získány ze sady dat zdravých pacientů. Koeficienty MI byly získány od pacientů se srdečním onemocněním.

Tab. 3.2: Transformační matice Dawson

Svod	HC			MI		
	X	Y	Z	X	Y	Z
I	0,5142	-0,0582	-0,0948	0,7998	-0,1600	0,0634
II	0,2211	0,9545	-0,0454	0,2647	0,8977	-0,0285
III	-0,2932	1,0127	0,0494	-0,5351	1,0576	-0,0919
aVR	-0,3676	-0,4481	0,0701	-0,5322	-0,3688	-0,0175
aVL	0,4037	-0,5354	-0,0721	0,6674	-0,6088	0,0777
aVF	-0,0360	0,9836	0,0020	-0,1352	0,9776	-0,0602
V1	-0,4500	-0,1448	-0,8010	-0,5325	-0,3213	-0,9793
V2	-0,1905	-0,3183	-1,7516	0,0010	-0,6852	-1,7674
V3	0,3532	-0,0945	-1,6875	0,5269	-0,3857	-1,8725
V4	1,0004	0,0569	-0,9643	1,0550	-0,1265	-1,2897
V5	1,0996	0,3009	-0,2366	1,1306	0,1941	-0,2893
V6	0,8619	0,2574	0,1077	0,8176	0,3113	0,1049

Z databáze CSE jsou dostupné ortogonální svody, ale i 12. svodové EKG. Při znalosti počítání s maticemi je možné vypočítat transformační matici pro databázi CSE. Vychází-li se ze vzorce 3.3.

$$A = B.C \quad (3.3)$$

Kde A je matice 12. svodového EKG, B je transformační matice a C je matice ortogonálních svodů. Z databáze CSE jsou známy matice A a C . Do rovnice 3.4

$$C = A.B^{-1} \quad (3.4)$$

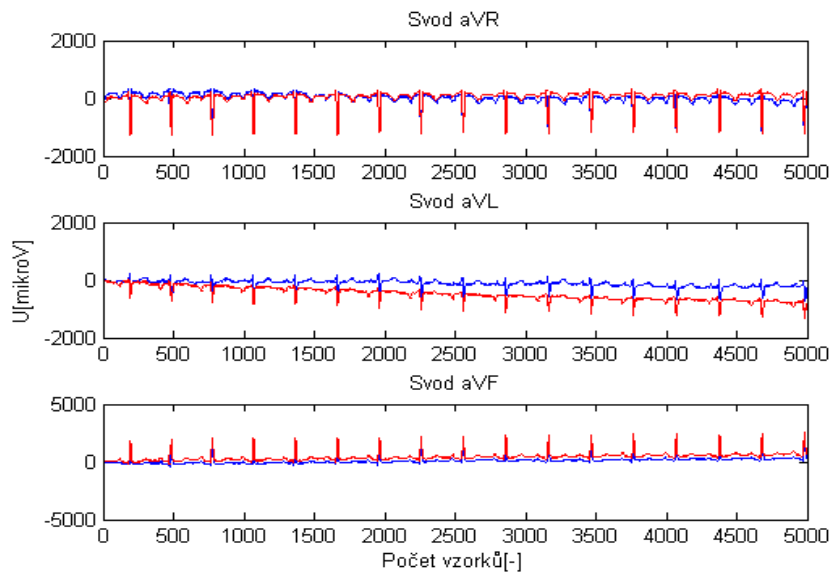
stačí doplnit matici A a inverzní matici B^{-1} . Po vypočítání transformačních matic pro všechny záznamy byly transformační matice průměrovány. Tím vznikla transformační matice pro CSE databázi, která se může následně použít pro syntézu 12. svodového EKG z ortogonálních svodů. Vypočítaná transformační matice je popsána v tabulce 3.3.

Na Obr. 3.1 jsou zobrazeny původní a transformované svody aVR, aVL a aVF získané transformační maticí Dower. Na Obr. 3.2 jsou zobrazeny původní a transformované svody aVR, aVL a aVF získané transformační maticí Dawson (HC). Na

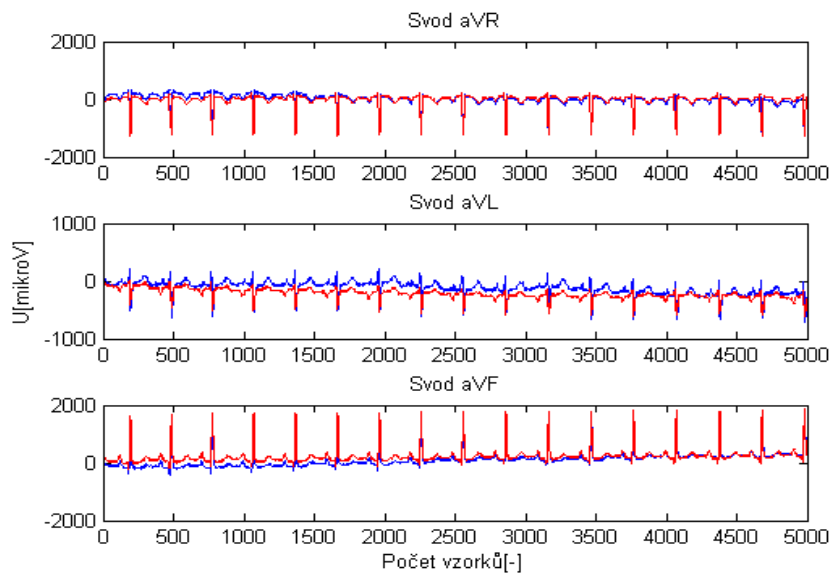
Tab. 3.3: Transformační matice získaná z databáze CSE

Svody	X	Y	Z
I	0,4345	-0,0352	-0,1551
II	0,2181	0,7099	-0,0838
III	-0,2165	0,7437	0,0706
aVR	-0,3261	-0,3356	0,1196
aVL	0,3259	-0,3872	-0,1124
aVF	0,0014	0,7287	-0,0064
V1	0,0939	-0,1489	-0,2802
V2	0,5222	-0,1406	-0,7082
V3	1,0205	-0,3877	-0,6983
V4	1,2554	-0,3682	-0,6085
V5	0,9885	-0,2926	-0,3857
V6	0,8557	-0,2657	-0,1672

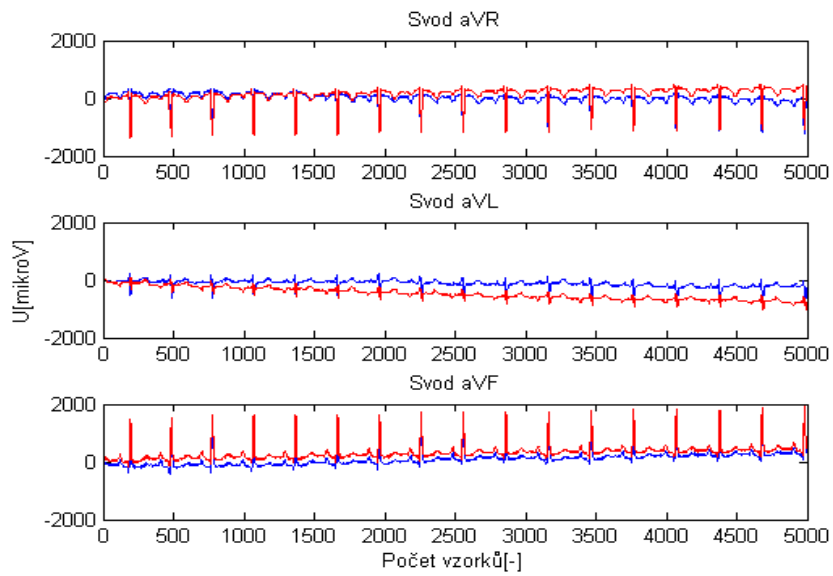
Obr. 3.3 jsou zobrazeny původní transformované svody aVR, aVL a aVF získané transformační maticí Dawson (MI). Na Obr. 3.4 jsou zobrazeny původní transformované svody aVR, aVL a aVF získané transformační maticí získané z databáze CSE. U Obr. (3.1, 3.2, 3.3, 3.4) jsou zobrazeny původní signály modře. Syntetizované svody pomocí transformačních matic mají červenou barvu. Tyto obrázky jsou zobrazeny na následujících dvou stranách. Nejvýraznější změnou transformovaných svodů oproti původním je kolísání nulové izoliny. Všechny významné body si udržují svoji pozici, kolísání izoliny se odstraní při detekci vlnkouvou transformací. Nejblíže původním svodům jsou signály transformované pomocí matic Dawson (HC) a průměrovou maticí získanou z CSE databáze.



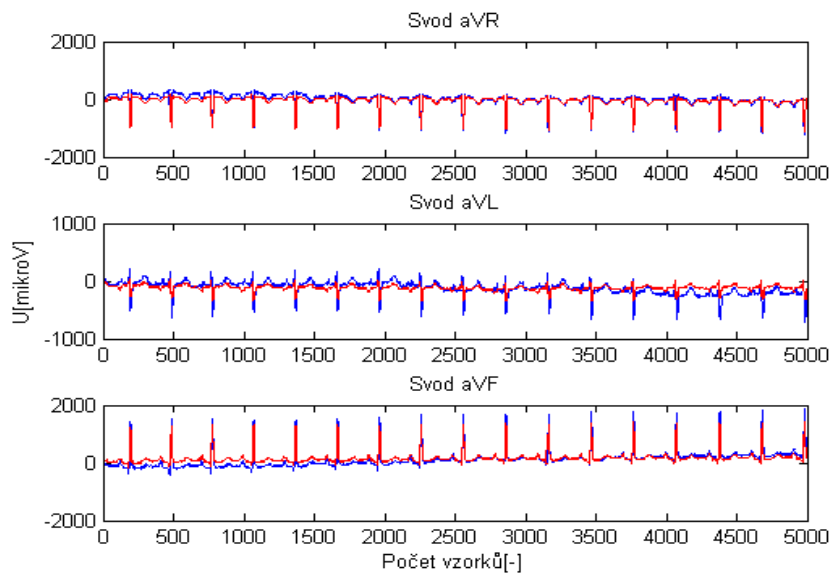
Obr. 3.1: Transformace maticí Dower. Originální svody jsou zobrazeny modře, transformované svody červeně.



Obr. 3.2: Transformace maticí Dawson (HC). Originální svody jsou zobrazeny modře, transformované svody červeně.



Obr. 3.3: Transformace maticí Dawson (MI). Originální svody jsou zobrazeny modře, transformované svody červeně.

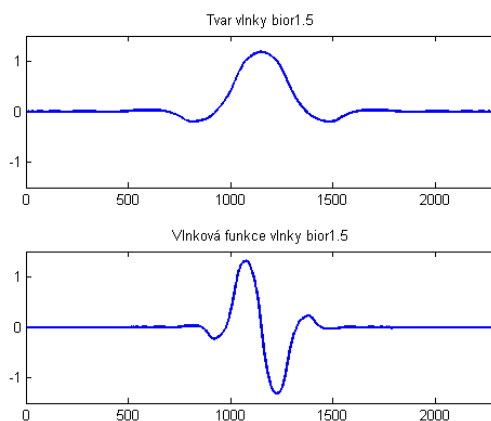


Obr. 3.4: Transformace maticí průměrů CSE. Originální svody jsou zobrazeny modře, transformované svody červeně.

4 PRAKTICKÁ REALIZACE ROZMĚŘENÍ

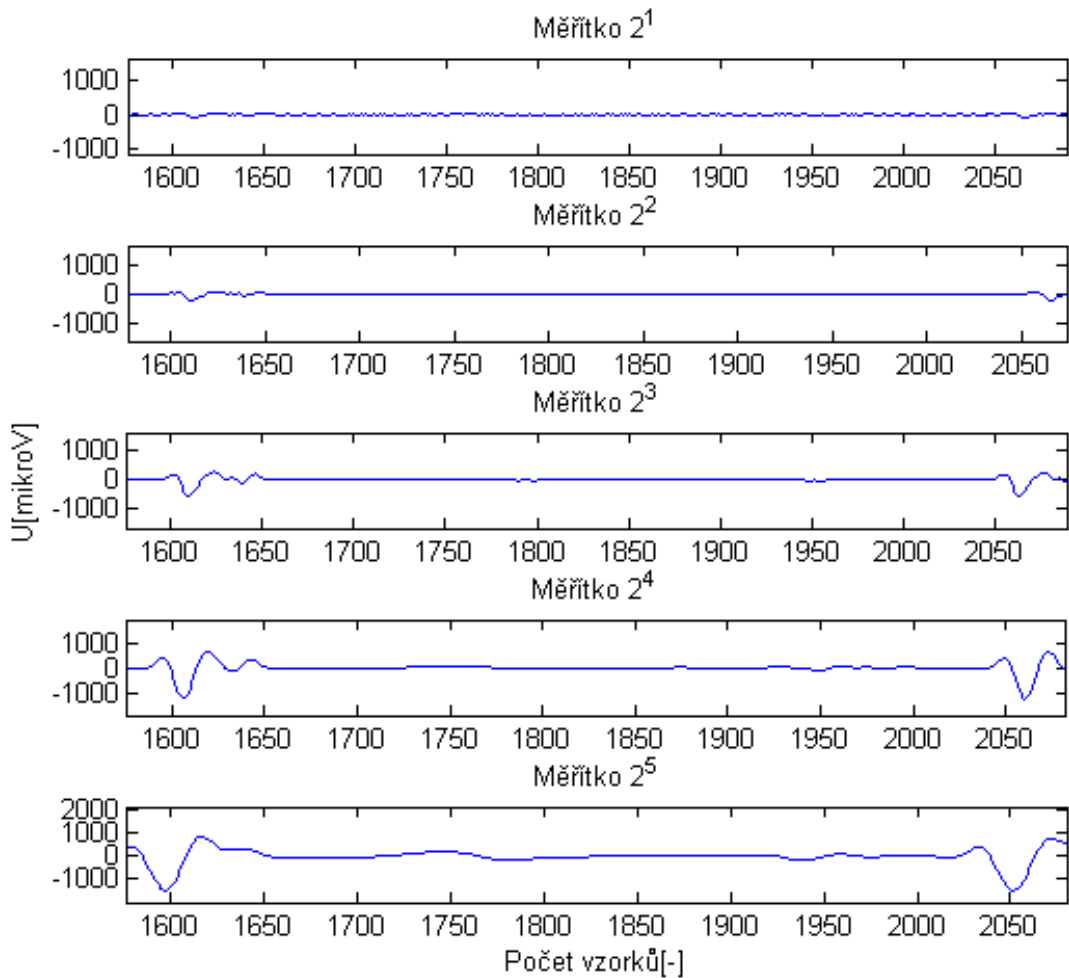
Jedním z cílů této práce je realizovat rozměřovací algoritmus. Tento algoritmus by měl zjistit důležité body a intervaly v EKG signálu. Konkrétně začátek a konec QRS komplexu. Také začátek a konec P vlny, konec T vlny. Z těchto parametrů je dále možné vypočítat následující segmenty či intervaly. S-T segment, Q-T interval, R-R interval. Pro realizaci detektoru byl zvolen algoritmus používající dyadickou vlnkovou transformaci. Pro účely testování byla k dispozici databáze CSE tvořená naměřeným signálem 125 pacientů. Výsledný program byl vytvořen v programovém prostředí MATLAB®.

Výhodou dyadické vlnkové transformace je, že není nutné používat předzpracování signálu za účelem odstranění nežádoucích složek signálu. Vlivem vlnkové transformace se signál rozloží na nízkopásmové a vysokopásmové složky. V těchto pásmech budou důležité fragmenty EKG detekovány. Samotná transformace je realizována pomocí funkce *swt*. Tato funkce provádí stacionární vlnkovou transformaci, jako mateřská vlnka je použita biortogonální vlnka. Výběr vlnky závisí na druhu zpracovávaného signálu a na charakteru zpracování. Pro zpracování EKG signálu se používá první derivace Gaussovy funkce, kvadratický splajn či bioortogonální vlnky. Vstupními hodnotami jsou X , což je vstupní signál, N , které značí stupeň rozkladu.



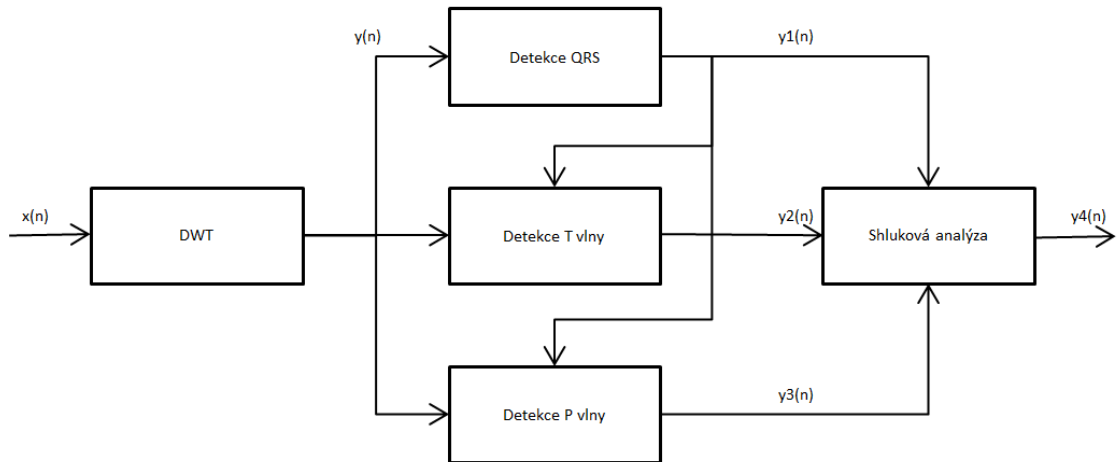
Obr. 4.1: Zobrazení vlnky bior1.5 a její funkce

V tomto případě je stupeň N roven 5. N musí být kladné celé číslo. Posledním vstupem je mateřská vlnka. Po zadání vstupního signálu s o konečné délce N je prvním krokem *swt* algoritmu nastavení dvou koeficientů. První z nich je aproximační koeficient ${}_cA_1$, druhý je koeficient detailu ${}_cD_1$. Tento vektor je získán konvolucí vstupního signálu s filtry typu horní a dolní propusti. Následujícím krokem je rozdělení koeficientu ${}_cA_1$ upravenými filtry F_j a G_j získanými převzorkováním. Blok obsahující



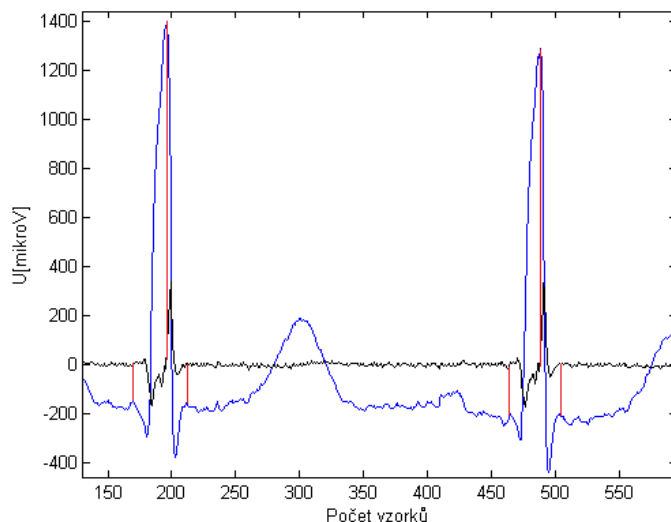
Obr. 4.2: Výstup funkce swt

$\uparrow 2$ značí převzorkování, filtr F_0 je rovný dolní propusti z prvního kroku, filtr G_0 je totožný s filtrem horní propusti z prvního kroku. Vstupním signálem se v tomto případě rozumí signál EKG z databáze CSE. Jako mateřská vlnka byla použita bio-ortogonální vlnka *bior1.5* její vlnková funkce je lichá vlnka. Její původní tvar a vlnkovou funkci je možné vidět na Obr. 4.1. Při použití stupně rozkladu 5 je výstupem *swt* algoritmu pět transformovaných signálů s měřítkem $2^1, 2^2, 2^3, 2^4, 2^5$. Těchto pět signálů je zobrazeno na Obr. 4.2. Někdy si algoritmus popíšeme na blokovém schématu zobrazeném na Obr. 4.3. Na Obr. 4.3 je vstupní signál $x(n)$ nejdříve zpracován v bloku DWT značící dyadickou vlnkovou transformaci. Z tohoto bloku vychází signál $y(n)$ obsahující pět transformovaných signálů s měřítkem $2^1, 2^2, 2^3, 2^4, 2^5$. Tento signál vstupuje do bloků Detekce QRS, Detekce T vlny a Detekce P vlny. Tento

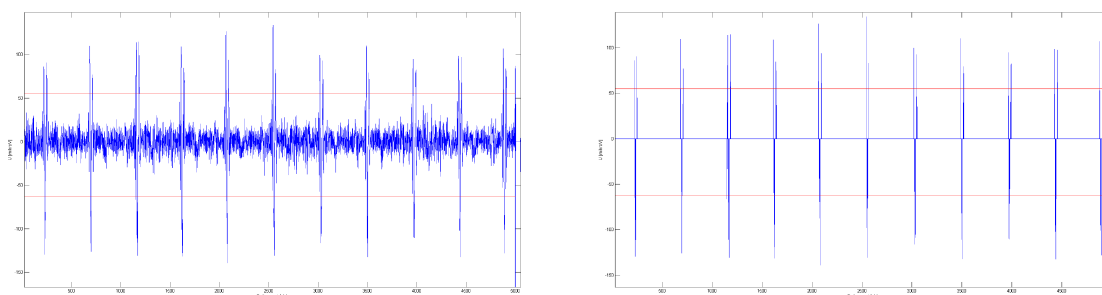


Obr. 4.3: Blokové schéma navrženého algoritmu.

vstupní signál se zpracuje v bloku Detekce QRS, výstup $y1(n)$ obsahuje detekované pozice QRS komplexu. Tento signál pokračuje na vstupy detektorů T a P vlny. Po zpracování signálu oběma bloky výstupní signál $y2(n)$ obsahuje detekované hodnoty QRS komplexů, T vlny. Signál $y3(n)$ obsahuje detekované hodnoty QRS komplexů, P vlny. Takto se detekují všechny dostupné svody. Po dokončení detekce na všech svodech vstupují signály do bloku Shlukové analýzy. V tomto bloku se podle detekce významných bodů na svodech vybírá správná detekce. Výsledný signál $y4(n)$ obsahuje začátek a konec QRS komplexu, začátek a konec P vlny a konec T vlny. Detektor QRS komplexu vyhledává maximum kmitu R v signálu měřítka 2^2 . Na Obr. 4.4 lze vidět, že maximum QRS komplexu je rovno inflexnímu bodu v signálu měřítka 2^2 . V obrázku jsou červěně zvýrazněny R kmit, začátek a konec QRS komplexu. A jejich pozice v původním i v prohledávaném transformovaném signále. Díky zvolené liché vlnce pro transformaci jsou inflexní body v signálu měřítka 2^2 rovna nule. Princip je tedy založen na nalezení maxim a minim v signálu. Následně se extrémů prahují a detekuje se průchod nulou, což je hledaný inflexní bod. Jelikož je možnost, že zvolný práh není dostatečně specifický, je možné nalezení více maxim v těsné blízkosti. Nalezené extrémů a výsledek následného prahování jsou znázorněny na Obr. 4.5. Tyto maxima jsou následně pomocí shlukové analýzy spojeny do jednoho. Shluková analýza je realizována metodou UPGMA, vzdálenost shluků je určena Euklidovskou vzdáleností. Ve všech vytvořených shlucích je vybráno maximum, což je výsledná hodnota. Další kritérium vylučuje QRS komplex 200 vzorků po předchozím zjištění komplexu. Po nalezení maxima můžeme hledat začátek a konec QRS komplexu. Začátek komplexu se zjišťuje ve zvoleném okně nalevo od zjištěného inflexního bodu. Signál se prohledává od globálního minima, nalevo od



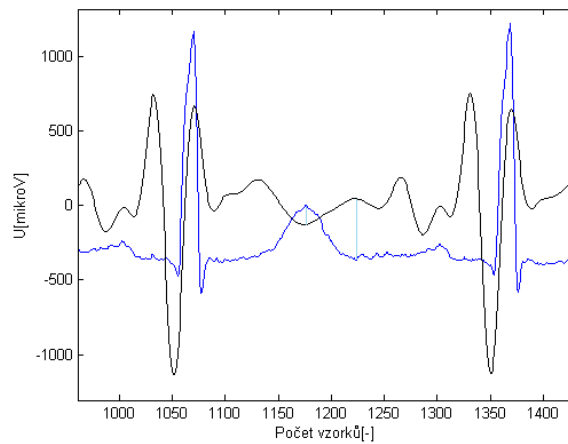
Obr. 4.4: Detekce QRS komplexu. Modrá křivka znázorňuje vstupní signál, černá křivka signál s měřítkem 2^2



Obr. 4.5: Vlevo jsou vykreslena nalezené extrémů, vpravo je výsledek prahování extrémů.

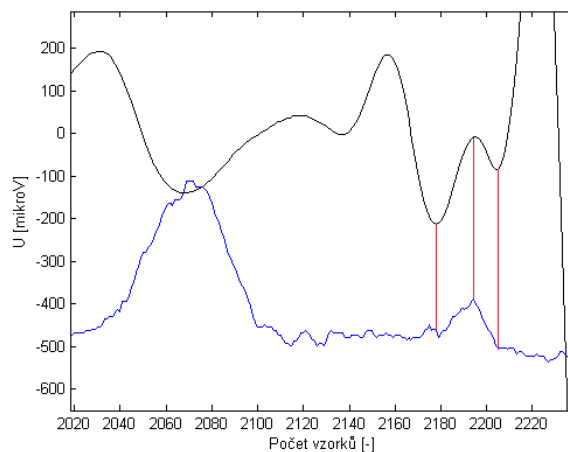
inflexního bodu. Je určena prahová hodnota a hledá se maximum, které je větší než zvolený práh. Práh je získán vynásobením průměrné hodnoty v okně zvolenou konstantou. Obdobně se hledá konec komplexu QRS. Opět je zvoleno prohledávané okno, nalezeno globální minimum, tentokrát napravo od inflexního bodu. Získá se práh vynásobením průměrné hodnoty v okně konstantou $7/9$. Konstanty pro násobení prahů byly zjištěny empiricky s ohledem na selektivitu a specifitu detektoru. Po nalezení maxima je známá pozice konce QRS komplexu. Zjištěné pozice začátku a konce komplexů jsou uloženy do vektoru.

Detekce vlny T proběhla podobným algoritmem na Obr. 4.6 je vykreslen původní signál a signál s měřítkem 2^5 , ve kterém byla vlna T hledána. Původní signál je modrá křivka, černá křivka značí signál s měřítkem 2^5 . Světle modrou barvou jsou v obrázku



Obr. 4.6: Detekce T vlny. Modrá křivka značí vstupní signál, černá křivka signál s měřítkem 2^5

zvýrazněny pozice maxima a konce T vlny. Nejdříve bylo zvoleno prohledávané okno mezi koncem QRS komplexu a začátkem následujícího QRS komplexu. Následně bylo nalezeno maximum v prohledávaném okně. Zmíněné maximum značí pozici vrcholu vlny T. Následně byl hledán konec T vlny. Obdobně jako při hledání začátku se procházel signál, dokud se nenašlo minimum napravo od maxima. Po nalezení všech hledaných bodů se pozice uloží do vektoru. Pro nalezení vlny P bylo zvoleno



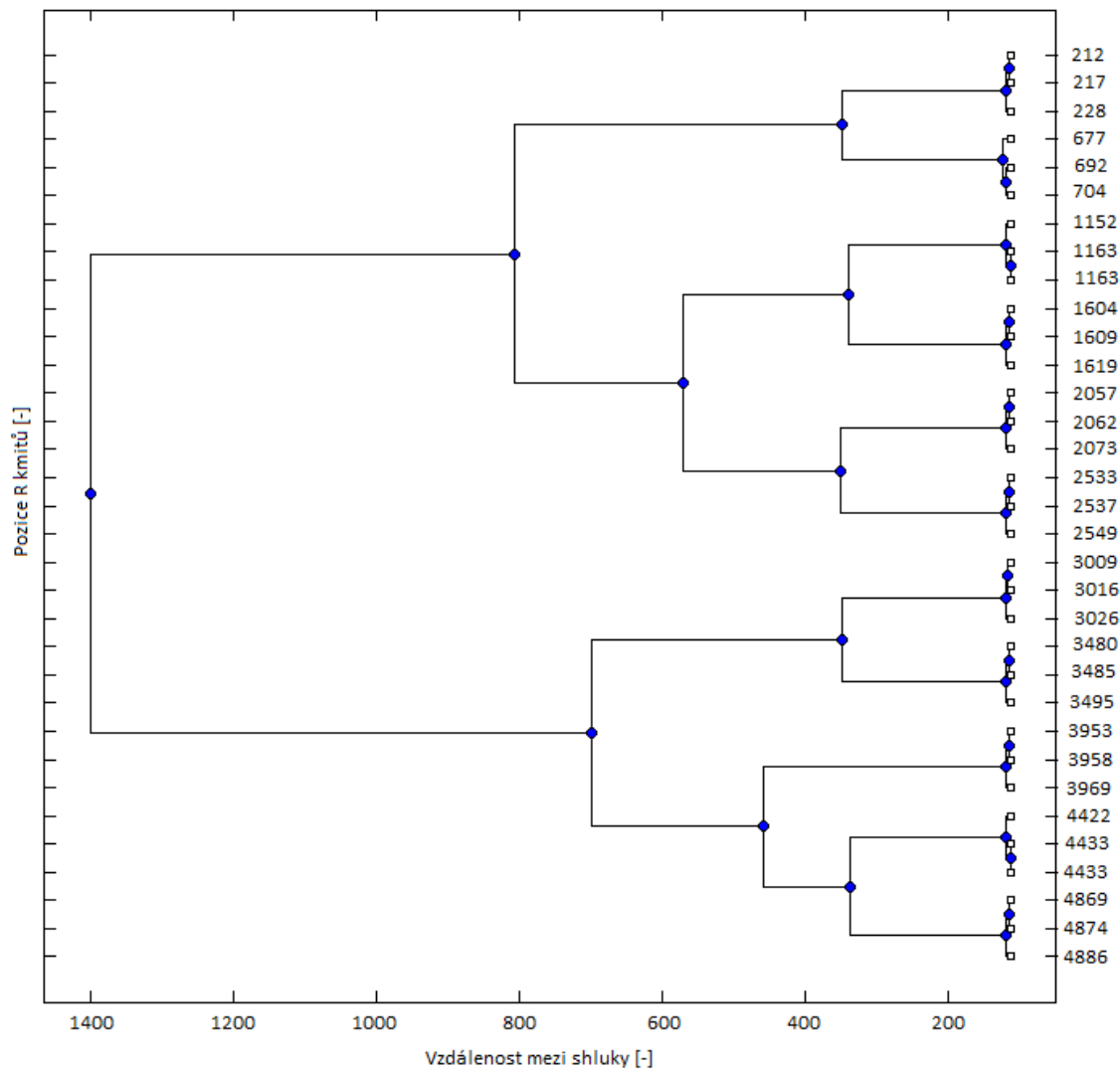
Obr. 4.7: Detekce P vlny. Modrá křivka značí vstupní signál, černá křivka signál s měřítkem 2^5

prohledávané okno mezi koncem vlny T a začátkem následujícího komplexu QRS. V tomto okně bylo nalezeno maximum, které odpovídá pozici vlny P. Od nalezeného maxima byl směrem doleva prohledán signál a nalezeno minimum. Toto minimum

značí pozici začátku P vlny. Po nalezení začátku se signál prohledává od maxima vlny P doprava za účelem nalezení konce P vlny. Zjištěné minimum odpovídá pozici konce P vlny. Po nalezení všech hledaných bodů se pozice uloží do vektoru a je vykreslena. Nalezené pozice maxima, začátku a konce P vlny jsou znázorněny v Obr. 4.7 červenou barvou. Původní signál je zobrazen modrou barvou a transformovaný signál černou.

5 PRAKTICKÁ REALIZACE SHLUKOVÉ ANALÝZY

Po transformaci vstupního signálu na standardních 12 svodů a jejich následném rozměření jsou významné body EKG vybrány shlukovou analýzou. Tato analýza hledá podobnosti mezi objekty. V tomto případě hledá vzdálenost mezi detekovanými pozicemi ze všech svodů. Nejdříve jsou detekované body sloučeny do jednoho vektoru, který slouží jako vstupní funkce do shlukové analýzy. Následně je mezi



Obr. 5.1: Vykreslení shluků pozic R kmitů

všemi body vstupního signálu vypočítána Euklidovská vzdálenost. Po vypočítání je tato vzdálenostní matice invertována. Body jsou následně rozděleny do shluků metodou UPGMA (Unweighted Pair Group Method with Arithmetic Mean), což je

hierarchická aglomerativní metoda. Po rozdělení do shluků je aplikováno kritérium. Pokud shluk obsahuje alespoň polovinu počtu svodů, je bod považován za platný a vybere se průměrná hodnota ze shluku. Obr. 5.1 obsahuje vykreslení shluků pozic R kmitů ze signálu MO1_001_03. Detekce proběhla na ortogonálních svodech, každý shluk tedy může obsahovat pouze tři hodnoty.

6 VÝSLEDKY

Výše popsany algoritmus byl aplikován na databázi EKG signálů CSE. Tato databáze obsahuje 125 záznamů. Každý záznam měl vzorkovací frekvenci 500 Hz a délku 10 sekund. Z toho vyplývá, že všechny signály mají délku 5000 vzorků. Rozměřovací algoritmus byl testován na ortogonálních svodech. A na 12. svodech odvozených z původních ortogonálních transformačními maticemi. Databáze CSE obsahuje dvě sady referenčních bodů rozměřeného signálu. V každém záznamu je vyhodnocen jeden cyklus. Pro vyhodnocení úspěšnosti rozměření EKG signálu byla zvolena druhá sada referenčních bodů. Ta byla určena 14. programy pro všech 125 záznamů. Úspěšnost vytvořeného algoritmu se odvíjí od správné detekce QRS komplexu. Pro představu byly do Tab. 6.1 vloženy vypočítané hodnoty senzitivit a prediktivit použitého detektoru při detekci QRS komplexu. Výsledky jsou uvedeny pro původní databázi CSE a všechny transformované svody. Rozměřovací algoritmy založené na

Tab. 6.1: Shrnutí dosažených výsledků senzitivity a pozitivní prediktivity detekce pozic QRS komplexu v EKG signálu

Svody	Počet svodů	Senzitivita [%]	Prediktivita [%]
Ortogonalní	3	98,57	99,18
12 svodů	12	99,72	97,15
Dawson (HC)	12	99,66	97,41
Dawson (MI)	12	99,72	97,67
Dower	12	99,79	97,93
Prum. CSE	12	99,66	97,99

vlnkové transformaci dosahují přesnost přes 99 %. Z tabulky lze vyčíst že senzitivita detekce komplexu QRS na ortogonálních svodech byla pod touto hranicí. Při detekci na transformovaných svodech se senzitivita zvýšila. Nejlépe dopadla detekce na svodech transformovaných maticí Dower s dosaženou hodnotou 99,79 %. Prediktivita detektoru dopadla nejlépe u ortogonálních svodů, kde přesáhla 99 %. Z tabulky je zjevné, že s transformací svodů se zvýšila senzitivita, ale ne prediktivita.

V Tab 6.2 jsou zobrazeny výsledky rozměření záznamů na ortogonálních svodech, 12. svodech získaných transformačními maticemi Dower, Dawson (HC), Dawson (MI) a průměrem získaným z CSE a 12. svodech z CSE databáze. Autoři databáze CSE vytvořili kritéria pro hodnocení rozměření EKG. Využili průměrnou m a směrodatnou odchylku s . Tvrdé kritérium s_{CSE} je dáno pro začátek P vlny $s < 5,1$, konec P vlny $s < 6,35$, začátek QRS $s < 3,25$, konec QRS $s < 5,9$ a

konec T vlny $s < 15,3$. Měkké kritérium $2s_{CSE}$ je dáno dvojnásobnými hodnotami oproti tvrdému kritériu. Výsledné hodnoty jsou barevně rozlišeny podle splněného kritéria. Modré jsou hodnoty splňující měkké kritérium a zeleně jsou zvýrazněny hodnoty splňující tvrdé kritérium. Hodnoty nesplňující ani jedno kritérium nejsou zvýrazněny. Z hodnocení byly vynechány záznamy, ve kterých byly referenční body nastaveny na nulu, konkrétně záznamy 67 a 70. Dále byly vyřazeny záznamy, kde referenční hodnoty popisovaly první nebo poslední cyklus. Detektor rozměruje signál mezi prvním a posledním R kmitem, není tedy schopen detekovat vlny před a za posledním QRS komplexem. Dosažené výsledky jsou shrnuty v Tab 6.2.

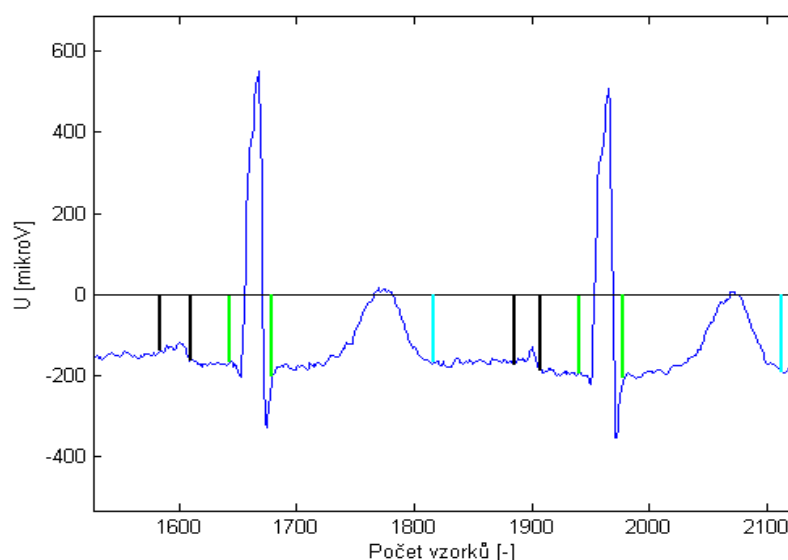
Tab. 6.2: Výsledky detekce významných bodů v EKG signálu

Metoda	Parametry [ms]	Začátek P	Konec P	Začátek QRS	Konec QRS	Konec T
Ortogonální 3 svody	$m \pm s$	20,5±37,2	-8±33,5	7,9±11,3	-32,4±16,4	-32,2±33,2
12 svodů CSE	$m \pm s$	11,2±12	-10,8±26,3	3±11	30,3±16,1	21,9±33,3
DawsonHC 12 svodů	$m \pm s$	15,4±27,8	-13,6±27,4	2,1±10,6	-30±15	-22,82±28,8
DawsonMI 12 svodů	$m \pm s$	14,9±25,1	-15,7±26,4	1,5±10,5	-30,4±14,5	-29,7±34,6
Dower 12 svodů	$m \pm s$	13,9±27	-13,7±26,9	3,5±11,4	-30,1±15,2	-25,7±36,6
Prum CSE 12 svodů	$m \pm s$	19,2±31,3	-6,6±32,5	2,7±11	-29,4±16,1	-19,1±28,4
Kritéria $2s_{CSE}$		10,2	12,7	6,5	11,6	30,6

V tabulce jsou zobrazeny hodnoty získané z původního 12. svodového signálu databáze CSE, ortogonálních svodů a 12 transformovaných svodů získaných transformačními maticemi Dawson (HC), Dawson (MI), Dower a průměrnou hodnotou získanou z databáze CSE. Pro vyhodnocení úspěšnosti algoritmu je důležitá směrodatná odchylka s , která určuje kvalitu rozměrovacího algoritmu. Na první pohled je zjevné, že měkké kritérium bylo splněno pouze u detekce konce T vlny. A to u transformovaných svodů maticemi Dawson a průměrů z CSE databáze. Z ostatních detekovaných bodů bylo nejbližší kritériu začátku P vlny použití původních 12. svodů CSE databáze. Pozice konce P vlny byla také nejbližší na 12. svodech CSE databáze. Začátek QRS komplexu bylo nejbližší kritériu detekce na transformovaných

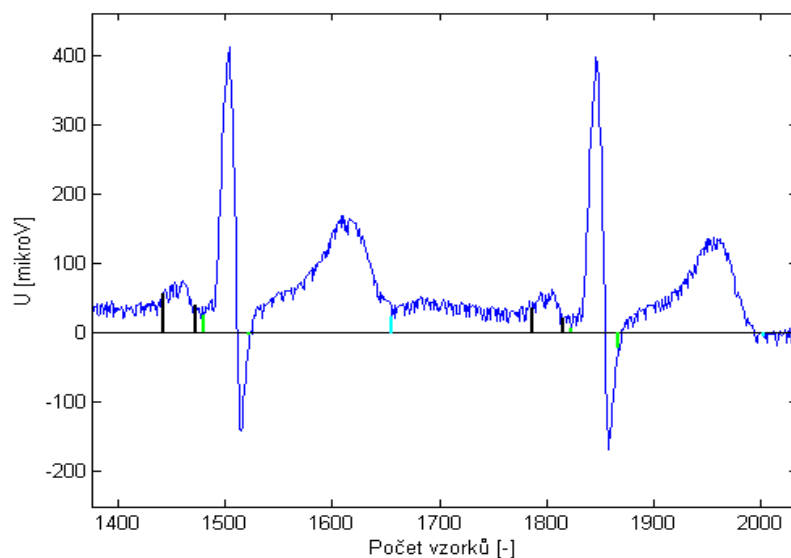
svodech Dawson (MI). Kritériu pro konec QRS komplexu se nejvíce blíží detekce na svodech transformovaných Dawson (MI). Transformace svodů byla provedena za účelem zvýšení účinnosti detekce všech pěti významných bodů. Podle předpokladů, nejhůře dopadla detekce na ortogonálních svodech. Oproti předpokladům dopadla detekce na transformovaných svodech maticí Dower hůře než na ortogonálních svodech. U ostatních transformovaných svodů došlo ke zvýšení úspěšnosti detekce, což bylo důvodem transformace. Nicméně i přes toto zlepšení, je detektor neúspěšný, protože kritérium splnil pouze u detekce konce T vlny. Nepřesné rozměření QRS komplexu mohlo být způsobeno etrasystolami. Chyba rozměření začátku a konce P vlny může být způsobena nerespektováním algoritmu všech morfologií P vln.

6.1 Ukázka úspěšného rozměření signálu



Obr. 6.1: Ukázka detekce významných pozic. Signál MO1_007_03.

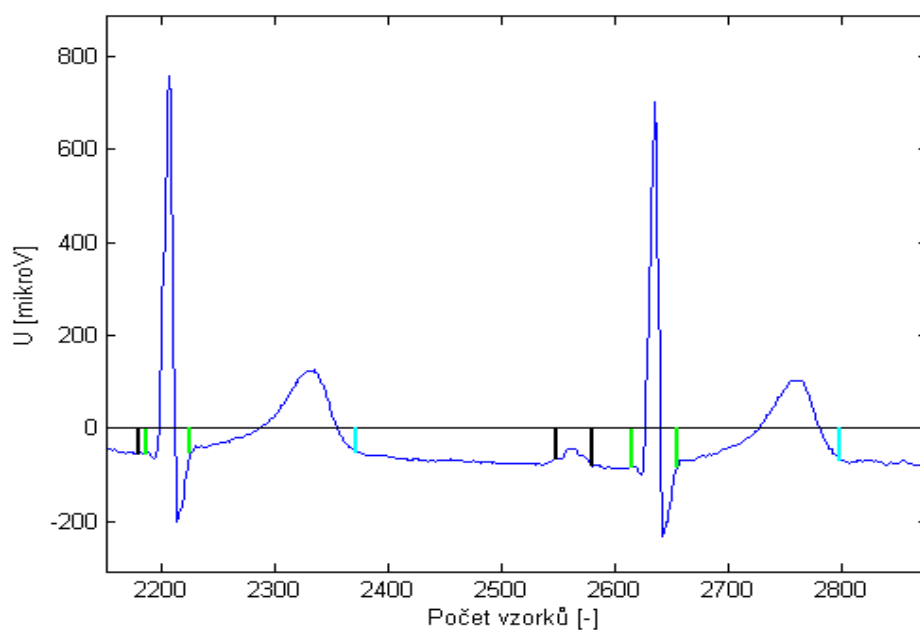
Následuje ukázka rozměření signálu. Pro detekci bylo klíčové nalezení QRS komplexu, v případě falešné detekce nebo žádné detekce, není nalezena ani vlna P ani vlna T. Nesprávné detekce QRS komplexu byly způsobeny nesprávným nalezením maximální hodnoty v transformovaném signálu o měřítku 2^2 . Nejhůře při detekci dopadly signály 50 a 105. Pro ukázkou je zobrazeno několik signálů, ve kterých byly správně detekovány hledané pozice. Konkrétně obrázky (Obr. 6.1, 6.2, 6.3). Na obrázku 6.1 jsou zobrazeny dva QRS komplexy se zeleně detekovanými začátky a konci.



Obr. 6.2: Ukázka detekce významných pozic. Signál MO1_058_03.

Dvě vlny T s modře zvýrazněnými konci a dvě vlny P s černě zvýrazněnými začátky a konci.

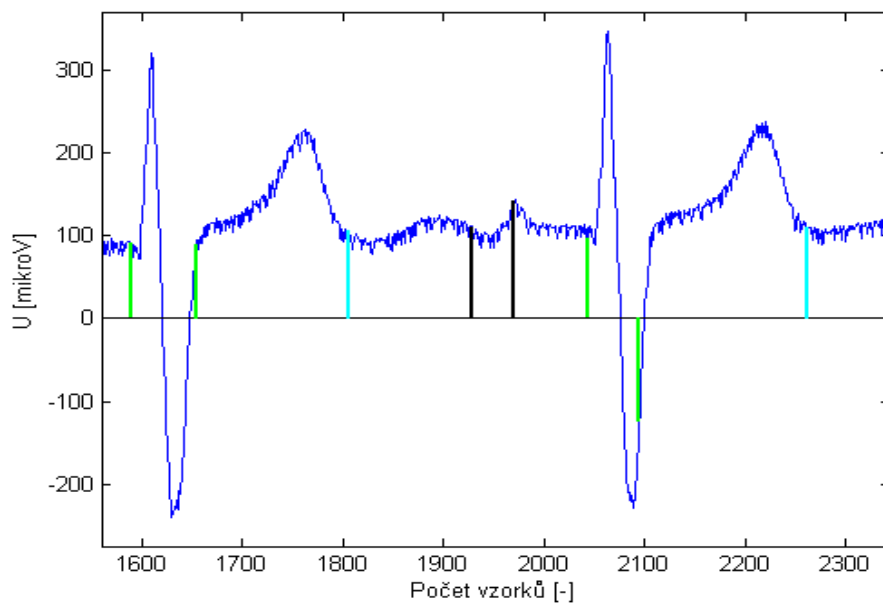
Obrázek 6.2 zobrazuje dva QRS komplexy se zeleně detekovanými začátky a konci. Dvě vlny T s modře zvýrazněnými konci a dvě vlny P s černě zvýrazněnými začátky a konci. Na zobrazených signálech jsou detekované pozice znázorněny následovně. Začátek a konec QRS komplexu jsou vyznačeny světle zeleně. Konec T vlny jse vyznačen světle modrou barvou. Začátek a konec P vlny jsou vykresleny černou barvou. Obrázek 6.3 zobrazuje dva QRS komplexy se zeleně detekovanými začátky a konci. Dvě vlny T s modře zvýrazněnými konci a jednu vlnu P s černě zvýrazněným začátkem a koncem.



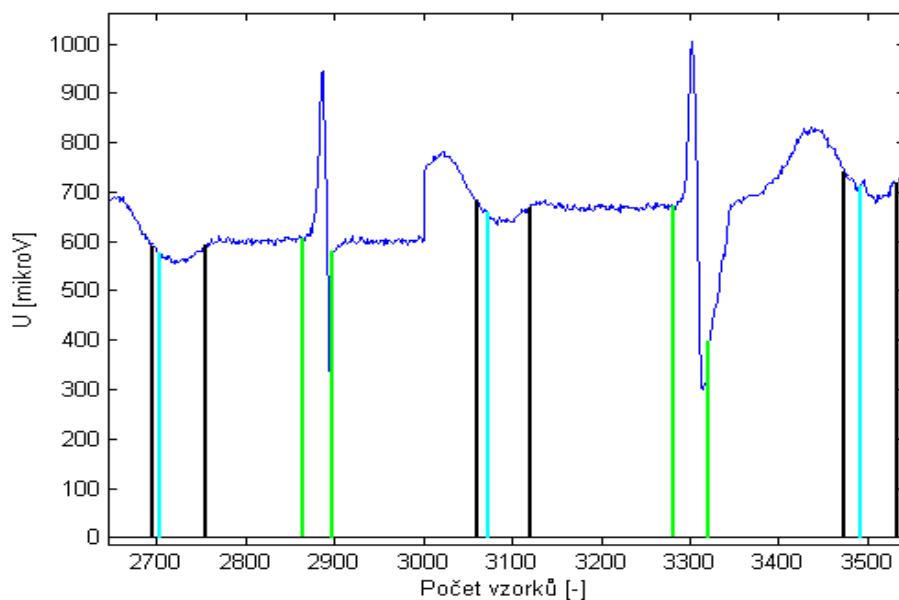
Obr. 6.3: Ukázka detekce významných pozic. Signál MO1_124_03.

6.2 Ukázka neúspěšného rozměření signálu

Sled obrázků (Obr. 6.4, 6.5) zobrazuje nesprávně detekované pozice. Vlivem nesprávně detekovaných nebo přímo nedetekovaných pozic QRS nebyly zjištěny ani pozice P a T vlny, nebo byly posunuty. Obrázek 6.4 zobrazuje signál záznam MO1_001_03. První QRS komplex má korektně zvýrazněn začátek a konec. U druhého QRS komplexu byl nesprávně detekován konec. Viditelné jsou dvě vlny T s modře zvýrazněnými konci a jedna vlna P s černě zvýrazněným začátkem a koncem. Obrázek 6.5 zobrazuje signál záznam MO1_045_03. První QRS komplex má korektně zvýrazněn začátek a konec. U druhého QRS komplexu byl nesprávně detekován konec. Zobrazené vlny P a T nejsou jednoznačně oddělené z toho vyplývá nesprávná detekce jejich začátků a konců.



Obr. 6.4: Ukázka neúspěšné detekce významných pozic. Signál MO1_001_03.



Obr. 6.5: Ukázka neúspěšné detekce významných pozic. Signál MO1_045_03.

7 POROVNÁNÍ ROZMĚŘOVACÍCH METOD

Porovnání rozměřovacích algoritmů je provedeno podle dříve zmíněných kritérií CSE databáze. Měkkého $2s_{CSE}$ a tvrdého kritéria s_{CSE} . Pro porovnání je vhodné zvolit metody testované na databázi CSE. Dále záleží jaký set referenčních bodů, který autoři zvolili pro vyhodnocení algoritmu. Pro porovnání byl zvolen algoritmus testovaný na transformovaných svodech získaných transformační maticí Dawson (HC). Vytvořený algoritmus byl vyhodnocen s použitím referenčních hodnot získaných mediánem výsledků 14 různých programů. Referenční body zvolené 14 různými programy také použil autor Laguna [12]. Výhodou těchto referenčních hodnot je vyšší počet než u hodnot určených kardiology. Kardiologové určili 25 záznamů a programy 125 záznamů. Díky tomu se lépe testuje i robustnost algoritmu. Referenční body zvolené kardiology použili autoři Sahambi [15] a Martinez [14]. Martinez [14] využil pro detekci metodou založenou na vlnkové transformaci. Sahambi [15] použil taktéž vlnkovou transformaci a Laguna [12] použil detekci založenou na číslicové filtraci.

Tab. 7.1: Porovnání metod rozměření EKG signálu

Metoda	Parametry [ms]	Začátek P	Konec P	Začátek QRS	Konec QRS	Konec T
DawsonHC 12 svodů	$m \pm s$	$15,4 \pm 27,8$	$-13,6 \pm 27,4$	$2,1 \pm 10,6$	-30 ± 15	$-22,82 \pm 28,8$
Martinez[14] 12 svodů	$m \pm s$	$-4,9 \pm 5,4$	$-1,0 \pm 6,4$	$1,3 \pm 6,3$	$5,8 \pm 10,9$	$1,3 \pm 21,8$
Laguna[12] 12 svodů	$m \pm s$	$1,0 \pm 7,9$	$-1,0 \pm 5,1$	$-2,1 \pm 7,4$	$-0,2 \pm 3,6$	$2,6 \pm 10,5$
Sahambi[15] 12 svodů	$m \pm s$	$N \pm 4$	$N \pm 6$	$N \pm 2$	$N \pm 4$	$N \pm 20$
Kritéria $2s_{CSE}$		10,2	12,7	6,5	11,6	30,6

V posledním řádku tabulky jsou zobrazeny hodnoty měkkého kritéria pro každý významný bod. Průměrná odchylka je značena m , směrodatná odchylka je označena s , N značí neznámé údaje. V tabulce 7.1 lze vidět, že Martinez [14] splnil u začátku a konce P vlny, konce T vlny, začátku i konce QRS komplexu měkké kritérium. Tvrdé kritérium se mu nepodařilo splnit ani v jednom případě. Autor Laguna [12] splnil měkké kritérium u začátku P vlny. Tvrdé kritérium splnil u konce P vlny, konce QRS komplexu a konce T vlny. Začátek komplexu QRS nesplňoval ani tvrdé

ani měkké kritérium. Autor Sahambi [15] splnil měkké kritérium u konce T vlny. Začátek a konec P vlny, začátek a konec QRS komplexu splňují tvrdé kritérium. V této práci navrhnutý algoritmus splnil pouze měkké kritérium u detekce T vlny. Ostatní významné body nesplnili ani měkké ani tvrdé kritérium. V porovnání s metodami, které použili ostatní autoři je tedy neúčinný.

8 ZÁVĚR

Cílem této práce bylo nastudovat a popsat metody rozměření signálu EKG. Navržení blokového schématu obecného rozměřovacího algoritmu. Dalším cílem bylo nastudovat a popsat metody transformace svodů. Následně bylo úkolem navrhnout a realizovat algoritmus rozměřování EKG a jeho následné otestování na databázi CSE. Jedním z cílů bylo srovnání tohoto algoritmu s jinými autory rozměřovacích algoritmů. Dalším cílem bylo realizovat alespoň tři metody transformace svodů a využití shlukové analýzy pro kombinaci detekovaných pozic na transformovaných svodech za účelem zvýšení účinnosti detekce.

Teoretická část popisuje elektrokardiografii, popis EKG křivky, významných bodů a intervalů a segmentů EKG signálu. Následující kapitola je věnována rozměření EKG. Tato kapitola je rozdělena na detekci QRS komplexu, kde je popsán obecný detektor, detektor využívající derivace, detektor využívající matematický model, detektor využívající druhé derivace a detektory využívající vlnkovou transformaci. Následuje část popisující metody rozměření EKG. Konkrétně diferenční metoda rozměření, metoda využívající dynamické borcení časové osy, metoda využívající spádové kritérium a rozměření s využitím neuronových sítí. Další část popisuje metody transformace svodů. První popsaná metoda je odvození EKG z VKG navržená Dowerem [5]. Ostatní metody jsou affinní lineární transformace, transformace EKG z redukovaných svodů, rekonstrukce EKG z Frankova prostorového modelu. Posledními popsanými metodami jsou statistické a deterministické přístupy transformace. Následující kapitoly jsou věnovány statistickým metodám vyhodnocení, shlukové analýze a popisu databáze CSE.

Kapitola praktické realizace transformace svodů popisuje realizované metody transformace svodů. Konkrétně byly použity transformační matice Dower, Dawson (HC), Dawson (MI), kde transformační matice HC byl získána z dat zdravých pacientů a matice MI byla získána od pacientů s infarktem myokardu. Poslední transformační metoda využívá matici získanou zprůměrováním transformačních matic 125 signálů CSE. Kapitola praktické realizace rozměření popisuje navrženou metodu detekce významných bodů. Tato metoda využívá dyadickou vlnkovou transformaci, která rozkládá vstupní signál do pěti měřítek. Kde na měřítku 2^2 byl hledán začátek a konec QRS komplexu. Začátek, konec P vlny a konec T vlny byly hledány na měřítku 2^5 . Tento detektor byl použit na všechny transformované svody a z nalezených významných bodů byl vybrán jeden shlukovou analýzou. Kapitola praktické realizace shlukové analýzy popisuje realizovanou metodu shlukové analýzy, kde byla nejdříve vypočítána distanční matice mezi detekovanými body Euklidovskou vzdáleností a shluky byly vytvořeny metodou UPGMA. Další kapitola popisuje výsledky vytvořeného algoritmu. Pro hodnocení bylo zvoleno porovnání s referenčními po-

zicemi vytvořenými autory databáze CSE. Konkrétně kritérium získané průměrem z výsledků 14. programů. Porovnáním s referenčními hodnotami bylo možné vypočítat průměrnou hodnotu odchylek a směrodatnou odchylku, která určuje kvalitu detektoru a umožňuje porovnávání s jinými metodami. Směrodatná odchylka byla porovnána s kritériem $2s_{CSE}$ vytvořeným autory CSE databáze. V tabulce 6.2 jsou shrnuty výsledky použité algoritmu na původním 12. svodovém signálu z databáze CSE, původní ortogonální svody z databáze CSE, na transformovaných svodech transformačními maticemi Dower, Dawson (HC), Dawson (MI) a transformační maticí získanou z CSE databáze. Podle předpokladů dopadla detekce na ortogonálních svodech nejhůře. Při použití detektoru na transformované svody došlo ke zlepšení účinnosti detekce oproti ortogonálním svodům. Nicméně jediný významný bod, který splňoval kritérium byl konec T vlny a to na svodech vytvořených maticemi Dawson (HC) a průměru CSE. Nepřesnost detekce QRS komplexu mohla být způsobena extrasystolami v signálu. Chybná detekce začátku a konce P vlny mohla být způsobena detektoru vůči všem jejich morfologiím. Poslední kapitola obsahuje porovnání navrženého algoritmu s metodami jiných autorů. Pro srovnání byli zvoleni autoři detektorů testujících na databázi CSE. Dva autoři Sahambi [15] a Martinez [14] vytvořili detektor využívající vlnkovou transformaci. Autor Laguna [12] použil detektor využívající číslicovou filtraci. Pro porovnání byl zvolen v této práci navržený algoritmus testovaný na svodech transformovaných maticí Dawson (HC). V tabulce 5.2 jsou shrnuty výsledky. Dříve zmínění autoři splnili kritérium u všech významných bodů. Zde navržený algoritmus splnil pouze kritérium u detekce konce T vlny. Vůči metodám navrženým ostatními autory je v této práci vytvořený algoritmus neúčinný.

LITERATURA

- [1] JAN, J. *Číslíková filtrace, analýza a restaurace signálů*. Druhé upravené vydání. Brno: nakladatelství VUTIMUM, 2002 417 s. ISBN 80-214-1558-4.
- [2] KOZUMPLÍK, J. *Multitaktní systémy*. Brno : Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2005. Elektronická skripta.
- [3] KÖHLER, B. The Principles of Software QRS Detection. *IEEE Engineering in Medicine and biology Magazine*. 2002, vol.21, no 1.
- [4] DAWSON, D.; YANG H.; MALSHE M. *Linear affine transformations between 3-lead (Frank XYZ leads) vectorcardiogram and 12 -lead electrocardiogram signals*. *Journal of Electrocardiology*, 2009, vol.42.
- [5] DOWER, G. E.; NUGENT C.D.; MALSHE M. *The ECGD: a derivation of the ECG from VCG leads*. *Journal of electrocardiography*, Vol. 17, No. 2, pp. 189-191, 1984.
- [6] FINLAY, D. D.; YANG H.; KELLETT J.G. Synthesising the 12-lead electrocardiogram: Trends and challenges. *European Journal of Internal Medicine*, 2007, stránky 566– 570. Vol. 18.
- [7] DOWER, G. E. A lead synthesizer for the Frank system to simulate the standard 12-lead electrocardiogram. *Journal of electrocardiology*, Vol. 1, No. 1, pp. 101-116, 1968.
- [8] HORACEK, B. M.; WARREN, J. W.; FIELD, D. Q. *Statistical and deterministic approaches to designing transformations of electrocardiographic leads*. *Journal of electrocardiology*, Vol. 35, pp. 41-52, 2002.
- [9] NELWAN, S. P.; KORS, J.; MEIJ, S. H. Reconstruction of the 12-lead electrocardiogram from reduced lead sets. *Journal of electrocardiology*, Vol. 37, No. 1, pp. 11-18, 2004.
- [10] ALVARADO, C.; ARREGUI, J.; RAMOS, J. 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, pp. 189-192. ISBN 0-7803-9230-2.
- [11] CHOUHAN V.S., MEHTA S.S. Detection of QRS Complexes in 12-lead ECG. *International Journal of Computer Science and Network Security*. 2008. Vol. 8, no. 1.

- [12] LAGUNA, P.; JANÉ, R.; CAMINAL, P. Automatic detection of wave boundaries in multilead ECG signals: Validation with the CSE database. *DComput. Biomed. Res.*, Vol. 27, No. 1, pp. 45-60, 1994.
- [13] LI, C.; ZHENG, C.; TAI, C. Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 42, No. 1, pp. 21-28, 1995.
- [14] MARTÍNEZ, J. P.; ALMEIDA, R.; OLMOS, S. A wavelet-based ECG delineator: evaluation on standard databases. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 51, No. 4, pp. 570-581, 2004.
- [15] SAHAMBI, J. S.; TANDON, S.; BHATT, R. K. P. Using wavelet transform for ECG characterization. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 16, No. 1, pp. 77-83, 1997.
- [16] KOZUMPLÍK, J. *Analýza biologických signálů*. Brno : Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2011. Elektronická skripta.
- [17] VÍTEK, M. *Automatické rozměření signálů EKG*. Brno : Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 129 s. Vedoucí dizertační práce doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.
- [18] WILLEMS, J. L. *Common standards for quantitative electrocardiography*. [Online] <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/4045988>.
- [19] SKORDALAKIS, E. *Syntactic ECG processing: A review*, *Pattern Recog.*, 977-985, 1979. vol. 19, pp. 305-313, 1986.
- [20] COAST, D. A.; STEM, R. M. ; CANO, G. G. An approach to cardiac arrhythmia analysis using hidden Markov model, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 37, pp. 826835, 1990.
- [21] GRITZALI, F.; FRANGAKIS, G.; PAPAKONSTANTINO, G. Detection of the P and T waves in an ECG, *Comput. Biomed. Res.*, vol. 22, pp. 83-91, 1989.
- [22] KOLÁŘ, J.; KAUTZNER, J.; PŠENIČKA, M. *Základy elektrokardiografie arytmií a akutních koronárních syndromů*. První vydání. Praha: Akcenta, 2002 143 s. ISBN 80-86232-04-2.
- [23] KOZUMPLÍK, J. *Filtrace signálů EKG*. Ústav biomedicínského inženýrství, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Vysoké učení technické v Brně, Technická 3082/12, Královo Pole, 61600, Brno. Přednáška.

- [24] MACHALA, O. *Elektrokardiografie - EKG (Funkční vyšetření elektrické aktivity myokardu)* [Online] <http://www.szssumperk.cz/SOC/fun-EKG%20FYZIKA.html>
- [25] KUČERA, J. *Shluková analýza.* [online]. [http : //is.muni.cz/th/172767/fi_b/5739129/web/web/main.html](http://is.muni.cz/th/172767/fi_b/5739129/web/web/main.html)
- [26] ROMESBURG,H.,CH. *Cluster Analysis for Researchers.* Lulu Press, North Carolina, 2004.
- [27] SORIA-OLIVAS, E.; MARTÍNEZ-SOBER, M.; CALPE-MARAVILLA, J. et al. *Application of adaptive signal processing for determining the limits of P and T waves in an ECG.* IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 45, No. 8, pp. 1077-1080, 1998.
- [28] BYSTRICKY, W.; SAFER, A. *Modelling T-end in Holter ECGs by 2-layer perceptrons.* In *Computers in Cardiology.* IEEE Computer Society Press, Vol. 29, pp. 105-108, 2002.
- [29] DOKUR, Z., OLMEZ, T.; YAZGAN, E. *Detection of ECG waveforms by neural networks.* Medical Engineering and Physics. Vol. 19, No. 8, pp. 738-741, 1997.
- [30] MEIJ, S. H.; KLOOTWIJK, P.; ARENDS, J. et al. *An Algorithm for Automatic Beat-to-Beat measurement of the QT-Interval.* In *Computers in Cardiology.* IEEE Computer Society Press, pp. 597-600, 1994.
- [31] VULLINGS, H.; VERHAEGEN, M.; VERBRUGGEN, H. *Automated ECG segmentation with Dynamic Time Warping.* In Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society , Vol. 20, No. 1, pp. 163-166, 1998.
- [32] SORNMO, L. *A model-based approach to QRS delineation.* Computers and Biomedical Research Vol. 20 No. 6, pp. 526-542, Dec. 1987.
- [33] KEMMELINGS, J.G.C. ; PEPPER, A. ; GRIMBERGEN, C.A. et al. *Automatic QRS onset and offset detection for body surface QRS integral mapping of ventricular tachycardia.* Biomedical Engineering, IEEE Transactions, Vol. 41, No. 9, pp. 830 - 836, Sept. 1994.
- [34] DUSKALOV, I.K.; DOTSINSKY, I.A. ; CHRISTOV, I.I. *Developments in ECG acquisition, preprocessing, parameter measurement, and recording.* IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, Vol. 17, No. 2, pp. 50 - 58, March-April 1998.

- [35] DE CHAZAL, P.;CELLER, B.G. *Automatic measurement of the QRS onset and offset in individual ECG leads*. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Bridging Disciplines for Biomedicine. Proceedings of the 18th Annual International Conference of the IEEE, Vol. 4, pp. 1399 - 1400, Nov 1996.
- [36] KOSKI, A. *Segmentation of digital signals based on estimated compression ratio*. IEEE trans. on Biomedical Eng., Vol. 43, No. 9, pp. 928-938,1996.
- [37] PIERCE, R. *Math is Fun - Maths Resources*. [online].
<http://www.mathsisfun.com/index.htm>