



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 KOMBINOVÁNÍ METOD

DELINEATION OF ECG SIGNALS USING METHODS COMBINING

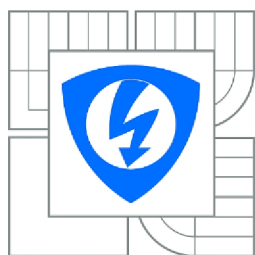
DIPLOMOVÁ PRÁCE  
MASTER THESIS

AUTOR PRÁCE  
AUTHOR

Bc. RADEK ZAHRADNÍK

VEDOUCÍ PRÁCE  
SUPERVISOR

Ing. MARTIN VÍTEK, Ph.D.



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. Radek Zahradník **ID:** 119678  
**Ročník:** 2 **Akademický rok:** 2013/2014

## NÁZEV TÉMATU:

**Rozměřování záznamů EKG s využitím kombinování metod**

## POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Nastudujte a popište základní principy a metody rozměřování signálů EKG. Navrhněte a popište vlastní blokové schéma obecného rozměřovacího algoritmu. Nastudujte a popište základní principy a metody shlukové analýzy. 2) V prostředí Matlab realizujte tři odlišné metody rozměřování signálů EKG dle vlastní volby a řádně je popište. 3) Metody otestujte na signálu č.117 z databáze EKG signálů CSE. Dosažené výsledky diskutujte. 4) Navrhněte a realizujte algoritmus pro automatické otestování realizovaných metod na kompletní databázi EKG signálů CSE. Dosažené výsledky srovnajte s výsledky dosaženými jinými metodami. 5) S využitím metod shlukové analýzy kombinujte pozice získané realizovanými metodami za účelem zvýšení účinnosti detekce. 6) Proveďte 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] HILL, T.; LEWICKI, P.: Statistics: Methods and applications. StatSoft, Inc., November 2005. 800 pp. ISBN 1884233597.

**Termín zadání:** 10.2.2014

**Termín odevzdání:** 23.5.2014

**Vedoucí práce:** Ing. Martin Vitek, Ph.D.

**Konzultanti diplomové práce:**

**prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.**  
Předseda oborové rady

## **ABSTRAKT**

Cílem této práce bylo nastudovat a popsat základní principy a metody rozměřování signálů EKG. Dále se seznámit a popsat metody shlukové analýzy. Následně realizovat tři různé metody pro rozměření signálů EKG a dostatečně je popsat. Tyto vytvořené metody otestovat na kompletní databázi EKG signálu CSE. Pomocí shlukové analýzy realizovat kombinaci metod. Získané výsledky z realizovaných metod a z kombinace metod vyhodnotit a srovnat s výsledky dosaženými jinými metodami. Zhodnotit účinnost detekce po kombinaci metod.

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

EKG, elektrokardiogram, vlnková transformace, číslicová filtrace, shluková analýza, rozměřování EKG, CSE databáze, kombinace metod

## **ABSTRACT**

The aim of this work is to study and describe the principles and method of delineation of ECG signals. Learn and describe about method of cluster analysis. In this work was created and described three different methods of delineations of ECG signals. Created algorithms were tested on complete CSE database. With cluster analysis were combine created methods. The obtained results from realized methods and combined method were compared with others known methods. At the end of this work is evaluate efficiency of detection of combined method.

## **KEYWORDS**

ECG, electrocardiogram, wavelet transform, digital filtration, cluster analysis, ECG delineation, CSE database, combination of method

## **Bibliografická citace**

ZAHRADNÍK, R. Rozměřování záznamů EKG s využitím kombinování metod. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2014. 58 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Martin Vitek, Ph.D.

## Prohlášení

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma Rozměřování záznamů EKG s využitím kombinování metod jsem vypracoval(a) 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(ka) uvedené diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této práce jsem neporušil(a) autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl(a) nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne .....

.....

podpis autora (autorky)

## Poděkování

Děkuji vedoucímu diplomové práce Ing. Martinovi Vítkovi za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé diplomové práce.

V Brně dne .....

.....

podpis autora (autorky)

# Obsah

<b>ÚVOD</b> .....	<b>10</b>
<b>1 ELEKTRICKÁ AKTIVITA SRDCE</b> .....	<b>11</b>
1.1 ELEKTROKARDIOGRAM .....	12
1.1 POPIS EKG SIGNÁLU .....	13
1.2 PŘEDZPRACOVÁNÍ EKG ZÁZNAMU .....	16
<b>2 ROZMĚŘOVÁNÍ EKG SIGNÁLU</b> .....	<b>17</b>
2.1 OBECNÝ PRINCIP .....	17
2.2 ZNÁMÉ METODY ROZMĚŘOVÁNÍ.....	18
2.2.1 <i>Metody založené na diferencích</i> .....	18
2.2.2 <i>Metody založené na číslicové filtraci</i> .....	19
2.2.3 <i>Metody založené na vlnkové transformaci</i> .....	19
2.2.4 <i>Metody založené na neuronových sítích</i> .....	21
2.3 VYBRANÉ METODY ROZMĚŘOVÁNÍ .....	22
2.3.1 <i>Metoda založená na vlnkové transformaci</i> .....	22
2.3.2 <i>Metoda založení na číslicové filtraci</i> .....	24
2.3.3 <i>Metoda s využitím kvantizačního prahu</i> .....	26
<b>3 SHLUKOVÁ ANALÝZA</b> .....	<b>30</b>
<b>4 REALIZACE V PROSTŘEDÍ MATLAB</b> .....	<b>36</b>
4.1 STANDARTNÍ CSE DATABÁZE EKG .....	36
4.2 METODA ZALOŽENÁ NA VLNKOVÉ TRANSFORMACI.....	36
4.3 METODA ZALOŽENÁ NA ČÍSLICOVÉ FILTRACI .....	40
4.4 METODA S VYUŽITÍM KVANTIZAČNÍHO PRAHU .....	43
4.5 KOMBINACE METOD .....	47
4.6 VÝSLEDKY A SROVNÁNÍ ROZMĚŘOVACÍCH ALGORITMŮ.....	52
4.7 DISKUZE DOSAŽENÝCH VÝSLEDKŮ.....	54
<b>5 ZÁVĚR</b> .....	<b>55</b>
<b>6 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY</b> .....	<b>56</b>
<b>SEZNAM ZKRATEK A SYMBOLŮ</b> .....	<b>58</b>

## Seznam obrázků a tabulek

OBR. 1.1: UTVÁŘENÍ EKG SIGNÁLU (11) .....	11
OBR. 1.2: UNIPOLÁRNÍ EINTHOVENOVY BIPOLÁRNÍ KONČETINOVÉ SVODY (10).....	12
OBR. 1.3: UNIPOLÁRNÍ GOLDBERGEROVY SVODY (10) .....	13
OBR. 1.4: VLEVO: VYTVOŘENÍ WILSONOVY SVORKY; VPRAVO: UMÍSTĚNÍ ELEKTROD HRUDNÍCH SVODŮ (10) .....	13
OBR. 1.5: POPIS EKG SIGNÁLU (10) .....	14
OBR. 1.6: ROZLOŽENÍ VÝKONOVÉHO SPEKTRA EKG SIGNÁLU (10).....	16
OBR. 2.1: OBECNÝ PRINCIP ROZMĚŘOVÁNÍ EKG SIGNÁLU .....	17
OBR. 2.2: REALIZACE TŘÍSTUPŇOVÉ DYADICKÉ DTWT S FILTRY ODVOZENÝMI ZE ZRCADLOVÝCH DOLNÍCH PROPUSTÍ $H_D$ A HORNÍCH PROPUSTÍ $H_H$ . (9) .....	21
OBR. 2.3: REALIZACE TŘÍSTUPŇOVÉ RYCHLÉ DYADICKÉ DTWT SE ZRCADLOVÝMI DOLNÍMI PROPUSTMI $H_D$ A HORNÍMI PROPUSTMI $H_H$ . (9).....	21
OBR. 2.4: OBECNÝ PRINCIP PRVNÍ METODY ZALOŽENÍ NA VLNKOVÉ TRANSFORMACI (13) ...	22
OBR. 2.5: WAVELET BIOR 1.3.....	23
OBR. 2.6: OBECNÝ PRINCIP DRUHÉ METODY ZALOŽENÍ NA ČÍSLICOVÉ FILTRACI (12) .....	24
OBR. 2.7: OBECNÝ PRINCIP TŘETÍ METODY VYUŽÍVAJÍCÍ KVANTIZAČNÍ PRAH .....	27
OBR. 3.1: PRINCIP EUKLIDOVSKÉ VZDÁLENOSTI (2) .....	30
OBR. 3.2: PRINCIP METODY NEJBLIŽŠÍHO A NEJVZDÁLENĚJŠÍHO SOUSEDA (2) .....	32
OBR. 3.3: UKÁZKA DENDROGRAMU (2) .....	32
OBR. 3.4: ROZLOŽENÍ BODŮ (21).....	34
OBR. 3.5: VYTVOŘENÉ SHLUKY PŘI POUŽITÍ VÝPOČTU EUKLIDOVSKÉ MATICE A METODY NEJBLIŽŠÍCH SOUSEDŮ. (21) .....	34
OBR. 3.6: VÝSLEDNÝ DENDROGRAM (21).....	35
OBR. 4.1: PRVNÍ ČTYŘI PÁSMO ROZKLADU (MODŘE). DETEKCE QRS KOMPLEXU. ....	37
OBR. 4.2: SHLUKOVÁ ANALÝZA S PRAHOVÁNÍM. ....	37
OBR. 4.3: VÝSLEDEK DETEKCE QRS KOMPLEXU (MODŘE).....	38
OBR. 4.4: VÝSLEDEK DETEKCE JEDNOTLIVÝCH KMITŮ A VLN. ČERVENĚ P VLNY. MODŘE QRS KOMPLEX. ZELENĚ T VLNY. ....	38
OBR. 4.5: ROZMĚŘENÍ HRANIC JEDNOTLIVÝCH VLN EKG SIGNÁLU M01 001 12. ČERVENĚ P VLNY. ZELENĚ QRS KOMPLEX. MODŘE T VLNY.....	39
OBR. 4.6: ROZMĚŘENÍ HRANIC JEDNOTLIVÝCH VLN EKG SIGNÁLU M01 117 12. ČERVENĚ P VLNY. ZELENĚ QRS KOMPLEX. MODŘE T VLNY.....	39
OBR. 4.7: DETAIL ROZMĚŘENÍ HRANIC JEDNOTLIVÝCH VLN EKG SIGNÁLU M01 117 12. ČERVENĚ P VLNY. ZELENĚ QRS KOMPLEX. MODŘE T VLNY.....	40

OBR. 4.8: VÝSLEDEK DETEKTORU QRS KOMPLEXU U VŠECH SVODŮ PO KOREKCI .....	40
OBR. 4.9: VÝSLEDEK DETEKCE VLN P, T A KMITU R,S. ZELENĚ P VLNY. MODŘE QRS KOMPLEX. ČERVENĚ T VLNY. ....	41
OBR. 4.10: PRINCIP ROZMĚŘENÍ QRS KOMPLEXU. NAHOŘE EKG SIGNÁL. DOLE SIGNÁL ECGDER. MODŘE PRÁH. ČERVENĚ HRANICE QRS KOMPLEXU. ZELENĚ KMITY QRS KOMPLEXU. ....	41
OBR. 4.11: UKÁZKA ROZMĚŘENÍ EKG SIGNÁLU. MODŘE POZICE KMITU A VLN. ZELENĚ VLNA P. ČERVENĚ QRS KOMPLEX. TMAVĚ ZELENĚ KONEC T VLNY. ....	42
OBR. 4.12: ROZMĚŘENÍ HRANIC JEDNOTLIVÝCH VLN EKG SIGNÁLU M01 117 12. ČERVENĚ P VLNY. ZELENĚ QRS KOMPLEX. MODŘE T VLNY. ....	42
OBR. 4.13: DETAIL ROZMĚŘENÍ HRANIC JEDNOTLIVÝCH VLN EKG SIGNÁLU M01 117 12. ČERVENĚ P VLNY. ZELENĚ QRS KOMPLEX. MODŘE T VLNY. ....	43
OBR. 4.14: DETEKCE QRS KOMPLEXU POMOCÍ OBDÉLNÍKOVÉHO PULSU (NAHOŘE). EKG SIGNÁL PO FILTRACI (DOLE) .....	44
OBR. 4.15: DETEKCE VLN P A T POMOCÍ OBDÉLNÍKOVÉHO PULSU (NAHOŘE). EKG SIGNÁL PO FILTRACI (DOLE) .....	44
OBR. 4.16: UKÁZKA ROZMĚŘENÍ SIGNÁLU POMOCÍ TŘETÍHO ALGORITMU. ZELENĚ ZAČÁTEK A KONEC P VLN. ČERVENĚ ZAČET A KONEC QRS KOMPLEXŮ. TMAVĚ ZELENĚ KONEC T VLN. .....	45
OBR. 4.17: DETAIL VÝSLEDKU ROZMĚŘENÍ SIGNÁLU Z OBR. 4.12 .....	45
OBR. 4.18: ROZMĚŘENÍ HRANIC JEDNOTLIVÝCH VLN EKG SIGNÁLU M01 117 12. ČERVENĚ P VLNY. ZELENĚ QRS KOMPLEX. MODŘE T VLNY. ....	46
OBR. 4.19: DETAIL ROZMĚŘENÍ HRANIC JEDNOTLIVÝCH VLN EKG SIGNÁLU M01 117 12. ČERVENĚ P VLNY. ZELENĚ QRS KOMPLEX. MODŘE T VLNY. ....	46
OBR. 4.20: VÝSLEDEK ROZMĚŘENÍ SIGNÁLU M01 001 12. METODA ZALOŽENA NA VLNKOVÉ TRANSFORMACI. ....	48
OBR. 4.21: VÝSLEDEK ROZMĚŘENÍ SIGNÁLU M01 001 12. METODA ZALOŽENA ČÍSLICOVÉ FILTRACI. ....	48
OBR. 4.22: VÝSLEDEK ROZMĚŘENÍ SIGNÁLU M01 001 12. METODA ZALOŽENA VYUŽÍVAJÍCÍ KVANTIZAČNÍHO PRAHU. ....	49
OBR. 4.23: VÝSLEDEK ROZMĚŘENÍ SIGNÁLU M01 001 12. KOMBINACE METOD. ....	49
OBR. 4.24: VÝSLEDEK ROZMĚŘENÍ SIGNÁLU M01 117 12. METODA ZALOŽENA NA VLNKOVÉ TRANSFORMACI. ....	50
OBR. 4.25: VÝSLEDEK ROZMĚŘENÍ SIGNÁLU M01 117 12. METODA ZALOŽENA NA ČÍSLICOVÉ FILTRACI. ....	50



OBR. 4.26: VÝSLEDEK ROZMĚŘENÍ SIGNÁLU M01 117 12. METODA ZALOŽENA VYUŽÍVAJÍCÍ KVANTIZAČNÍHO PRAHU.....	51
OBR. 4.27: VÝSLEDEK ROZMĚŘENÍ SIGNÁLU M01 001 12. KOMBINACE METOD.....	51
OBR. 4.28: VÝSLEDEK ROZMĚŘENÍ SIGNÁLU M01 001 12. KOMBINACE METOD S NOVOU PODMÍNKOU PRO SHLUKOVOU ANALÝZU .....	52
TAB. 3.1: ASOCIAČNÍ MATICE, 1. KROK VÝPOČTU .....	33
TAB. 3.2: ASOCIAČNÍ MATICE, 2. KROK VÝPOČTU .....	33
TAB. 3.3: ASOCIAČNÍ MATICE, 3. KROK VÝPOČTU .....	33
TAB. 3.4: ASOCIAČNÍ MATICE, 4. KROK VÝPOČTU .....	33
TAB. 4.1: KRITÉRIA PRO ROZMĚŘENÍ DATABÁZE CSE (18) .....	36
TAB. 4.2: VÝSLEDKY A SROVNÁNÍ ROZMĚŘOVACÍCH ALGORITMŮ.....	53
TAB. 4.3: VÝSLEDKY A SROVNÁNÍ ROZMĚŘOVACÍCH ALGORITMŮ.....	53

# Úvod

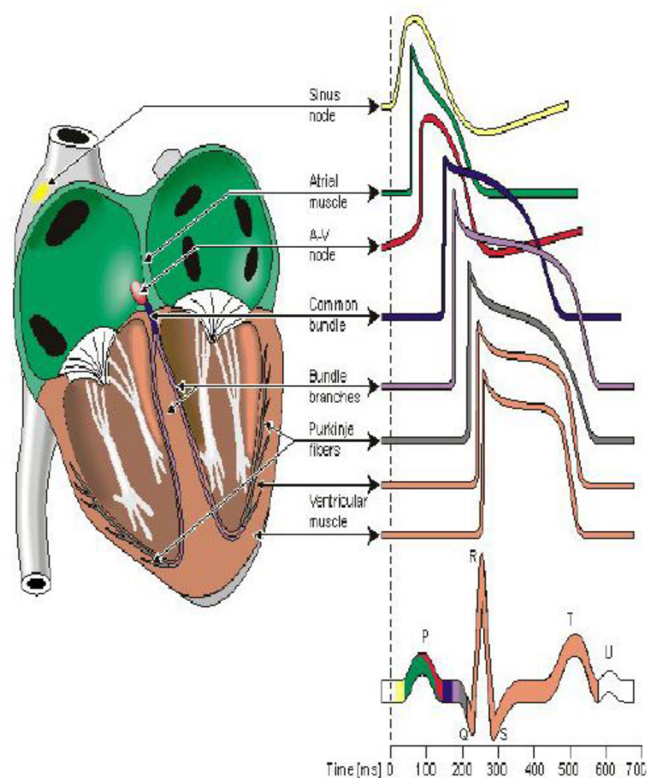
Analýza EKG je důležitá pro diagnostiku mnoha srdečních onemocnění, kterými trpí čím dále víc lidí v rozvinutých zemích. Nejvíce diagnosticky cenných informací v průběhu srdečního cyklu se nachází v intervalech, amplitudách a šířkách jednotlivých vln. Tyto údaje jsou získávány z významných bodů označených rozměřovacími algoritmy. Proto nároky na tvorbu rozměřovacích algoritmů jsou vysoké a musí zvládat velký objem dat s potřebnou přesností detekce.

Cílem této práce bylo nastudovat a popsat základní principy a metody rozměrování signálu EKG. Navrhnou a popsat vlastní blokové schéma obecného rozměřovacího algoritmu. Dále nastudovat a popsat základní principy a metody shlukové analýzy. Následně realizovat v prostředí Matlab tři různé algoritmy pro rozměrování signálu EKG a ty otestovat na kompletní databázi signálů EKG CSE. Pomocí metody shlukové analýzy získané pozice z realizovaných algoritmů kombinovat. V poslední části, shrnou poznatky a srovnat výsledky.

# 1 Elektrická aktivita srdce

Srdce je do jisté míry autonomní orgán se svalovými vlákny, která vytvářejí a rychle vedou el. vzruchy, jedná se o převodní systém. Na membránách buněk převodního systému se neustále spontánně mění membránový potenciál. Po dosažení spouštěcí úrovně (spontánní diastolická repolarizace) vzniká akční potenciál, který se šíří do pracovního myokardu a způsobí jeho kontrakci. Po skončení akčního potenciálu se na membránách opět začne tvořit nový akční potenciál. Buňky samotné jsou tedy zdroj vzruchů. Akční potenciály vznikají pravidelně a jsou příčinou rytmické práce srdce.

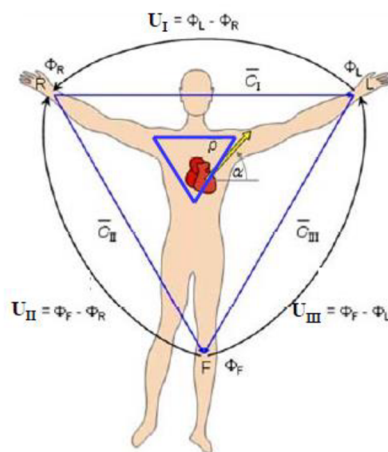
Hlavním zdrojem vzruchů u savců je sinoatriální uzel (SA uzel), vzruch se dále šíří srdcem. SA uzlu (srdeční pacemaker) → obě plicní síně → AV uzel → Hisův svazek → Tawarova raménka → Purkyňova vlákna → myokard komor



Obr. 1.1: Utváření EKG signálu (11)

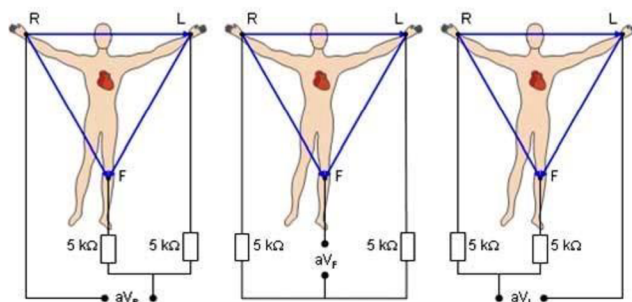
## 1.1 Elektrokardiogram

Rozdíly potenciálů vytvořené elektrickou aktivitou srdce představuje Elektrokardiogram (EKG). Jedná se o základní vyšetřovací metodu v kardiologii. Vyšetření je poměrně nenáročné a pro pacienta nebolestivé. Signál se snímá pomocí elektrod přiložených na kůži pacienta. Pro měření EKG se nejčastěji používá 10 elektrod. 4 umístěné na končetinách (na pravé noze je zemní svorka) a 6 elektrod umístěných na hrudníku kolem srdce. Napětí se měří mezi různými elektrodami a podle toho můžeme zapojení dělit na bipolární svody (Einthovenovy končetinové) a na dva unipolární (Goldbergerovy končetinové a hrudní). Bipolární Einthovenovy svody (I,II,III) měří rozdíly potenciálů mezi jednotlivými vrcholy trojúhelníku respektive končetinami (pravou, levou rukou a levou nohou). (10)



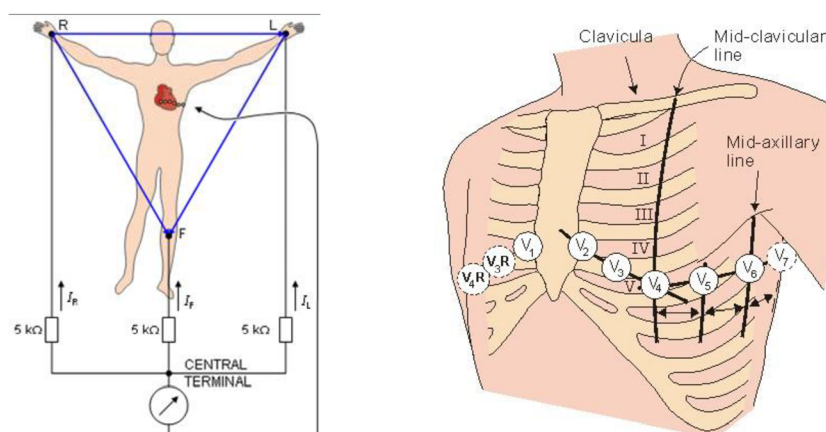
**Obr. 1.2: Unipolární Einthovenovy bipolární končetinové svody (10)**

Unipolární Goldbergerovy svody ( $avR, avF, avL$ ) měří rozdíly průměrného potenciálů dvou končetinových svodu proti třetímu zbylému. Jedna elektroda se zvolí jako měřicí, zbylé dvě se spojí přes rezistor. Měří se rozdíl potenciálů mezi měřicí elektrodou a výstupem spojených elektrod. (10)



**Obr. 1.3: Unipolární Goldbergerovy svody (10)**

Unipolární hrudní svody (V1-V6) byly zavedeny z důvodu, že potenciály v různých místech na hrudníku jsou různé, protože jsou ovlivněny nejbližší částí srdce. Principem je měření potenciálu hrudních elektrod proti referenční elektrodě (Wilsonově svorce) Elektrody připnuté na hrudi se zde porovnávají s tzv. Wilsonovou svorkou. Jedná se o uzel s přibližně nulovým potenciálem.(10)

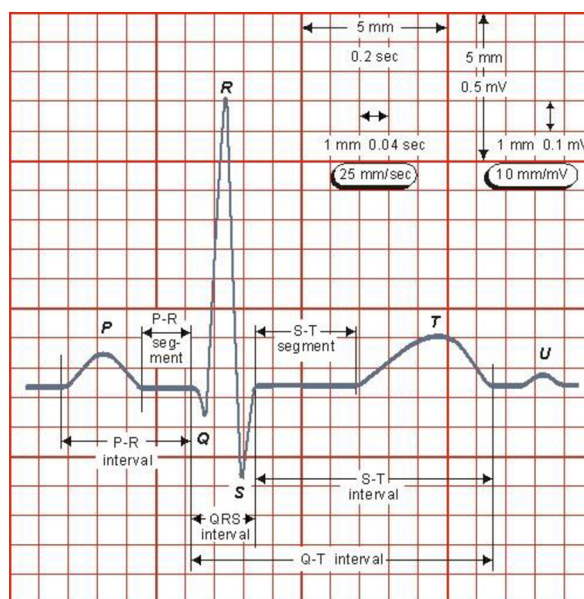


**Obr. 1.4: Vlevo: vytvoření Wilsonovy svorky; Vpravo: umístění elektrod hrudních svodů (10)**

## 1.1 Popis EKG signálu

EKG záznam nám poskytuje informace o poloze srdce, tepové frekvenci původu a šíření vzruchů a o repolarizaci a poruchách těchto dějů. Na křivce EKG rozeznáváme vlny a kmity. Mezi nimi pak úseky, které spolu s vlnami tvoří intervaly. Pro následnou konstrukci rozměrovacích algoritmů je nutné znát křivku EKG a význam jednotlivých vln spolu s frekvenční charakteristikou a délkami intervalů jednotlivých vln. Rozměření je znázorněno

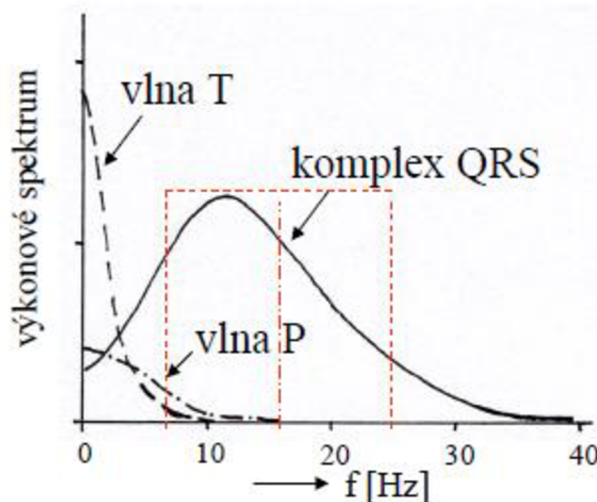
na obrázku (Obr. 1.5) a následuje text s popisem jednotlivých částí. Na obrázku (Obr 1.6) v závěru této kapitoly jsou znázorněné spektrální vlastnosti jednotlivých vln EKG záznamu.



**Obr. 1.5: Popis EKG signálu (10)**

- **P vlna:** Je projevem depolarizace síní. Vlna jejich repolarizace není viditelná protože za normálních okolností je překryta následujícími kmity. Je to obvykle pozitivní kulovitá vlna, jejíž výška je pod 0,3mV (obvykle 0,25 mV) a netrvá déle než 0,10 s. Spektrální složky vlny se nachází do 15 Hz viz. obr a je považována za nízkofrekvenční. Normálně může být, a poměrně často je, ve svodu III a V1 negativní (ve svodu aVR je vždy negativní). Ve svodu V1 je často vlna P bifázická (+-). Nejlépe se identifikuje ve svodech II a V1. (16)
- **QRS komplex:** Podkladem QRS komplexu je depolarizace komor. Depolarizace je postupná. QRS komplex sestává obvykle ze 3 kmitů - Q, R a S některý z uvedených kmitů může chybět, nebo se někdy v komplexu můžou nacházet ještě další kmit R', S'. Normální trvání QRS komplexu je 0,06 - 0,10 s. V drtivé většině algoritmů pro zpracování EKG začíná detekce právě QRS komplexem, jelikož je nejvýraznější částí záznamu a obsahuje strmé křivky, díky kterým obsahuje vyšší spektrální složky než zbylé vlny. Převážná část energie se nachází přibližně v rozmezí 5 – 20 Hz s maximem mezi 10 a 15 Hz. (16)
- **Kmit Q:** Je to první negativní kmit komorového komplexu, který vždy předchází kmit R. Vyjadřuje depolarizaci septa a papilárních svalů. Výška za normálních okolností je maximálně ¼ výšky kmitu R a trvání kmitu se pohybuje pod 0.04 s. (16)

- **Kmit R:** Jedná se o vždy pozitivní vlnu. V hrudních svodech se kmit R směrem do levého prekordia postupně zvyšuje (tedy od V1 po V5). Ve V6 je velikost R kmitu často již mírně menší než ve V5, ale může být stejná, nebo i lehce vyšší. Normální výška kmitu R je v končetinových svodech do 10 mm (1 mV). V hrudních svodech (V5, V6) do 25 mm (2,5 mV). Pokud se v komorovém QRS komplexu nachází více pozitivních vln, označují se s apostrofem R'. (16)
- **Kmit S:** Je to negativní kmit (pod izoelektrickou linií), který následuje po kmitu R. Oproti kmitu R se velikost kmitu S snižuje od V1 k V5-6. (16)
- **Vlna T:** Podobně jako úsek ST je vlna T výrazem repolarizace komor. Poloha vlny je obecně v úseku 0,3 s za QRS komplexem. Normálně bývá tato vlna lehce asymetrická a ve všech svodech kromě aVR je pozitivní. Trvání vlny je obvykle 0.2 s a výška se pohybuje mezi 0,2 až 0.8 mV. Tato vlna je ovlivňována tepovou frekvencí. V závislosti na ní se vlna zužuje a přibližuje ke QRS komplexu. Z hlediska spektrální vlastností se složky vlny nachází v nízkých frekvencích do 10 Hz. (16)
- **Vlna U:** Je patrná jen na některých EKG. Příčina vzniku není objasněna. (16)
- **Úsek ST:** Je to izoelektrický interval mezi koncem QRS komplexu a začátkem vlny T. Nachází se přibližně v 0 mV. Podstatou ST je repolarizace komor a označuje plně aktivované komory. Úsek ST i vlna T jsou nejlabilnějšími částmi EKG křivky (16)
- **Interval PQ (PR):** Tento interval představuje dobu, za kterou vzruch proběhne od sinusového uzlu převodní soustavou až k pracovnímu myokardu komor (do komorové svaloviny). Označuje kompletně aktivované síně. Normální trvání PQ (PR) intervalu je 0,12 - 0,20 s. (16)
- **Interval QT:** Interval začíná kmitem Q, případně kmitem R pokud Q není přítomen a je ukončen koncem vlny T. Označuje celkové trvání depolarizace a repolarizace komor. Jeho hodnoty jsou ovlivňovány tepovou frekvencí a proto se používají hodnoty QT s korekcí na frekvenci (QTc). Trvání intervalu při tepové frekvenci 75/min je 0,35 – 0,4 s. (16)
- **Interval RR:** Tento interval označuje dobu trvání srdečního cyklu. Je určen dobou mezi dvě po sobě jdoucími R kmity a je to informace o tepové frekvenci. Jedná se o důležitý údaj při analýze EKG záznamu. (16)



Obr. 1.6: Rozložení výkonového spektra EKG signálu (10)

## 1.2 Předzpracování EKG záznamu

Při měření EKG pacienta dochází často ke zkreslení signálu. To znamená, že k užitečnému signálu EKG se přičte aditivní rušivý signál. Rušení může být různého druhu podle příčiny vzniku.

Úzkopásmové téměř harmonické rušení na 50 Hz způsobené elektrickou sítí se označuje jako **síťový brum**. Toto rušení lze omezit správným umístěním stíněním přístroje. (10)

Dalším typem rušivého elementu je **drift**. V signálu se projevuje jako kolísání nulové izoliny. Je to nízkofrekvenční rušení do 2 Hz, které může být způsobeno biochemickými procesy ve spojení kůže elektroda, špatnému připevnění elektrod nebo například dýcháním pacienta. (10)

Nejobtížnější na odstranění je širokopásmové rušení způsobené svalovou činností pacienta. Tyto **myopotenciály** jsou širokopásmové rušení, které se vyskytuje v celém spektru EKG signálu. Nejvíce se myopotenciály projevují při zátěžovém EKG. (10)

Pro následnou analýzu je potřeba tyto nežádoucí složky co nejvíce omezit, aby nedocházelo ke zkreslování výsledků analýzy, jako například falešná detekce vln při rozměrování EKG záznamu. Pro tyto účely se využívá různých přístupů filtrací signálu. Je možné využít například lineární filtry typu horní, dolní a pásmová propust nebo v poslední době rozšířené vlnkové filtrace.



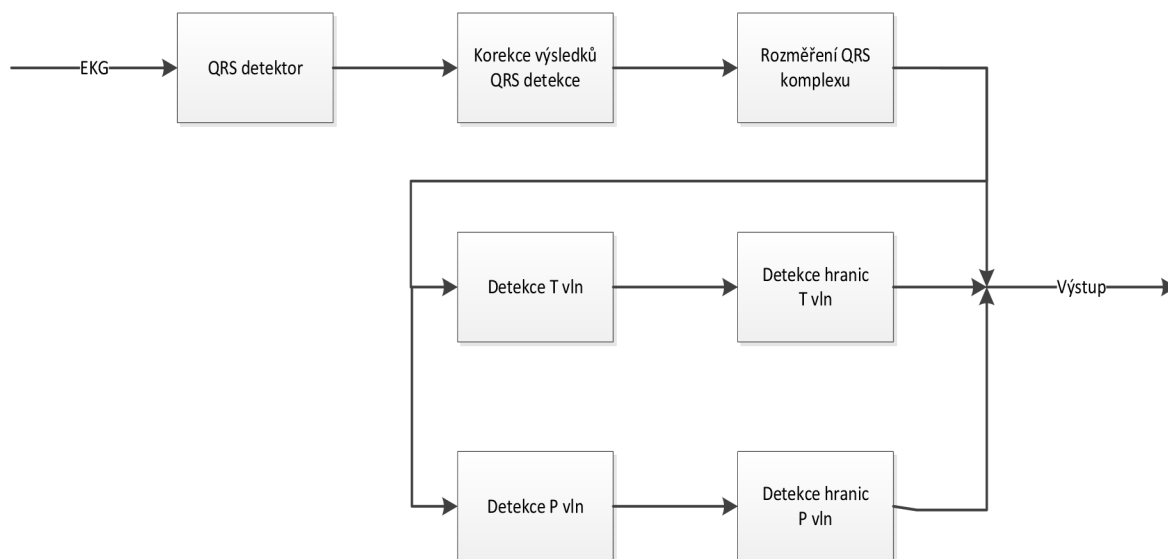
## 2 Rozměřování EKG signálu

Rozměřením EKG záznamu se z pravidla rozumí lokalizace jednotlivých vln a kmitů plus jednotlivé začátky a konce těchto objektů. Tím je myšleno postupně v EKG záznamu označit QRS komplex, tento komplex rozměřit ve smyslu lokalizace jednotlivých kmitů a určit začátek a konec QRS komplexu. Dále se hledá v signálu vlny P nacházející se před QRS komplexem a vlny T, které můžeme lokalizovat za tímto komplexem. Spolu s určením těchto vln se hledá jejich začátky a konce. Dalším krokem rozměřování můžou být samotné údaje o trvání jednotlivých vln nebo například délka různých intervalů jako QT interval, PR interval atd. viz kapitola popis EKG.

Analýza EKG záznamu zpravidla probíhá v off-line režimu. V reálném čase se z pravidla provádí jen filtrace signálu a detekce QRS.

### 2.1 Obecný princip

Obecné schéma principu rozměřování záznamu EKG je znázorněné na obr. 2.1.



Obr. 2.1: Obecný princip rozměřování EKG signálu

Upravený záznam EKG po procesu předzpracování zbavený nežádoucích složek šumu je možné začít analyzovat tedy rozměřit. Jelikož nejvýraznější částí záznamu je QRS komplex začíná proces rozměřování detekcí právě QRS komplexu. Úspěšnost detekce je z velké části závislá na spolehlivé detekci QRS komplexu, jelikož od těch pozic se dále odvíjí následná detekce a rozměření zbylých vln.

## 2.2 Známé metody rozměřování

Při realizaci rozměřovacích algoritmů je hlavním cílem dosažení dostatečné robustnosti a přesnosti při detekce pozic, úseků a vln. Velká část přístupu je závislá na správné detekci QRS komplexu z které vychází, proto jsou na tuto část kladený největší nároky. Existuje spousta technik a přístupů rozměřování signálu EKG. V současné době největší část metod využívá vlnkových transformací. Vlnkové transformace poskytují více měřítkový popis signálu v podobě časově frekvenčního popisu signálu, proto je velice efektivní a používanou metodou. Důkladnější popis je v kapitole 2.2.3. Další velmi rozšířenou metodou je použití lineárních nebo nelineárních číslicových filtrů. Tato metoda je popsána v kapitole 2.2.2. Jedna ze základních metod používá matematické operace, derivace signálu. Tato metoda využívá faktu, že vysokofrekvenční složky signálu se po derivaci projeví strmým průběhem a derivace nízkofrekvenčních složek nízkým. Tato metoda je blíže popsána v kapitole 2.2.1. Dále je zde z těch častějších metod popsána v kapitole 2.2.4 metoda využívající neuronové sítě a v kapitole 2.2.5 je popsána metoda založená na průchodu nulou.

V tomto odstavci je stručný výpis méně častých a využívaných metody z literatury (20). S.S. Mehta a kolektiv použil metodu která využívá Fuzzy C means algoritmus. Pomocí algoritmu autoři detekovali QRS komplex v 12-ti svodovém signálu EKG. Výsledky rozměření jejich algoritmu se vešel do tolerančního limitu. Lena Wahab a kolektiv použili ve své práci Poisson transformaci. A. Kyrkos a kolektiv vypracovali QRS detekci pomocí techniky časově rekursivní předpovědi. Ve své práci demonstrovali využití této metody ke QRS detekci na tří svodovém signálu. Chao Lin a kolektiv ve své práci použili Baysovskou statistiku v kombinaci s markov chain monte carlo metodou. Hlavní výhodou této metody je, že kromě detekce jednotlivých vln a kmitů metoda provádí analýzu P a T vlny. Fayyaz A Afsar a kolektiv použili pro detekci a rozměření QRS komplexu genetických algoritmů. V. S. Chouhan a kolektiv realizoval detekci a rozměřování s použitím adaptivního kvantizačního prahu. Poznatků z této práce bylo využito u jedné námi realizované metody. N.S. Lingayt a kolektiv ve své práci realizovali rozměřování na 12-ti svodovém EKG pomocí klouzavého průměrovacího algoritmu. Illanes–Manriquez a kolektiv použili pro rozměření, algoritmus Hilbertova transformace.

### 2.2.1 Metody založené na diferencích

Nejstarší algoritmy využívají k analýze EKG záznamu diference, díky které je možné sledovat významné změny v signálu zejména QRS komplex. Tento komplex se v signálu odlišuje díky strmým hranám vln, které můžeme s dobře zvoleným prahováním po diferenci jednoduše lokalizovat. Dále jsou popsány rovnice často používaných diferenčních filtrů. (8)

$$y_1(n) = x(n + 1) - x(n - 1), \quad (2.1)$$

$$y_1(n) = 2x(n + 2) + x(n + 1) - x(n - 1) - 2x(n - 2), \quad (2.2)$$

$$y_1(n) = x(n) - x(n - 1). \quad (2.3)$$

Je možné využít také druhou diferenci podle následující rovnice

$$y_2(n) = x(n + 2) - 2x(n) + x(n - 2), \quad (2.4)$$

Detekce vln v signálu probíhá v difenciovaném signálu hlavně metodou prahování. Pro každý detekovaný úsek se obvykle zvolí práh individuálně např. jako procentuální část z maximální hodnoty daného úseku. Je možné zvolit vícenásobného prahování. Po překročení signálu prahovou hodnotou se hledá lokální maxima, pokud nalezneme v blízkosti dva nebo více lokálních maxim, pak průchod nulou mezi těmito lokálními maximy označuje vrchol hledané vlny. (8)

### 2.2.2 Metody založené na číslicové filtraci

Při detekci využívající číslicovou filtraci se pro analýzu signálu využívají filtry typu horní, dolní propust a pásmová zádrž. Je možné využít i nelineární filtrace. Použité filtry záleží na typu detekce. Výběr filtru a nastavení mezních frekvencí volíme podle charakteru cílové detekce. Pro dosažení potřebných výsledku můžeme filtry libovolně kombinovat.

Například pro detekci QRS komplexu je vhodné signál filtrovat pásmovou zádrží se střední frekvencí 16-17 Hz a šířkou pásma 9-12 Hz, jelikož se zde nachází převážná část jeho energie. Dále je vhodné signál zvýraznit a vyhladit, k tomu je možné využít například umocnění a filtraci dolní propustí. Touto operací se částečně potlačí nízké frekvence a zvýrazní vlny a kmity signálu. Takto získaný signál se prahuje, tím získáme možné vrcholy hledaných vln. (8)

### 2.2.3 Metody založené na vlnkové transformaci

Anglicky wavelet transform z toho používaná zkratka WT. Jedná se o typ transformace se společnými rysy, lišících se hlavně v použité báze funkci = vlnky. Transformace je hodně používaná a užitečná, protože transformací získáme frekvenčně časový popis signálu. To znamená, že jsme schopni k určité hodnotě spektra přiřadit konkrétní časový interval, Tato základní vlastnost odlišuje WT od jinak často používané Furierovy transformaci.

Spojité vlnkové transformace:

WT můžeme také popsat jako korelaci signálu  $x(t)$  s funkcemi (vlnkami) vzniklých z původní mateřské vlnky  $\Psi(t)$ . Vlnky jsou charakteristické nulovou střední hodnotou.

WT můžeme popsat následující rovnicí

$$y(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \Psi^* \left( \frac{t-b}{a} \right) dt. \quad (2.5)$$

Výsledná funkce  $y(a, b)$  a stejně tak použitá vlnka  $\Psi_{a, b}(t)$  je popsána použitými parametry  $a, b$ . Parametr  $a$  označovaný jako měřítko (scale) určuje frekvenční spektrum použité vlnky, dále pak parametr  $b$  určuje časový posun. Konstanta  $a^{-1/2}$  normalizuje energii jednotlivých vlnek. Symbol  $*$  značí komplexně sdruženou funkci, protože mateřské vlnky jsou obecně komplexní. (9)

Diskrétní vlnková transformace:

Pokud chceme získat číselně vyjádřitelnou diskrétní reprezentaci je nutné spojitou vlnkovou transformaci nějakým způsobem vzorkovat.

V případě DTW se parametry upraví následně:  $a = a_0^m$  a  $b = a_0^m kT$ , kde  $a_0 > 1$ ,  $T > 0$  a  $m, k$  jsou celočíselné. Nejčastějším typem vzorkování je dyadické. V tomto případě jsou parametry:  $a = 2^m$  a  $b = 2^m kT$  pro  $m > 0$ .

Po této úpravě se rovnice WT změni

$$y(m, k) = \frac{1}{\sqrt{2^m}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \Psi^*(2^{-m} t - kT) dt. \quad (2.6)$$

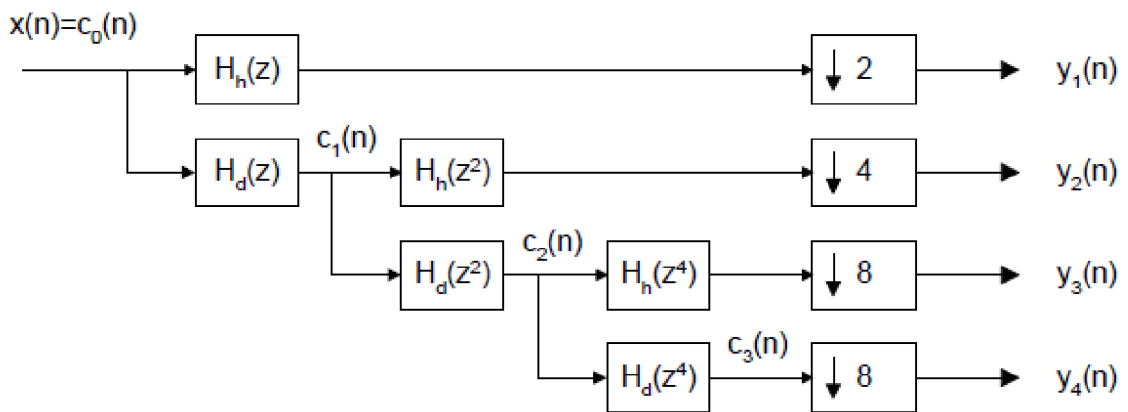
Index  $m$  představuje kmitočtové měřítko  $a$ , index  $k$  časové měřítko. Konstanta  $T$  vyjadřuje hustotu vzorkování hustotu vzorkování koeficientů na časové ose pro jednotlivé kmitočtové úrovně. Konstantu  $T$  lze vyvodit z šířky pásma mateřské vlnky  $B$ ,  $T = 1/(2B)$ . (9)

Dyadická DTW je charakterizována oktávovou podobou spekter soustavy vlnek. Po úpravách je možné dyadickou DTWT zapsat v následujícím tvaru

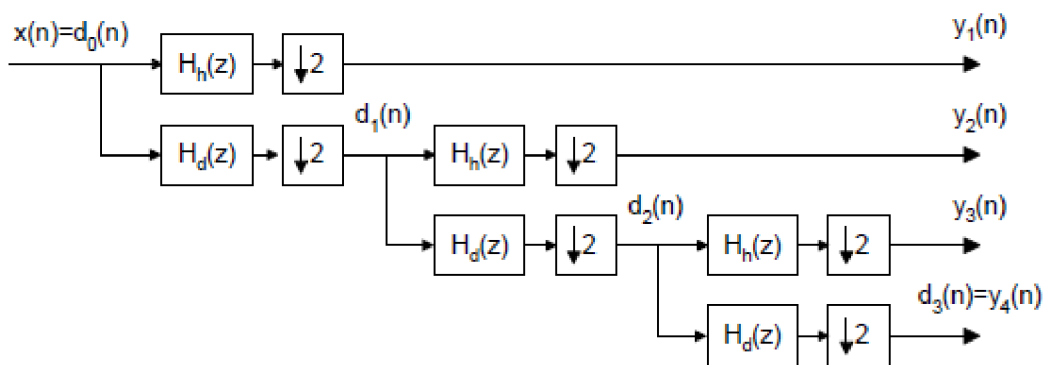
$$y(m, k) = \int_{-\infty}^{\infty} x(\tau) * h_m(2^m kT - \tau) d\tau = \int_{-\infty}^{\infty} h_m(\tau) x * h_m(2^m kT - \tau) d\tau. \quad (2.7)$$

Dyadickou DTWT lze pak realizovat rozkladem signálu bankou lineárních spojitých oktávových filtrů s impulzními charakteristikami  $h_m(t)$ . (9)

Detekce pomocí vlnkové transformace vychází z principu, že po rozkladu signálu bankou filtrů se vytvoří samostatné signály, které obsahují jen určité frekvenční složky. Podle frekvenčních vlastností jednotlivých vln je možné pak tyto vlny jednoduše detekovat v určitém pásmu transformovaného signálu. Začátky a konce jednotlivých vln se hledá jako průchod nulou mezi dvěma následujícími lokálními maximy.



Obr. 2.2: Realizace třístupňové dyadické DTWT s filtry odvozenými ze zrcadlových dolních propustí  $H_d$  a horních propustí  $H_h$ . (9)



Obr. 2.3: Realizace třístupňové rychlé dyadické DTWT se zrcadlovými dolními propustmi  $H_d$  a horními propustmi  $H_h$ . (9)

## 2.2.4 Metody založené na neuronových sítích

Při analýze EKG metodami založenými na neuronových sítích se nejčastěji využívá sítí typu vícevrstvý perceptron, funkce s radikální bází a samoučící se sítě. Tyto sítě se pro detekci využívají jako nelineární adaptivní prediktory. V případě vícevrstvého perceptronu je neuron v každé vrstvě spojen se všemi výstupy z přechozí vrstvy. Přenosové funkce neuronů:

$$y = f(w_0 + \sum_{i=1}^N w_i x_i), \quad (2.8)$$

kde  $w$  jsou váhy vstupních synapsí  $x$ ,  $w_0$  označuje práh.  $f$  je typ aktivační funkce, která může být lineární i nelineární.

Typ sítě využívající funkci radikální báze pracuje se dvěma vrstvami neuronů a dopředním šířením signálu.

Samoučící se síť pracuje na principu Kohenenovy sítě s další vrstvou lineárních neuronů. Princip sítě je řazení neznámých vzorů do tříd. Třidy se síť musí předem naučit z definované skupiny vzorů.

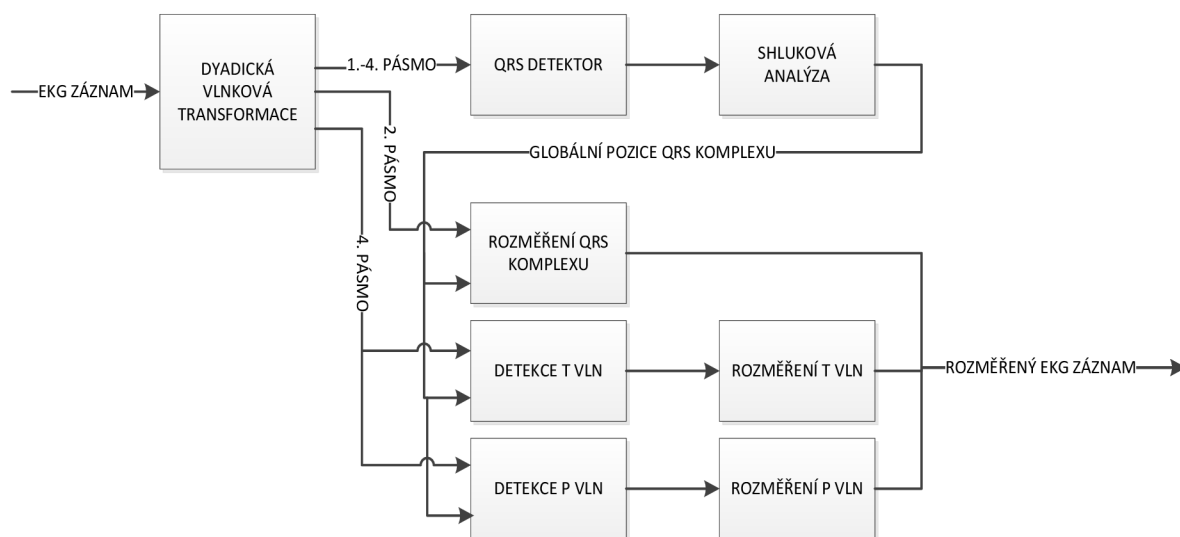
V případě detekce QRS komplexu je účelem sítě předpovědět hodnotu signálu na základě jeho minulých hodnot. Při analýze signálu neuronová síť konverguje do stavu, kde jsou vzorky QRS komplexu dobře předpovídány. Tento komplex se vyznačuje rychlými změnami a vedou k náhlému zvýšení chyby predikce. Takto vzniklý chybový signál se využívá právě k detekci QRS komplexu. (6)

## 2.3 Vybrané metody rozměřování

Cílem této práce je vytvoření algoritmů pro rozměřování EKG záznamu. Jelikož se vytvořené algoritmy budou spolu kombinovat pro dosažení, co možná nejlepších výsledku bylo žádoucí vybrat odlišné přístupy rozměřování.

### 2.3.1 Metoda založená na vlnkové transformaci

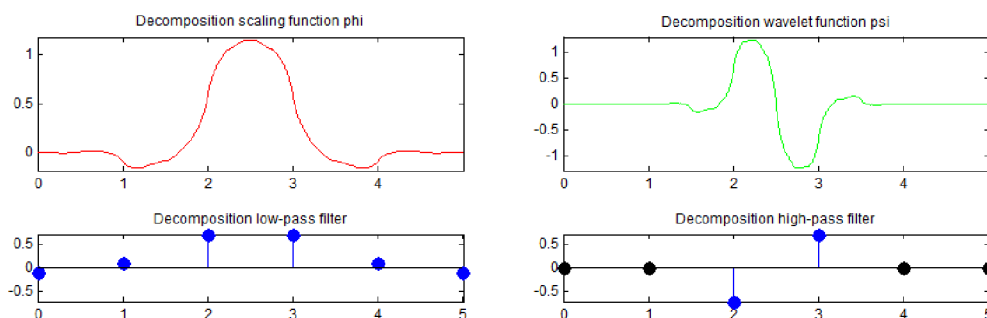
První realizovaná metoda je založena na diskretní vlnkové transformaci. Princip a postup této metody byl převzat z publikace (13). Vytvořený algoritmus pracuje při detekci a rozměřování se vstupním signálem bez předzpracování. Signál může být na vstupu do určité míry zašuměný. Obecný princip je znázorněn na obrázku (Obr. 2.4).



**Obr. 2.4: Obecný princip první metody založení na vlnkové transformaci (13)**

Prvním krokem této metody je detekce QRS komplexu. Signál se rozloží bankou filtrů na pět pásem. Použitá rozkladová vlnka musí být bifazického charakteru a její délka by měla

odpovídat přibližně QRS komplexu. V našem algoritmu jsme zvolili vlnu *Bior 1.3*, která je znázorněna na obrázku (Obr. 2.5).



**Obr. 2.5: Wavelet Bior 1.3**

### QRS detekce

Vstupem do QRS detektoru jsou první čtyři pásma transformovaného signálu. V každém pásmu se následně hledají maxima. V našem případě jsme si zvolili okno, které postupně prohledává signál a hledá lokální maxima, které splňují podmínku (jsou větší než prahová hodnota). QRS komplex je lokalizován, jakmile jsou nalezená v blízkosti sebe dva maxima s opačnými znaménky. Komplex se pak nachází v průchodu nulou mezi těmito maximy. Tento proces proběhne pro všechny čtyři pásma. QRS detekce je základním prvkem algoritmu, proto je snaha o správnou detekci. Zpřesnění výsledku a odstranění falešně detekovaných prvků se následně realizuje pomocí shlukové analýzy. Tato analýza nám po dokončení poskytne dendrogram s vytvořenými shluky. Korekce výsledku probíhá prahováním dendrogramu s hodnotou prahu vycházející z fyziologických hodnot tepové frekvence.

### QRS rozměření

Tato část algoritmu realizuje rozměření QRS komplexu, která probíhá pouze v druhém pásmu rozkladu. Detekuje jednotlivé vlny, začátek a konec tohoto komplexu. Vstupem jsou hodnoty QRS komplexu získané předchozí detekcí. U každé pozice tato funkce hledá nejbližší maxima, která se nachází před ( $n_{pre}$ ) a za ( $n_{post}$ ) tímto bodem. Algoritmus následně pracuje s oblastmi před  $n_{pre}$  a oblastí nacházející se za  $n_{post}$ . V těchto přilehlých oblastech se hledají významná maxima  $n_{max}$ , které musí splňovat podmínku a být větší než stanovený práh. Pokud je takováto hodnota nalezena algoritmus hledá průchod nulou mezi touto pozicí a nejbližším maximem  $n_{pre}$  nebo  $n_{post}$ . Nalezený průchod nulou se uloží jako kmit QRS komplexu s označením podle polohy v QRS komplexu, buď Q, R nebo S kmit.

Začátek a konec QRS komplexu se hledá v oblasti před a za pozicemi maxim  $n_{max}$  v oblastech. Vychází se z pozice  $n_{max}$  a posouvá se po vzorcích směrem od QRS komplexu. Jakmile hodnota poklesne pod námi stanovený práh, tato pozice se označí jako začátek nebo konec QRS komplexu, podle pozice kde se nachází.

## Detekce a rozměření vlny T

Proces detekce a rozměřování probíhá ve čtvrtém pásmu rozkladu. Po výpočtu RR intervalu se stanoví okno, které má délku úměrnou délce RR intervalu. Ve stanoveném okně se hledají lokální maxima. Pokud proběhnou alespoň dvě pozitivní detekce je rozhodnuto, že vlna T je přítomna. Pozice vlny se dále určí stejným principem, jako to bylo v případě QRS detekce, hledá se průchodu nulou mezi dvěma lokálními maximy. V závislosti na počtu a polaritě nalezených lokálních maxim je možné určit morfologii dané T vlny (pozitivní, negativní, bifazická).

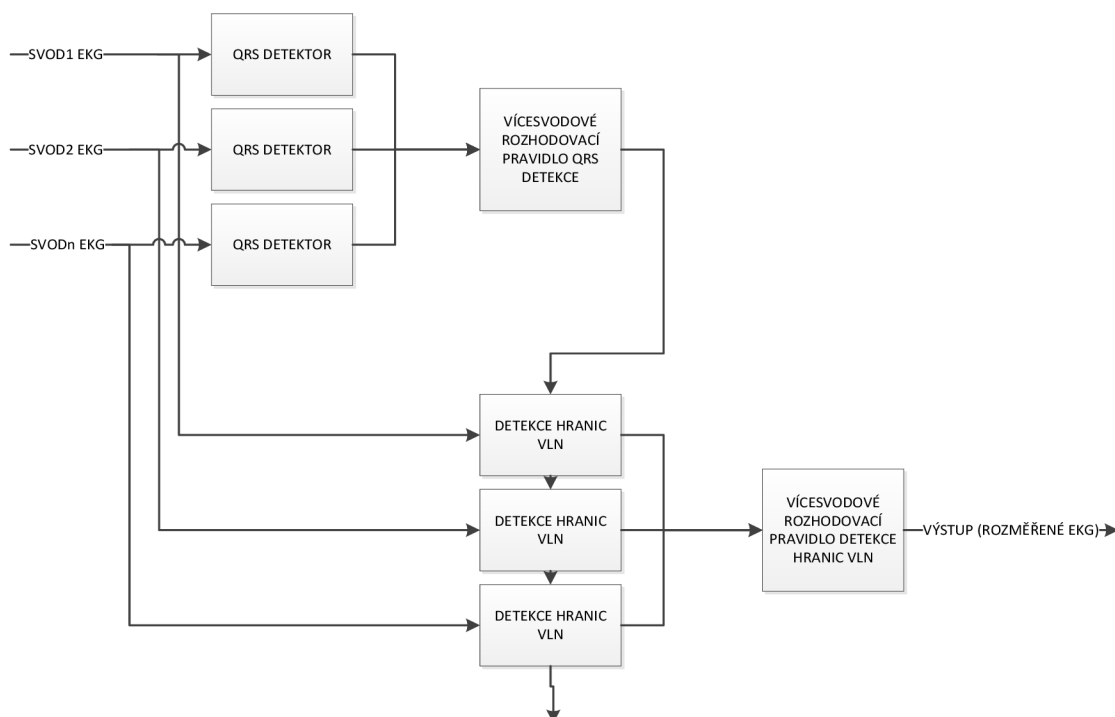
Začátky a konce vln T se hledá stejně jako u QRS komplexu. Po vzorcích se algoritmus vzdaluje od vlny, jakmile je hodnota menší než stanovený práh, určí se konec vlny.

## Detekce a rozměření vlny P

Princip této části algoritmu je stejný jako u vlny T jen s rozdílnou polohou okna a jinými hodnotami prahu. U vlny P určuje algoritmus začátek i konec vlny.

### 2.3.2 Metoda založení na číslicové filtraci

Tato metoda využívá při realizaci číslicové filtry a diferencenci. Princip a postup této metody byl převzat z publikace (12). Základní schéma algoritmu je znázorněné na obrázku (Obr. 2.6).



Obr. 2.6: Obecný princip druhé metody založení na číslicové filtraci (12)



Metoda využívá k detekci všechny svody EKG záznamu. Základním blokem metody je správná detekce QRS komplexu. První fází algoritmu je předzpracování vstupního signálu. Cílem předzpracování je redukce šumu a zvýraznění QRS komplexu. Je použito číslicové filtrace, pásmové propusti s mezní frekvencí  $f_m=0,8;18 \text{ Hz}$ . Následně se provede diference signálu, díky které máme informace o změnách signálu. Diferenciovaný signál jsme pojmenovali *ECGDER*.

### **QRS detekce**

Detekce se skládá ze dvou částí. V první fázi proběhne detekce QRS komplexu samostatně v každém svodu signálu. V druhé fázi se posoudí výsledky detekci mezi sebou a vyhodnotí jen správné detekce.

Detekce probíhá v každém svodu po předzpracování zmíněnou pásmovou propustí. Tento vzniklý signál jsme umocnili pro zvýraznění QRS komplexu a aplikovali prahování. Hodnoty prahu byly nastaveny jako  $\pm 30 \%$  výšky z předcházejícího detekovaného komplexu. Jakmile detektor našel lokální maximum splňující podmínku, byl označen jako QRS komplex.

Do druhé fáze QRS detekce vstupuje matice QRS detekcí ze všech svodů. Každý řádek přísluší jednomu svodu. Tento proces probíhá v cyklu pro každý QRS komplex. Princip je následující. Vytvoří se vektor s prvními detekovanými komplexy ze všech svodů a z něho se vytvoří dvě série. Hledá se nejmenší prvek vektoru a následně se do první série uloží všechny body, které jsou vzdálené od tohoto minima do 90 ms. Druhá série se vytvoří z hodnot, které jsou vzdálené do 90 ms od největšího prvku vektoru. V dalším kroku se série porovnají. Pokud obě série obsahují stejný počet hodnot, který se rovná počtu svodu je rozhodnuto, že se jedná o správné detekce a výsledek se uloží. V opačném případě je zvolen následující postup. Vezme se série, která obsahuje menší počet prvků. Označí se extrémní prvek. U první série vytvořené z minimální hodnoty je tento extrémní prvek minimem. Pokud se jedná o druhou sérii je tím prvkem maximum. V případě že byl označen prvek z první série, tak se tento prvek vymění za následující detekovaný QRS komplex ze svodu z kterého pochází. V případě, že byl označen prvek z druhé série, tak vymění za předchozí hodnotu.

Opět se vytvoří dvě série z nového vektoru detekovaných komplexů a celý proces se opakuje, dokud se nenaleznou správně detekované pozice nebo není algoritmus ukončen.

U QRS komplexů, které nebyly v daném svodu nalezeny se dále rozměřování neprovádí.

### **Detekce QRS komplexů**

QRS pozice detektorem v předchozí části může být Q, R nebo S kmit. Algoritmus hledá nejbližší lokální maximum před a za QRS pozicemi v diferenciovaném signálu

*ECGDER* postupně v každého svodu. Průchod nulou mezi těmito píky je hledaný kmit. V závislosti na polaritě a relativní hodnotě algoritmus rozhodne, zda se jedná o Q, R nebo S kmit. Proces pokračuje k nalezení zbylých kmitů. Podle předpokládané pozice se hledá další lokální maxima. Průchod nulou mezi tímto bodem a předchozím sousedním lokálním maximem je označen jako další kmit. Aby byl tento bod označen jako vlna, musí splňovat následující podmínky. Hodnota tohoto lokálního maxima musí přesahovat zvolený práh a časová vzdálenost od ostatních detekovaných kmitů musí být v rozmezí fyziologicky přijatelných hodnot. Označení kmitu vychází z pozice nalezené vlny vůči ostatním.

### **Detekce vln T a P**

Dále hledáme vlny P a T. Tyto vlny jsou tvořené nižší frekvenční složkou než QRS komplex. Proto na diferenciovaný signál aplikujeme filtr typu dolní propust s mezní frekvencí  $f_m=12$  Hz. Prvně se hledá vlna P. V tomto filtrovaném signálu si definujeme hledací okno o délce 155 ms, které začíná 225 ms před pozicí R kmitu. Nyní hledáme v tomto okně lokální maxima. Pokud jsou nalezené hodnoty větší než 2 % z maxima QRS komplexu, algoritmus usoudí, že se jedná o vlnu P. V opačném případě detekce neproběhne a vlna P není lokalizována. Vrchol vlny P se nachází mezi minimem a maximem v tomto okně.

Při hledání vln T si definujeme stejné hledací okno o délce 155 ms se začátkem 225 ms za pozicí R kmitu. Princip je obdobný, jako při hledání vlny P. Hledáme lokální maxima s opačným znaménkem a průchod nulou mezi těmito body je označen jako vrchol vlny T.

### **Rozměření hranic QRS komplexu a vln P, T**

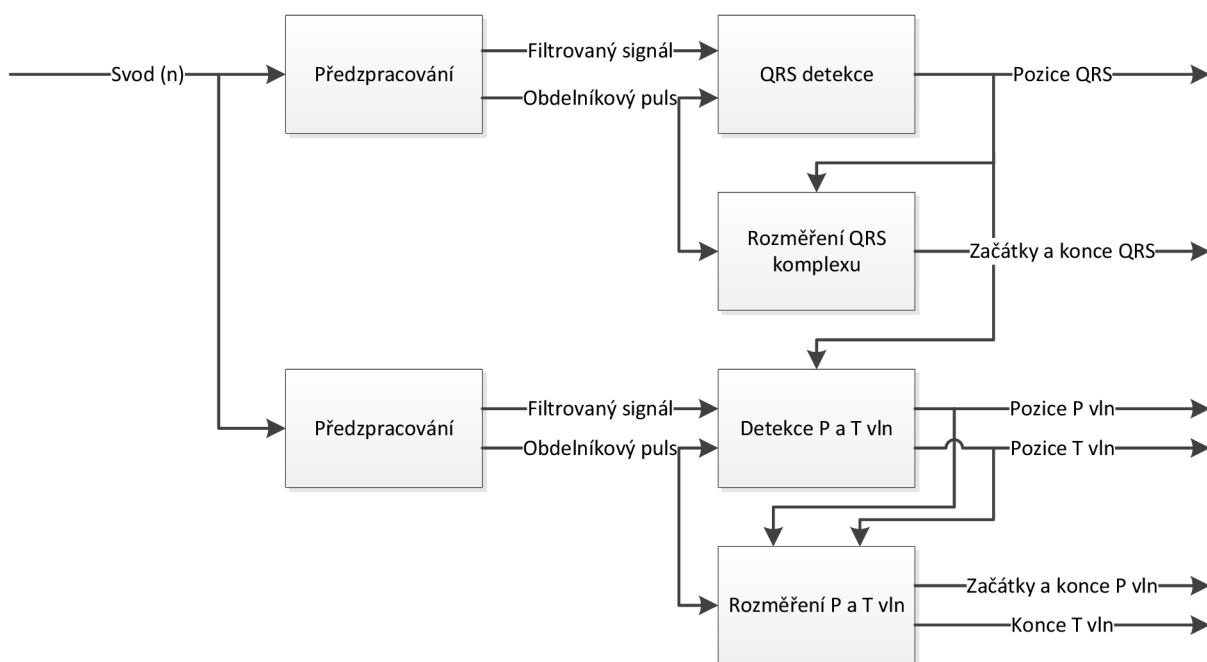
Detekce začátku a konců probíhá u QRS komplexu a vln P, T stejně, proto bude následný popis obecný. Vstupem do detekce jsou pozice vln a diferenciovaný signál. V případě vln T a P je diferenciovaný signál ještě upraven filtrem dolní propustí, jak bylo zmíněno při detekci těchto vln. Vrcholy vln v tomto signálu reprezentuje průchod nulou mezi lokálními maximy. Proto je prvním krokem opětovná detekce těchto lokálních maxim. Stanoví se práh a postupuje se po prvku z lokálních maxim směrem od vrcholu vlny. Jakmile hodnota klesne pod práh je tato pozice označena jako začátek nebo konec vlny.

Tímto krokem je dokončen proces detekce a rozměření záznamu EKG.

### **2.3.3 Metoda s využitím kvantizačního prahu**

Jako třetí jsme zvolili metodu popsanou v publikaci (5). V porovnání s předchozími metodami se jedná o principiálně jednodušší. Metoda zpracovává a rozměřuje postupně každý svod signálu samostatně. Sestává ze tří hlavních částí. První část je předzpracování kde je cílem redukovat šum signálu a drift signálu. Během předzpracování dochází také k detekci QRS komplexů. Takto připravený signál vstupuje do další částí, tím je rozměřování QRS

komplexu. Po vyznačení hranic a jednotlivých kmitů QRS komplexu se v další části rozměří P a T vlna. Blokové schéma algoritmu je znázorněné na obr. 2.7



**Obr. 2.7: Obecný princip třetí metody využívající kvantizační práh**

### **Předzpracování**

První částí předzpracování je filtrace náhodného šumu v signálu. Pro filtraci použili autoři (5) klouzající průměr. Používá se různé nastavení délky okna od 5 do 15 vzorků podle potřeby k dosažení hladkého signálu. Dobrých výsledků autoři (5) dosáhli s oknem délky od 8 do 14 vzorků. Dle doporučení autorů jsme na signál aplikovali klouzavý průměr o délce okna 11 vzorků.

V druhé části předzpracování je cílem odstranit kolísání nulové izoliny, která probíhá ve třech krocích. Prvně jsme získali trend filtrovaného signálu EKG pomocí polynomické funkce. Daná funkce by měla co nejvíce kopírovat stávající izolínii signálu. V našem případě nejlépe z testovaných vyšel polynom 12 stupně. V dalším kroku se rozdíl mezi konturou signálu a vzniklou křivkou reprezentující nulovou izolínii měří a eliminuje vertikálním posunem každého vzorku. Od filtrovaného signálu jsme odečetli křivku její nulové izoliny. V posledním kroku autoři (5) ještě vertikálně posunuli signál podle celkové střední hodnoty signálu.

Signál je dále potřeba připravit na QRS detekci. Pro lepší detekci jsme signál umocnili. Dále jsme použili pro zlepšení výsledku detekce dolní propust s mezní frekvencí

30Hz , která vyplývá z rozložení frekvenčního spektra EKG signálu. Výsledný signál jsme pojmenovali  $Fq$ .

### **Rozměřování QRS komplexu**

Rozměřování QRS komplexu je uskutečněno vyznačením začátku a konce komplexu pomocí obdélníkového pulsu  $Cq$ .

Dále jsme signál normalizovali vydělením každého vzorku maximální hodnotou obsahující signál  $Fq$ . Podmínku pro vytvoření obdélníkového pulsu  $Cq$  autoři (5) určili 5% z maximální hodnoty signálu, u normalizovaného signálu to znamená hodnota 0,05. V případě, že hodnota signálu  $Fq$  přesáhla práh 0,05, obdélníkový puls se v tomto vzorku nastavil na 1. V ostatních případech na 0. V další části program pracuje v cyklu od prvního vzorku k poslednímu. Pokud se aktuální vzorek obdélníkového pulsu  $Cq$  rovná jedné, algoritmus si zaznamená pořadí vzorku po dobu kdy se  $Cq$  rovná 1. Jakmile se stav změní opět na nulu, algoritmus ze získaného úseku určí maximální hodnotu signálu  $Fq$ . Pořadí vzorku, kde bylo nalezeno maximum se označí jako QRS komplex a je zřejmé, že se jedná o některý kmit QRS komplexu. Po získání pozic QRS komplexu jsme ještě provedli korekci. Porovnali jsme všechny získané hodnoty QRS komplexu, v případě že bylo nalezeno více QRS komplexů v úseku 250 vzorků od sebe, odstranili jsme ty vzorky, které měly menší absolutní hodnotu. Tato korekce proběhla z důvodu, že námi vytvořený obdélníkový puls mohl být falešně přerušen v místech, kdy dochází k průchodu nulou mezi R a S kmitem.

Po získání pozic QRS komplexu algoritmus určí jeho začátky a konce. Proces probíhá posouváním po vzorcích na obě strany od pozice QRS dokud se obdélníkový puls  $Cq$  v daném vzorku rovná 1. Jakmile se hodnota  $Cq$  vzorku změní na 0, je tato pozice označena jako začátek nebo konec QRS komplexu v závislosti na směru od zkoumaného komplexu.

### **Rozměřování P a T vln**

Rozměřování P a T vln je principiálně podobné jako v případě QRS komplexu. Signál jsme pro následnou detekci dříve upravili. Ze získaných hodnot začátků a konců QRS komplexu jsme vstupní signál vynulovali na úsecích mezi začátky a konci jednotlivých QRS komplexu. V takto upraveném signálu  $Fnq$  předpokládáme, že zbylé lokální maxima signálu jsou právě P nebo T vlny. Upravený signál jsme pro zpřesnění výsledku dále filtrovali pásmovou propustí s  $f_m = (2;15)$ . Mezní hodnoty byly určeny empiricky v závislosti na frekvenčním spektru vln. Filtrovaný signál jsme přičetli k signálu  $Fnq$ , čímž došlo ke zvýraznění vln v signálu. Další krok je stejný jako v detekci QRS. Signál jsme normalizovali vydělením signálu maximální hodnotou. Vytvořili jsme obdélníkový puls  $Cnq$ . Hodnotám menším než 0,25% z maxima signálu odpovídá 0 a větším 1. Hodnotu prahu jsme zvolili o polovinu menší než autoři (5). Z důvodu, že jsme zvolili jinou metodu předzpracování a doporučenou hodnotou prahu jsme nedostali uspokojivých výsledků.

Po získání obdélníkového pulsu  $Cnq$  je možné vyhledat a rozměřit P a T vlny. Hledáme maxima v  $Fnq$  v úsecích kde se  $Cnq$  kontinuálně rovná 1. Jestli se jedná o vlnu P nebo T jsme určili pomocí již detekovaných QRS komplexů. Ze získaných poloh QRS jsme určili hodnotu R-R intervalu. Při pomyslném rozdělení intervalu R-R můžeme určit kde se nachází vlna P a T. Začátky a konce vlny P a konce vlny T jsme detekovali stejným algoritmem jako u QRS komplexu. Proces probíhá posouváním po vzorcích na obě strany od pozice P a T vlny dokud se obdélníkový puls  $Cnq$  v daném vzorku rovná 1. Jakmile se hodnota  $Cq$  vzorku změní na 0, je tato pozice označena jako začátek nebo konec P nebo T vlny v závislosti na směru od zkoumaného komplexu. Rozdílem je podmínka, počet jedničkových hodnot  $Cnq$  pro určení vlny musí být alespoň polovina průměrného fyziologického trvání vlny.

### 3 Shluková analýza

Jedná se o vícerozměrnou statistickou analýzu dat, která se snaží pomocí vybraných metod o rozřídění dat do poměrně homogenních skupin (shluků). Cílem je, aby objekty patřící do jednotlivých skupin shluků byly podobnější než s objekty dalších skupin. Tato analýza se nazývá shluková analýza (cluster analysis). (2)

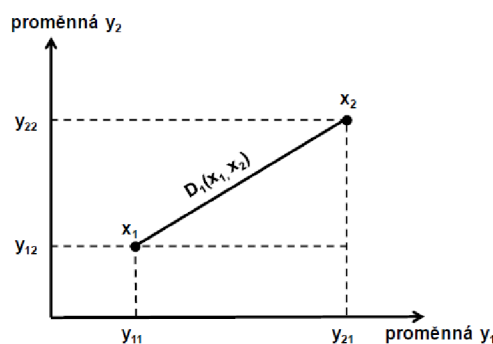
Tato metoda je užitečná zejména v případě analyzovaných dat, které obsahují objekty mající tendenci se seskupovat do přirozených shluků. Při zvolení vhodných algoritmů je pak možné analyzovat strukturu studované množiny objektů a objekty následně klasifikovat. Následně pak vhodně interpretovat dosažené výsledky a charakterizovat výsledné shluky.

Vstupem shlukové analýzy je asociační matice, která vychází například ze vzdáleností objektů. Pro správnost výsledku je důležitý výběr metody výpočtu zmíněné matice, která se liší v závislosti na použité metodě shlukování a charakteru vstupních dat.

K dispozici je velké množství metod pro výpočet asociačních matic. Pro objekty je možné pro posouzení vztahů použít metriky vzdálenosti nebo koeficienty podobnosti. V případě posuzování podobnosti mezi objekty znamenají minimální hodnoty, že objekty si nejsou vůbec nebo jen minimálně podobné. Při maximálních hodnotách se jedná téměř o identické objekty. Pokud počítáme metriku vzdálenosti je princip zcela opačný. Největší podobnost mají objekty s nejmenší vzdáleností. Následně je popsáno několik vybraných metod výpočtu metrik vzdálenosti. (2)

Základní a zároveň nejpoužívanější je Euklidovská metoda, která je založena na Pythagorově větě. (2)

$$D(x_1, x_2) = \sqrt{\sum_{j=1}^p (y_{1j} - y_{2j})^2} \tag{3.1}$$



**Obr. 3.1: Princip Euklidovské vzdálenosti (2)**

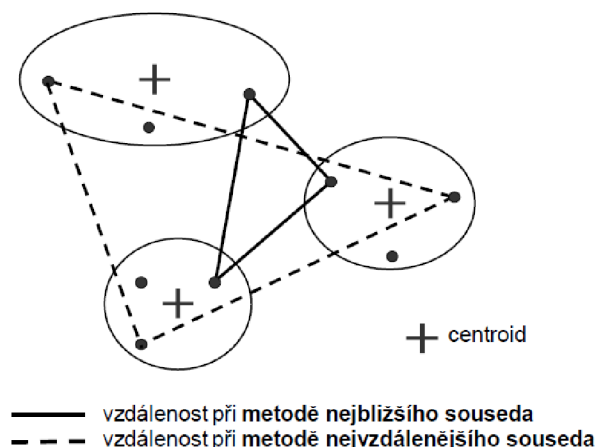
Mezi další metody patří např. Průměrná euklidovská vzdálenost, Těťivová vzdálenost, Manhattanská vzdálenost (city-block metric). (2)

Samotnou shlukovou analýzu lze rozdělit na hierarchickou a nehierarchickou. Hierarchická shluková analýza vytváří systém skupin a podskupin způsobem, že každá skupina může obsahovat podskupiny nižšího řádu a zároveň se může sama řadit do skupiny vyššího řádu. Výsledek hierarchického typu shlukové analýzy je možné znázornit v grafu, který se označuje jako dendogram. Dalším typem je nehierarchická shluková analýza, tento typ rozděluje objekty do několika shluků stejného řádu. Oba tyto typy lze dále dělit na aglomerativní a divizivní. Při použití aglomerativních metod se spojují navzájem nejpodobnější objekty, dále pak s každou skupinou objektu pracujeme jako se samostatným objektem až zůstane pouze jedna skupina. Tato metoda není vhodná pro objemná data. Při použití divizivních metod se celý soubor dat rozdělí podle zvoleného počtu, nejčastěji na dvě skupiny. Následně se každá nově vzniklá skupina opět dělí, až do vzniku potřebných shluků. (2)

Dále se budeme zabývat pouze metodami hierarchického aglomerativního shlukování. Tato analýza dat pracuje se samostatnými objekty, které jsou dále spojované do větších shluků. Existuje spousta aglomerativních metod, ty se od sebe liší pohledem na zpracovávaná data.

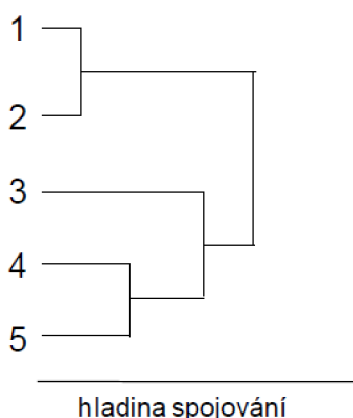
Základním krokem analýzy je vytvoření asociační matice představující vzdálenosti (podobnosti) navzájem mezi všemi objekty. Při procesu shlukování se posuzuje vzdálenost (podobnost) dvou objektů, vzdálenost (podobnost) objektu a shluku a vzdálenost (podobnost) dvou shluků

Dále je uvedeno několik metod pro výpočet vzdáleností (podobností) mezi shluky. Metody se liší hlavně v posuzování vzdálenosti mezi shluky. Nejstarší a téměř základní je metoda nejbližšího souseda. Vzdálenost mezi jednotlivými shluky se určuje jako nejmenší možná vzdálenost mezi všemi objekty mezi oběma shluky. Dalším typem je metoda nejvzdálenějšího souseda, která naopak vyhodnocuje jako vzdálenost mezi shluky jako největší možnou vzdálenost objektů mezi oběma shluky. (2)



**Obr. 3.2: Princip metody nejbližšího a nejvzdálenějšího souseda (2)**

Na výběr je k dispozici ještě spousta metod pro spojování sousedů, jako například metoda nejbližší vazby, UPGMA, WPGMA atd. Pro tuto práci jsou však dostačující pouze základní metody výpočtu asociačních matic a shlukování.



**Obr. 3.3: Ukázka dendrogramu (2)**

V této práci je shluková analýza využita ke stanovení správnosti detekovaných QRS komplexu. Detekované hodnoty jsou vstupem shlukové analýze, která hodnoty analyzuje a vyloučí falešně detekované QRS komplexy. V další části práce bude shluková analýza využita k analýze výstupu mezi jednotlivými algoritmy pro rozměrování EKG záznamu. A hlavně pro kombinaci metod.

Dále je v této kapitole uvedený a popsán příklad výpočtu metody nejbližšího souseda a tvorby dendrogramu, použitý z literatury (21). V tab 3.1 je ze souřadnic bodu A až E



vypočítaná asociační matice. Jsou to hodnoty vypočtené euklidovské vzdálenosti podle vztahu 3.1. Pozice bodů je znázorněná na obr. 3.4.

**Tab. 3.1: Asociační matice, 1. krok výpočtu**

	A	B	C	D	E
A	0	4	7,2	12,8	12,7
B	4	0	4,5	10	10,3
C	7,2	4,5	0	5,7	5,8
D	12,8	10	5,7	0	1,4
E	12,7	10,3	5,8	1,4	0

V tab 3.1 hodnotíme vzdálenosti bodů, z nichž je definován shluk dvou nejbližších objektů. V tomto případě se jedná o shluk bodů D-E.

**Tab. 3.2: Asociační matice, 2. krok výpočtu**

	A	B	C	D+E
A	0	4	7,2	12,7
B	4	0	4,5	10
C	7,2	4,5	0	5,7
D+E	12,7	10	5,7	0

V dalším kroku se sloučí bod D a E do shluku, se kterým se počítá jako s jedním objektem. Vypočítá se nová asociační matice. Vzdálenost shluku D-E od ostatních objektů se určí jako nejmenší vzdálenost od jeho členů. Opět se hledá shluk dvou nejbližších objektů. Tím se stává shluk A-B.

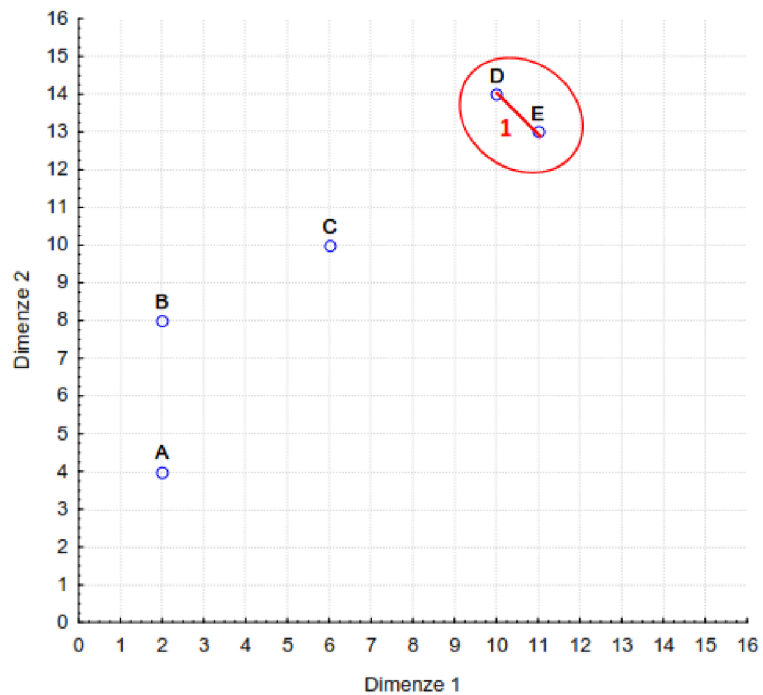
**Tab. 3.3: Asociační matice, 3. krok výpočtu**

	A+B	C	D+E
A+B	0	4,5	10
C	4,5	0	5,7
D+E	10	5,7	0

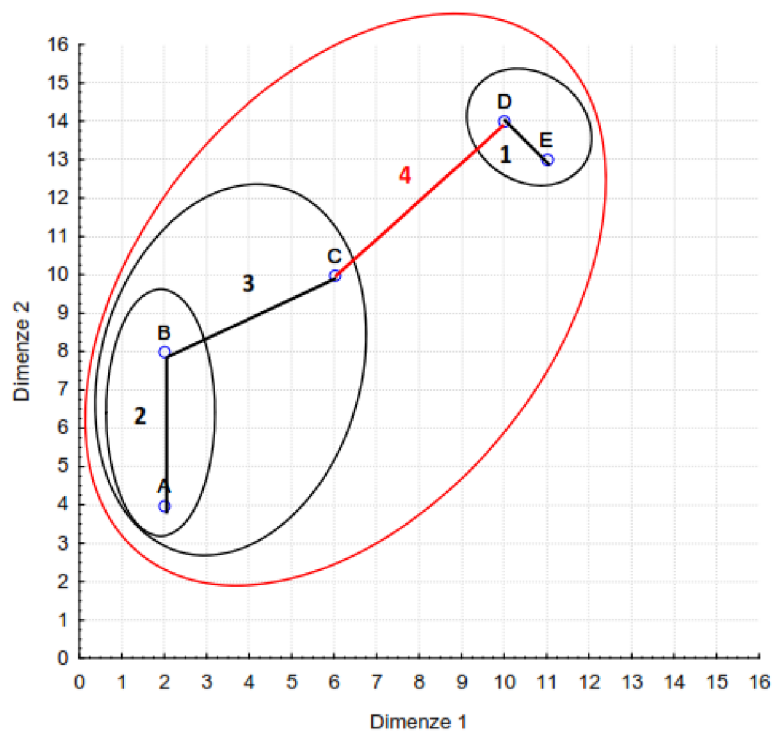
**Tab. 3.4: Asociační matice, 4. krok výpočtu**

	A+B+C	D+E
A+B+C	0	5,7
D+E	5,7	0

Předchozí kroky se opakují, dokud nejsou všechny objekty spojeny do jednoho shluku ((A-B)-C)-(D-E). Graficky jsou shluky v jednotlivých krocích znázorněny na obr 3.4.

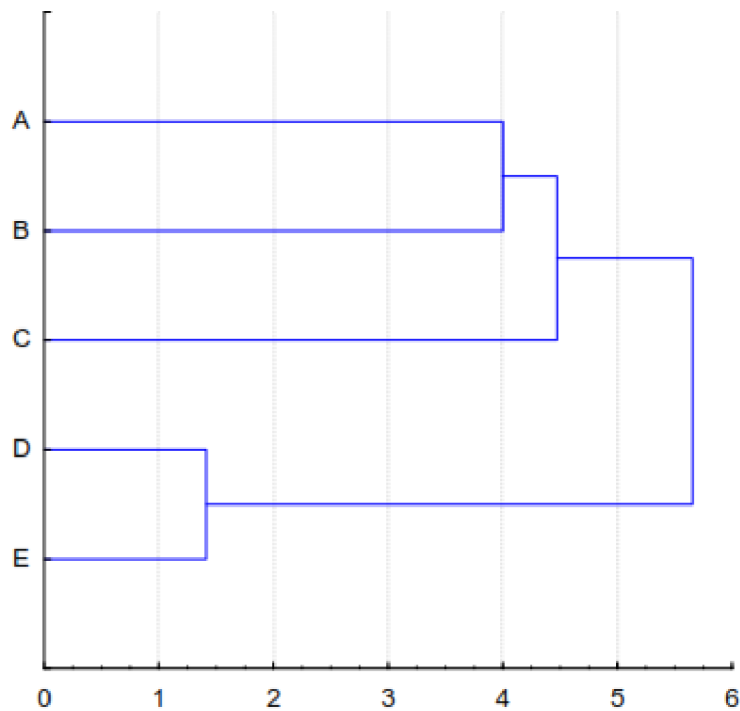


Obr. 3.4: Rozložení bodů (21)



Obr. 3.5: Vytvořené shluky při použití výpočtu euklidovské matice a metody nejblížeších sousedů. (21)

Na obr 3.6 je znázorněn dendrogram při výpočtu asociační matice pomocí euklidovské vzdálenosti a použití metody nejbližšího souseda. Budeme uvažovat, že jednotlivé body představují např. pozici detekovaného kmitu R v pěti svodech. Určil by se práh vzdálenosti. Ten by představoval, jaká může být maximální vzdálenost mezi objekty, aby se dalo předpokládat, že se jedná o stejný detekovaný kmit. Pokud by se určil práh= 2, pozice D a E, by jsme určili jako pozice stejného kmitu. Dále by bylo možné pokračovat například zprůměrováním pozic shluku nebo použitím pouze jedné pozice. (21)



**Obr. 3.6: Výsledný dendrogram (21)**

## 4 Realizace v prostředí Matlab

Pro demonstraci funkčnosti algoritmů jsme vybrali dva signály. První signál *M01 001 12* má typická průběh EKG s dobře znatelnými vlnami a kmity. Jako druhý signál byl vybrán *M01 117 12*. Jedná se o problematický signál, ve kterém se vyskytují extrasystoly a nelze jednoduše určit pozice a hranice jeho vln a kmitů.

### 4.1 Standartní CSE databáze EKG

Při vývoji algoritmů pro práci se signály EKG bylo nutné vytvořit databázi signálu s určenými hodnotami důležitých částí EKG. Na tomto cíle vznikla referenční databáze signálů EKG (Common Standards for quantitative Electocardiography) *CSE* určená pro vyhodnocování účinnosti a správnosti funkce algoritmů pro analýzu záznamu EKG. Databáze obsahuje tři části. V první části jsou obsaženy záznamy tří svodového měření EKG doplněné o umělé záznamy. V druhé části jsou záznamy z 15 svodů (12 standartní, 3 Frankovy). V poslední části databáze jsou uloženy záznamy EKG určené pro diagnostické algoritmy. (18)

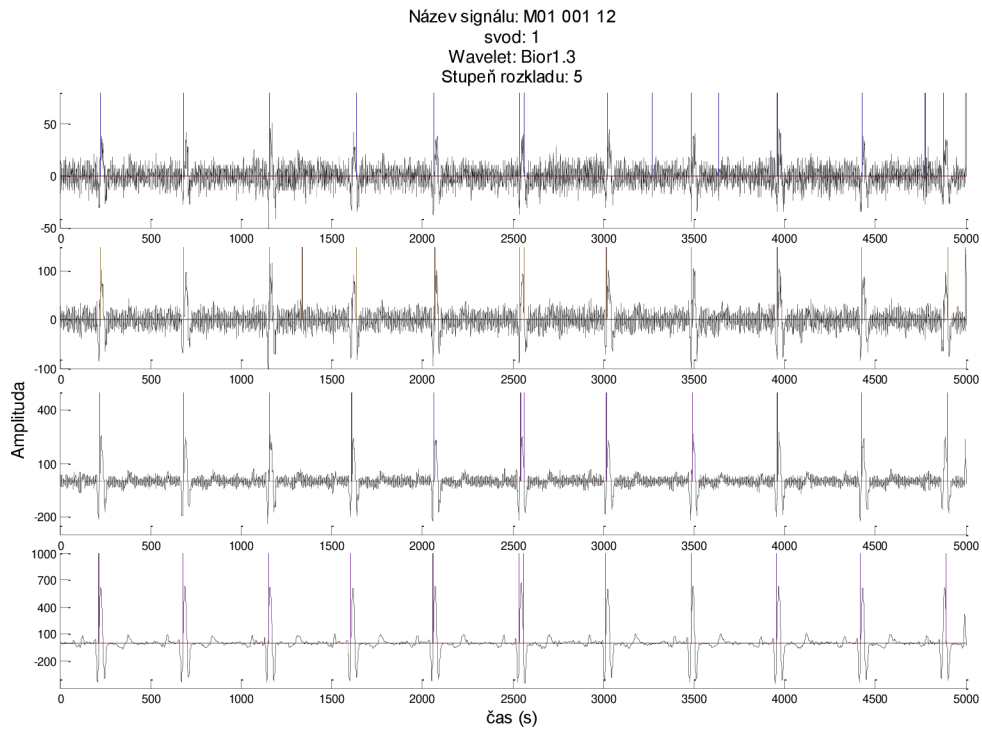
Pro naši práci rozměrování EKG signálu byla použita *CSE* databáze obsahující 15 svodů. Samotná databáze obsahuje 1220 záznamů (18), ale referenční hodnoty důležité pro kontrolu funkce rozměření jsou pouze u 125 záznamů (18), proto byla použita pro testování algoritmu pouze tato část databáze. Každý záznam *CSE* databáze představuje 10 s. Kvantovací úroveň je  $5\mu\text{V}$  a vzorkovací frekvence 500 Hz (18). Referenční hodnoty popisující záznam EKG obsahuje 5 významných bodů. Začátek a konec vlny P, začátek a konec QRS komplexu a konec T vlny. V publikaci (18) je také uvedeno kritérium pro hodnocení jednotlivých významných úseků EKG. Tím je směrodatná odchylka jakou může dosahovat testovaný algoritmus mezi referenčními a detekovanými hodnotami. Ty se nachází v tabulce (Tab. 4.1 )

**Tab. 4.1: Kritéria pro rozměření databáze CSE (18)**

Parametr	Začátek P	Konec P	Začátek QRS	Konec QRS	Konec T
Tolerance, $2S_{CSE}$	10,2	12,7	6,5	11,6	30,6

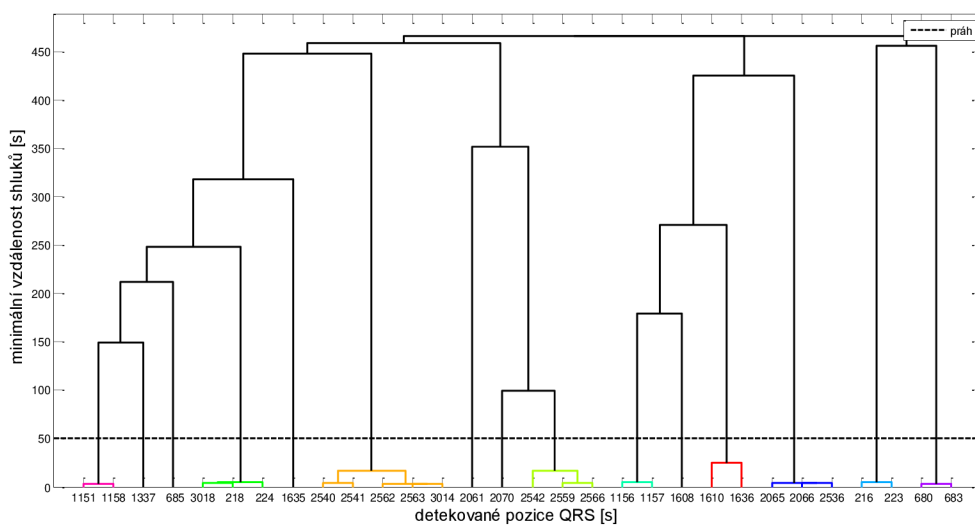
### 4.2 Metoda založená na vlnkové transformaci

První metoda je realizovaná pomocí vlnkové transformace. Na obr. 4.1 je znázorněna detekce QRS komplexu v prvních čtyřech pásmech rozkladu. Na jednotlivých obrázcích je vidět, že proběhly i falešné detekce.



**Obr. 4.1: První čtyři pásma rozkladu (modře). Detekce QRS komplexu.**

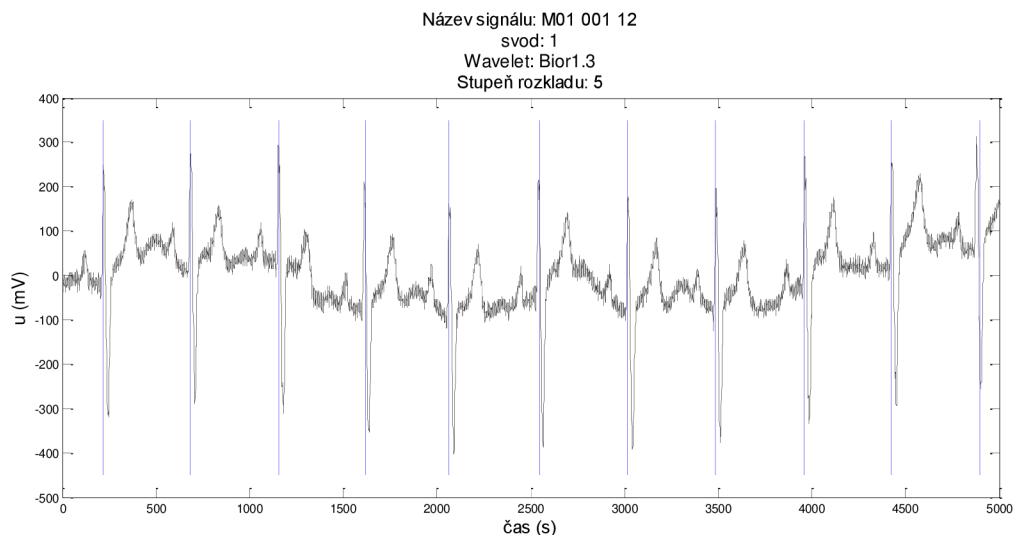
Falešná detekce QRS komplexu se odstraní pomocí shlukové analýzy. Pokud se ve stejném časovém úseku vyskytuje detekovaná pozice alespoň ve dvou pásmech. Je tato hodnota označena jako správná detekce. Řešení pomocí shlukové analýzy je znázorněno na obr 4.2.



**Obr. 4.2: Shluková analýza s prahováním.**

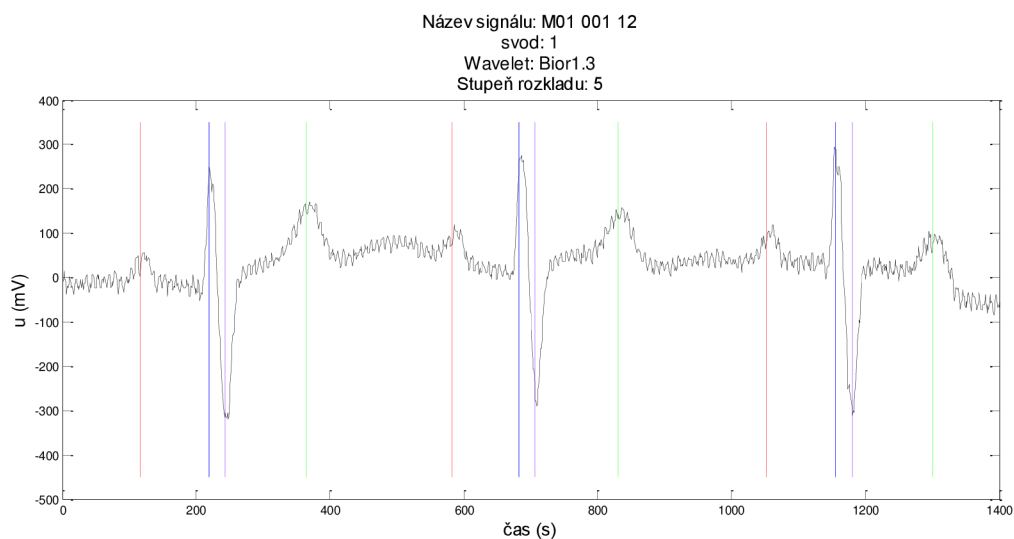
Hodnoty pod prahem jsou sloučeny do shluku. Výsledkem jsou pouze QRS komplexy o shluku minimálně dvou hodnot. To znamená, že byla na stejném místě detekovaná alespoň v polovině pásem rozkladu.

Na obr. 4.3 je vidět výsledek detekce QRS komplexu po shlukové analýze



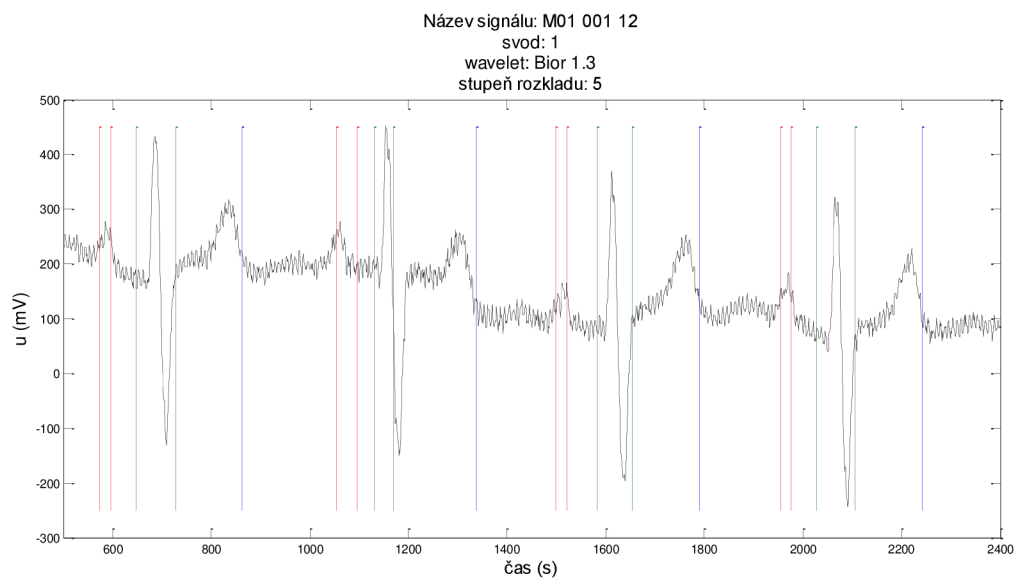
**Obr. 4.3: Výsledek detekce QRS komplexu (modře).**

Následující obr. 4.4 představuje detail detekce vln a kmitu u tří průběhů EKG signálu.



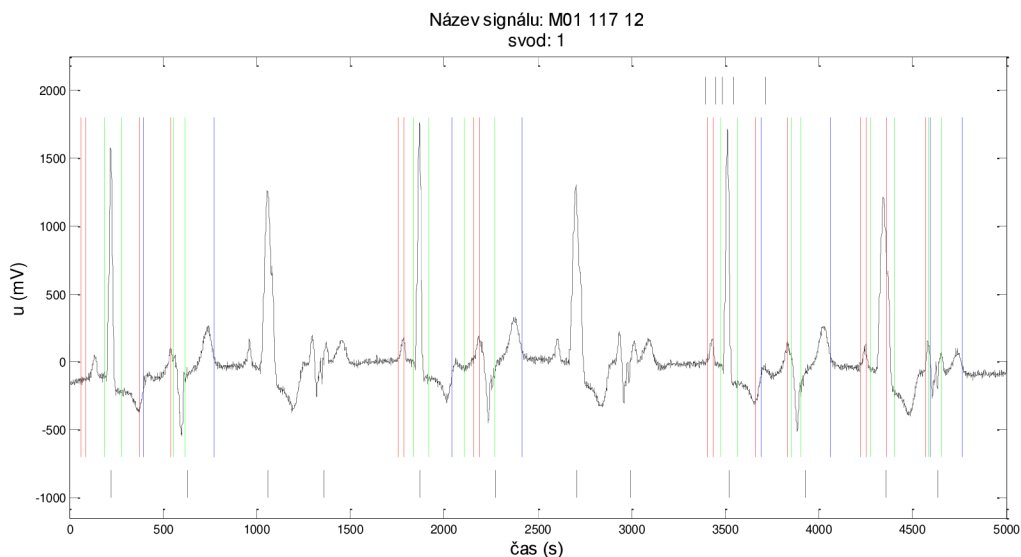
**Obr. 4.4: Výsledek detekce jednotlivých kmitů a vln. Červeně P vlny. Modře QRS komplex. Zeleně T vlny.**

Posledním krokem rozměření je detekce hranic jednotlivých vln (obr. 4.5).



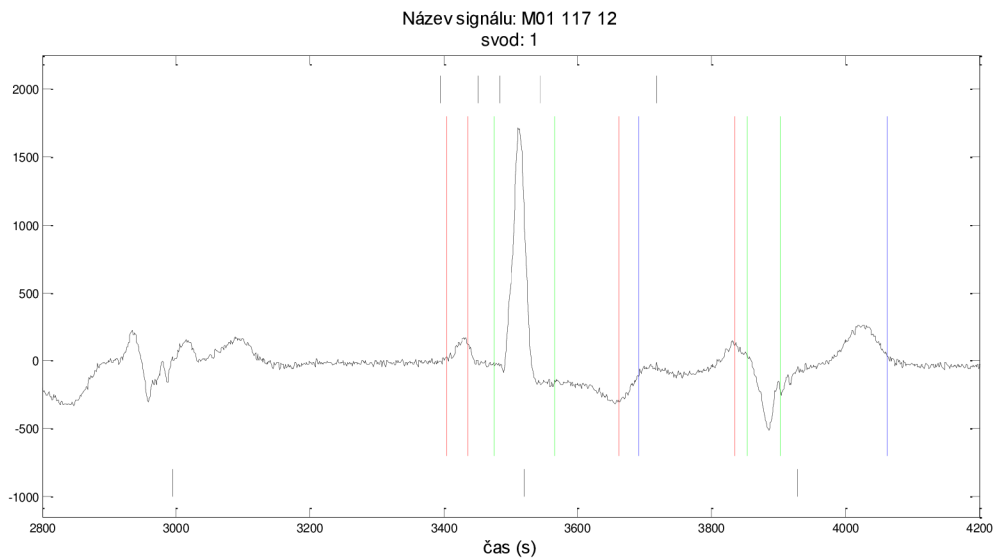
**Obr. 4.5: Rozměření hranic jednotlivých vln EKG signálu M01 001 12. Červeně P vlny. Zeleně QRS komplex. Modře T vlny.**

Na následujících dvou obrázcích je znázorněné rozměření problémového signálu M01 117 12. Rozměření neproběhlo s dostatečnou přesností. Dole pod signálem jsou černě zobrazené pozice kde se nachází QRS komplexy. Čtyři QRS komplexy nebyly vůbec detekované.



**Obr. 4.6: Rozměření hranic jednotlivých vln EKG signálu M01 117 12. Červeně P vlny. Zeleně QRS komplex. Modře T vlny.**

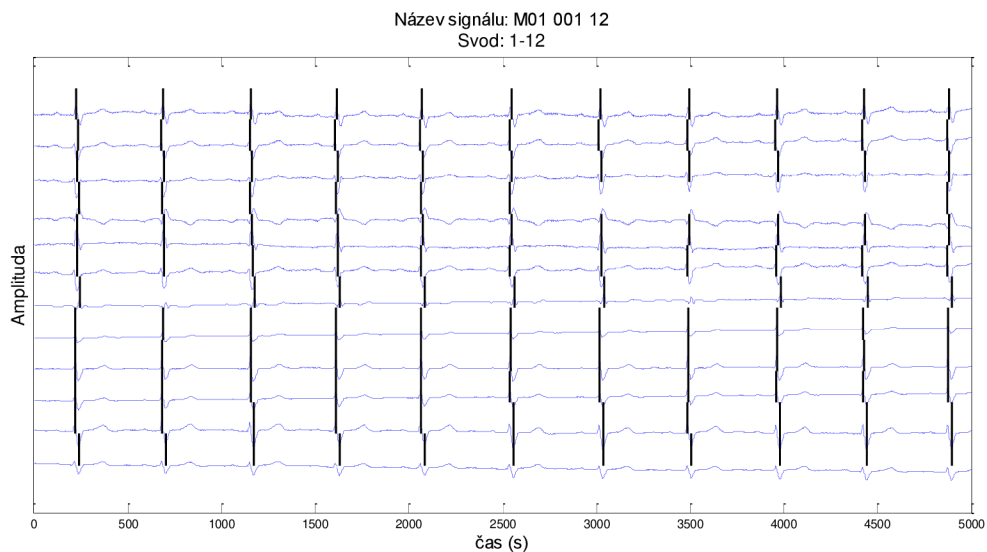
Na obr. 4.7 je detail detekce, nad signálem jsou černě vyznačené pozice správného rozměření signálu získané z databáze CSE.



**Obr. 4.7: Detail rozměření hranic jednotlivých vln EKG signálu M01 117 12. Červeně P vlny. Zeleně QRS komplex. Modře T vlny.**

### 4.3 Metoda založená na číslicové filtraci

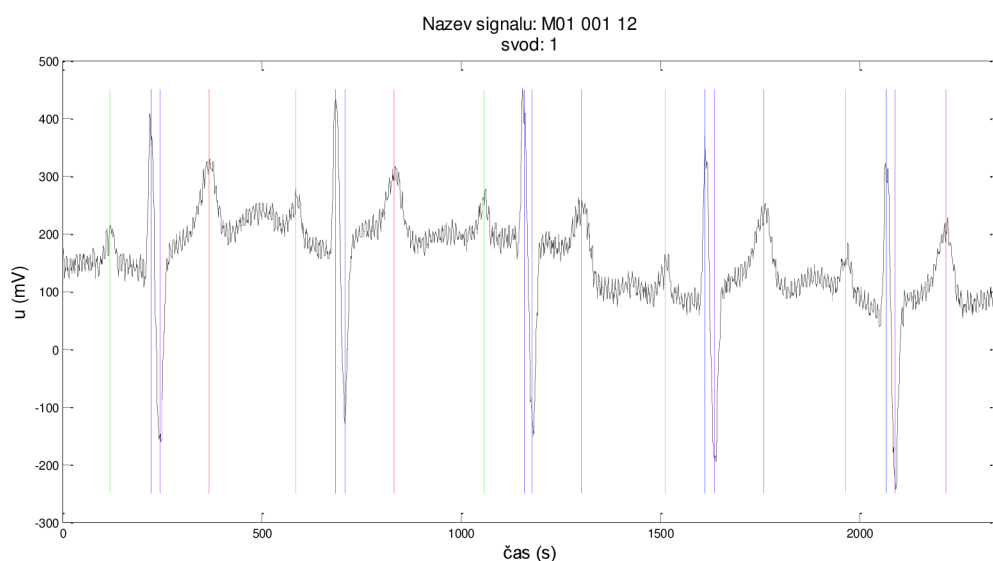
Druhá metoda využívá číslicové filtrace a diference signálu. Samotná detekce probíhá současně na všech svodech signálu. Následující ukázky výstupu této metody reprezentují rozměření pouze jednoho svodu.



**Obr. 4.8: Výsledek detektoru QRS komplexu u všech svodů po korekci**

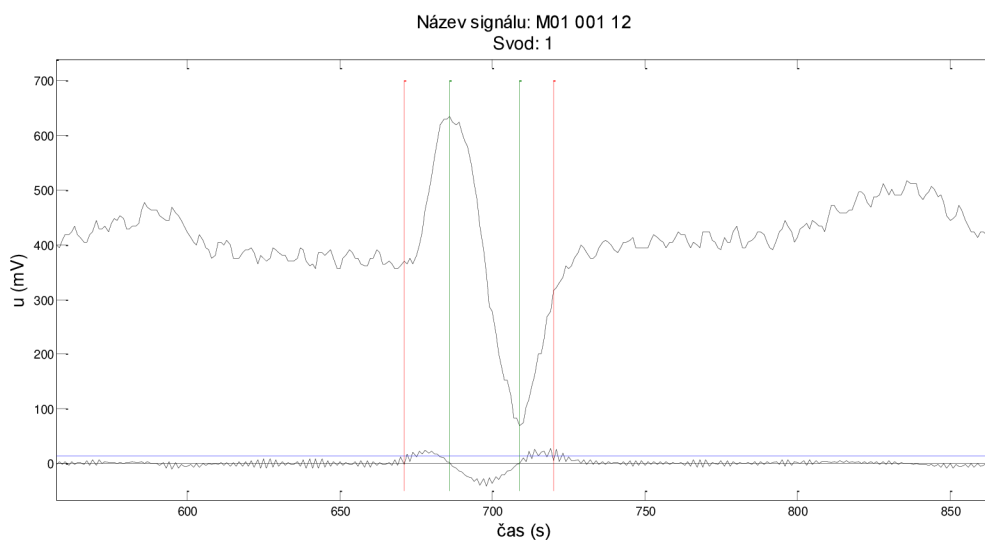


Výsledek detektoru QRS komplexu po korekci s ostatními svody (obr. 4.8).

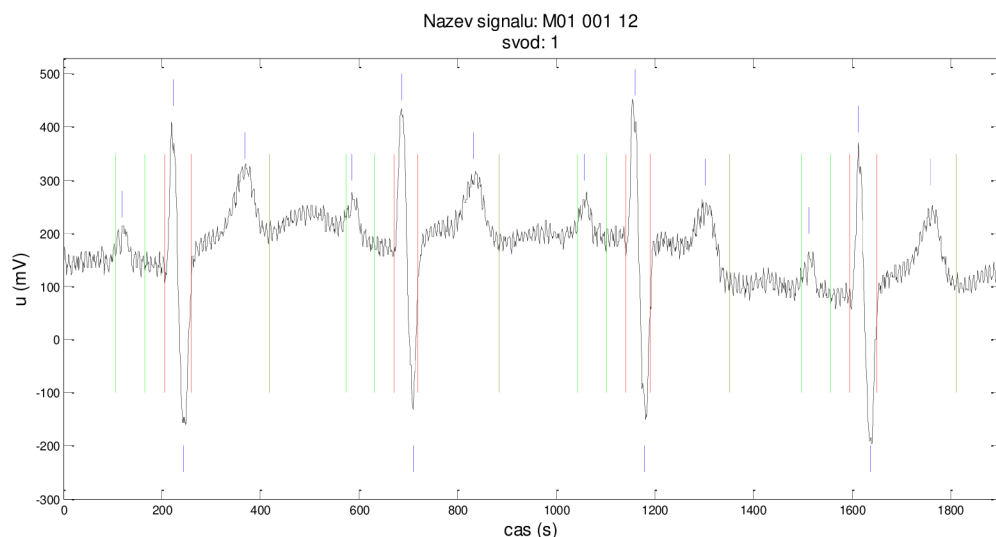


**Obr. 4.9: Výsledek detekce vln P, T a kmitů R,S. Zeleně P vlny. Modře QRS komplex. Červeně T vlny.**

Program úspěšně detekuje jednotlivé vlny a kmitů v signálu (obr. 4.9). Na obr. 4.10 je znázorněn princip detekce vln a hranic v signálu. V horní části obrázku se nachází vstupní signál EKG. Pod ním je průběh pomocného diferenciovaného signálu *ECGDER*. Kmitů a vlny vstupního EKG signálu jsou v signálu *ECGDER* představovány jako průchod nulou mezi lokálním maximem a lokálním minimem, to je znázorněno zeleně. Hranice jednotlivých vln a kmitů jsme určili pomocí prahu. Pokud hodnota signálu *ECGDER* klesne pod práh je stanovena hranice (červeně). Obr. 4.11 představuje výstup programu. Je to ukázka funkce rozměření realizace této metody.

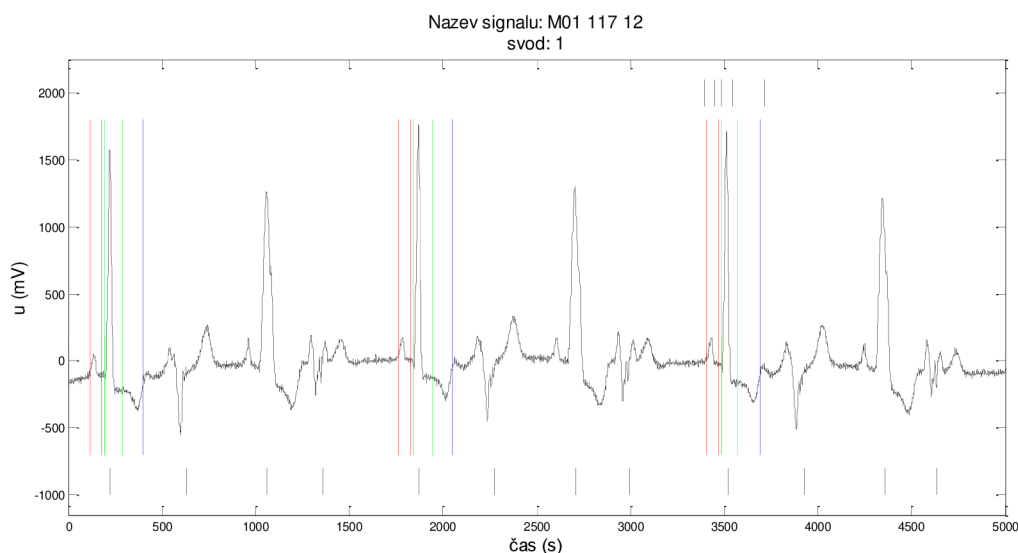


**Obr. 4.10: Princip rozměření QRS komplexu. Nahoře EKG signál. Dole signál ECGDER. Modře práh. Červeně hranice QRS komplexu. Zeleně kmitů QRS komplexu.**

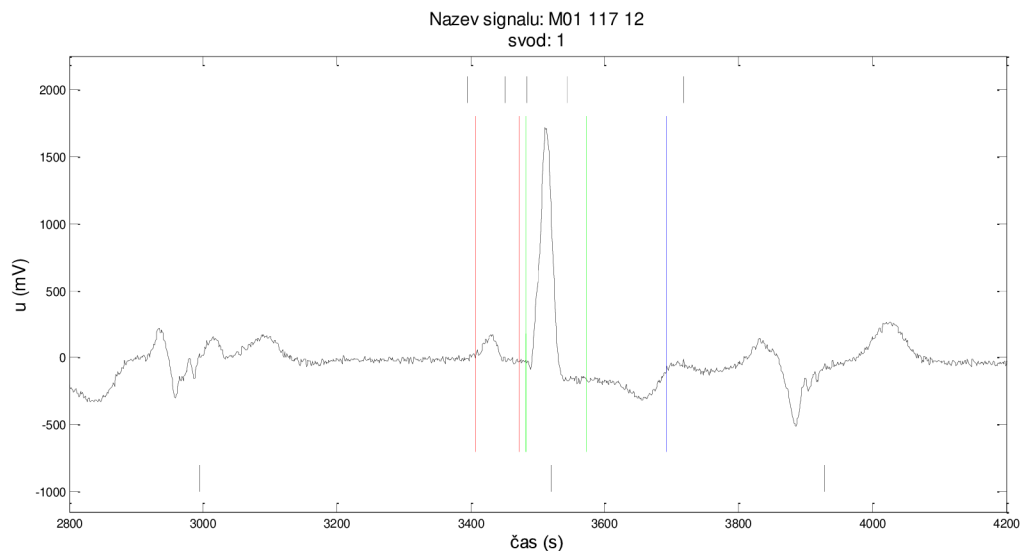


**Obr. 4.11: Ukázka rozměření EKG signálu. Modře pozice kmitu a vln. Zeleně vlna P. Červeně QRS komplex. Tmavě zeleně konec T vlny.**

Na obr. 4.12 a obr. 4.13 je rozměření signálu M01 117 12. Rozměření u tohoto signálu dopadlo lépe u předchozí metody. Metoda založená na číslicové filtraci provádí korekci QRS komplexů mezi všemi svody. QRS komplexy se nachází v místech průchodu nulou v diferenciovaném signálu. Pokud signál obsahuje hodně zákmitů, jako v tomto signálu je obtížné provést správnou detekci QRS komplexu.



**Obr. 4.12: Rozměření hranic jednotlivých vln EKG signálu M01 117 12. Červeně P vlny. Zeleně QRS komplex. Modře T vlny.**



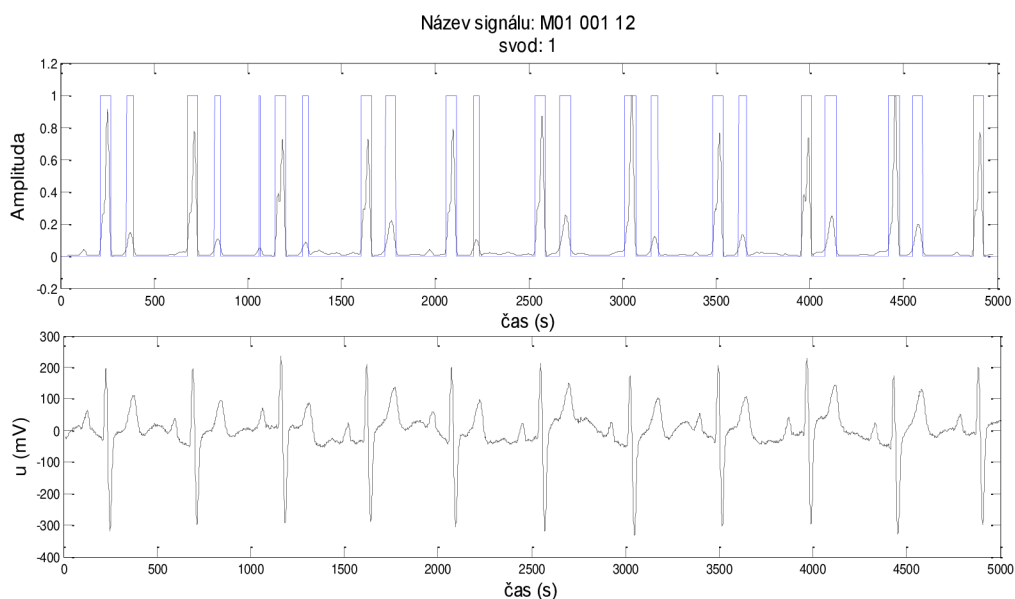
**Obr. 4.13: Detail rozměření hranic jednotlivých vln EKG signálu M01 117 12. Červeně P vlny. Zeleně QRS komplex. Modře T vlny**

#### 4.4 Metoda s využitím kvantizačního prahu

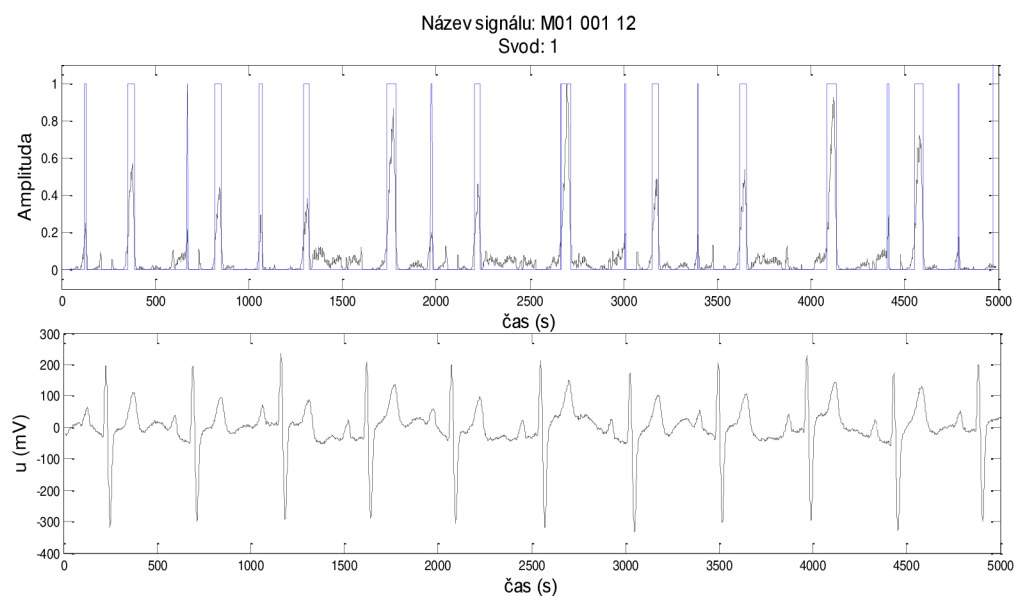
U třetí metody jsme použili pro vyznačení a rozměření jednotlivých vln obdélníkový pulz, který by ideálně podle autorů (5) měl opisovat jednotlivé vlny. Na obr. 4.14 je znázorněná detekce QRS komplexu pomocí obdélníkového pulsu. Na tomto obrázku můžeme vidět, že obdélníkový pulz přechází do hodnoty 1, pokud se v signálu nachází QRS komplex. V našem případě to nefunguje bezchybně. Proto jsme v algoritmu použili podmínku, že jednotlivé komplexy musí mít od sebe minimální určenou vzdálenost

Na dalším obrázku (obr. 4.15) je ukázka požití obdélníkového pulzu po odstranění všech QRS komplexu, které nám detekuje algoritmus. Podle nového prahu se obdélníkový pulz nastavit na hodnotu 1 při pravděpodobnosti výskytu P a T vln.

Princip obdélníkového pulsu nefunguje na sto procent z důvodu nedokonalého předzpracování signálu.

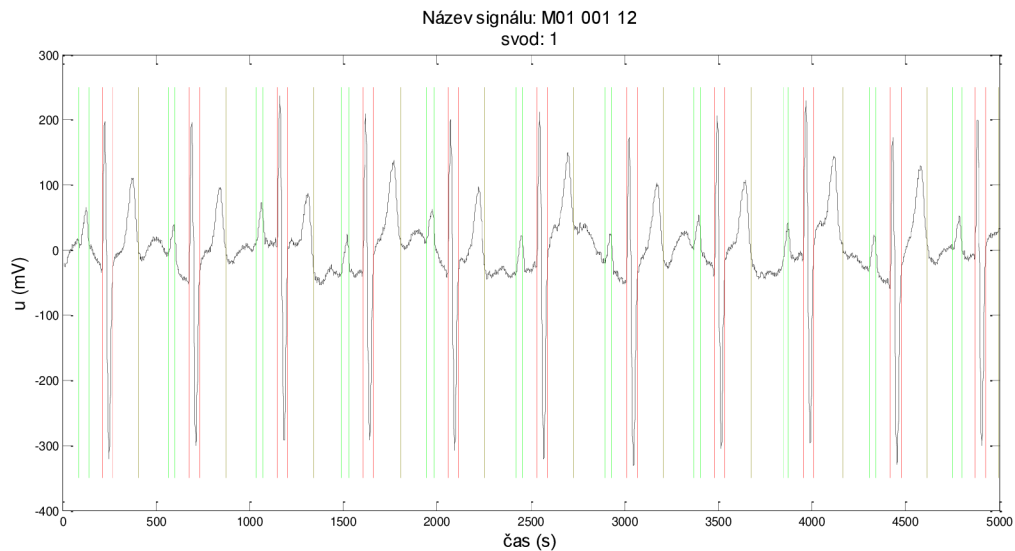


**Obr. 4.14: Detekce QRS komplexu pomocí obdélníkového pulsu (Nahoře). EKG signál po filtraci (dole)**

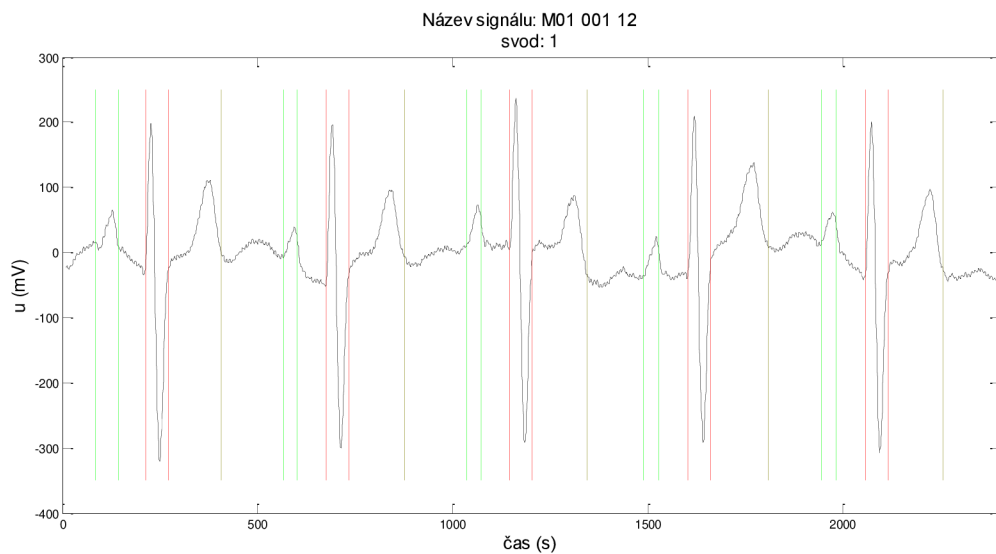


**Obr. 4.15: Detekce vln P a T pomocí obdélníkového pulsu (Nahoře). EKG signál po filtraci (dole)**

Výsledek třetího rozměřovacího algoritmu na signálu M01 001 12 je znázorněn na obr. 4.16 a obr. 4.17. A rozměření signálu M01 117 12 je na obr. 4.18 a obr. 4.19. Při použití obdélníkových pulsů dochází k odchylce ve většině případů, jako k posunu rozměřených pozic směrem k vrcholu vlny nebo kmitu.

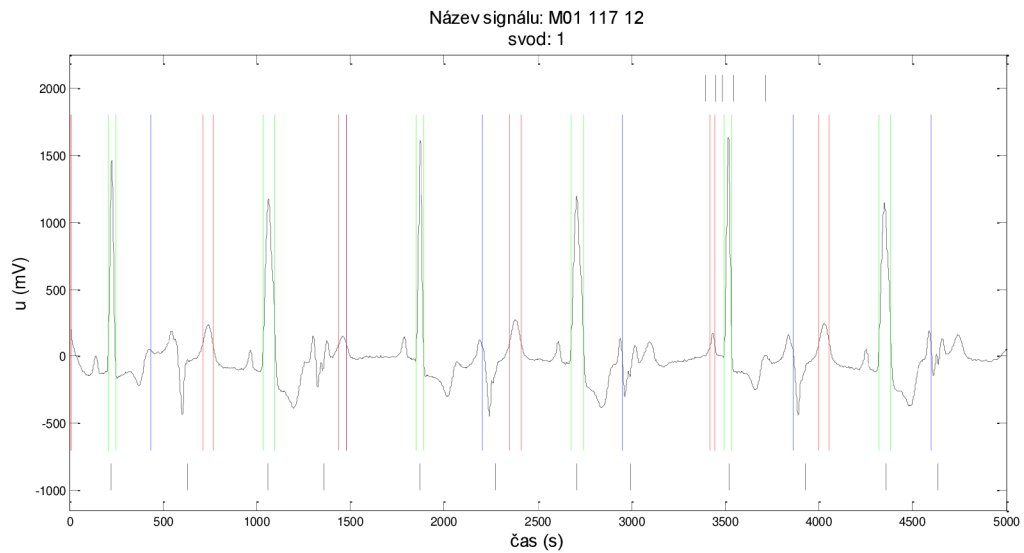


**Obr. 4.16: Ukázka rozměření signálu pomocí třetího algoritmu. Zeleně začátek a konec P vln. Červeně začat a konec QRS komplexů. Tmavě zeleně konec T vln.**

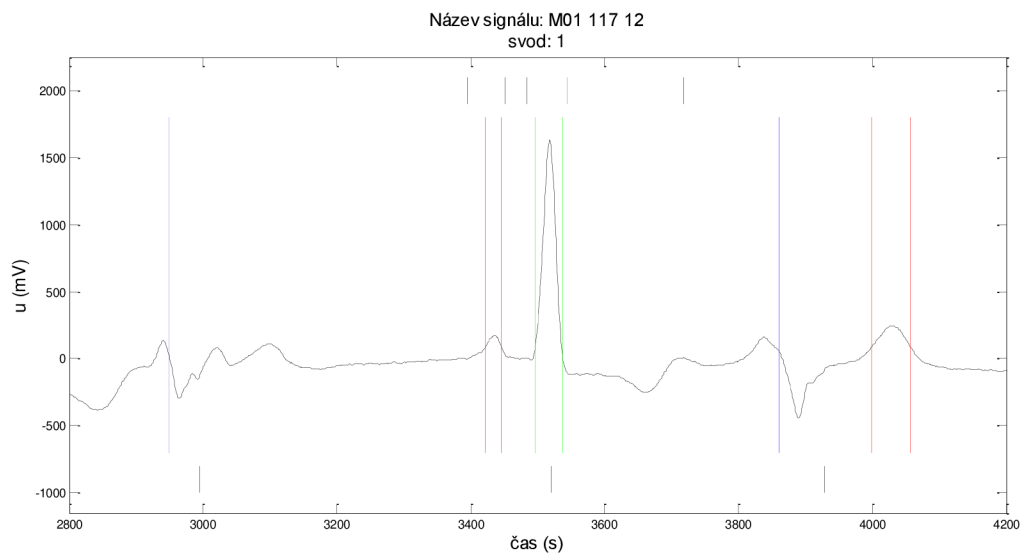


**Obr. 4.17: Detail výsledku rozměření signálu z obr. 4.12**

Při rozměření signálu M01 117 12, měl algoritmu největší problém se správnou detekcí a rozměření T vlny. T vlnu v tomto signále tvoří řada zákmitu a obdélníkový puls přesně neobsáhl hledanou vlnu. Hlavní rozdíl od předchozích algoritmů je, že detekce a rozměření P a T vln nevychází z QRS komplexu. Detekce P a T vln se provádí nezávisle na detekci QRS komplexu.



**Obr. 4.18: Rozměření hranic jednotlivých vln EKG signálu M01 117 12. Červeně P vlny. Zeleně QRS komplex. Modře T vlny.**



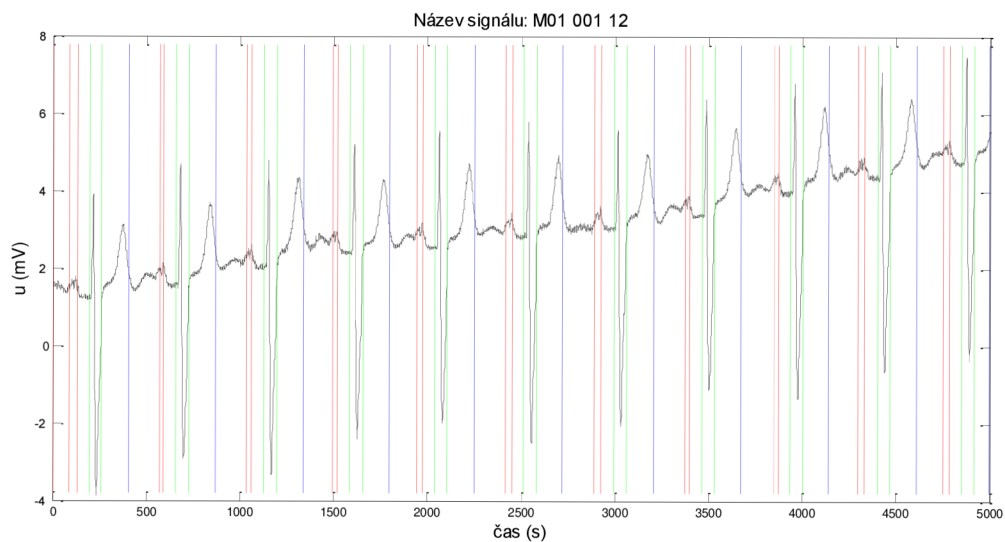
**Obr. 4.19: Detail rozměření hranic jednotlivých vln EKG signálu M01 117 12. Červeně P vlny. Zeleně QRS komplex. Modře T vlny.**

## 4.5 Kombinace metod

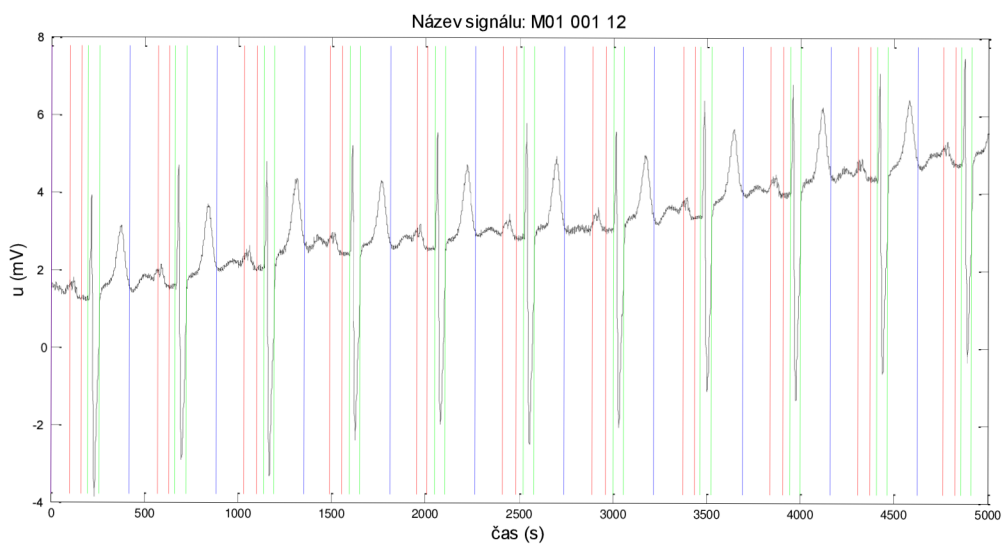
Za účelem zvýšení účinnosti detekce, bylo našim zadáním kombinovat pozice získané výše uvedenými metodami. Kombinace metod probíhá pomocí shlukové analýzy. Výsledkem každé námi realizovaných metod jsou pozice rozměřených EKG signálů. Pro testování realizovaných metod jsme vytvořili algoritmus pro automatické testování na signálech z databáze CSE. Tato databáze obsahuje 125 signálů. Každý signál obsahuje 12 svodů. Testovací algoritmus postupně na všechny signály použije všechny tři rozměřovací metody. Výsledkem z jednoho signálu jsou pozice získané z 12 svodů. Tyto pozice se zpřesní pomocí shlukové analýzy. Takto proběhne algoritmus u všech 125 signálů. Posledním krokem je kombinace metod. Pro každý signál jsme získali tři vektory rozměřených pozic podle tří použitých metod. Po požití shlukové analýzy jsme získali pouze jeden vektor, který obsahuje nejpravděpodobnější správné pozice rozměřených signálů pomocí tří různých metod.

Pro vyhodnocení výsledku a účinnosti algoritmů jsme použili seznam rozměřených pozic EKG v CSE, který jsme měli spolu s databází CSE k dispozici. Naš algoritmus postupně projel rozměřené pozice u každého signálu, metody a kombinace metod a odečetl od nich nejbližší hodnotu pozice získanou z referenčních hodnot pro daný signál. Pro odstranění extrémních hodnot jsme stanovili práh. Tento práh udává, o jak velký může být rozdíl od rozměřené a skutečné pozice. Pokud tento rozdíl je větší než stanovený práh, můžeme konstatovat, že použitý algoritmus metody v této pozici selhal a danou pozici nedetekoval. Pro dosažení výsledků jsme použili dvě hodnoty prahů, 100 a 50 ms.

Prvním krokem při kombinaci metod je shluková analýza všech svodů jednotlivých signálů. Každý signál obsahuje 12 svodů, pomocí shlukové analýzy jsme zpřesnili výsledky rozměřených pozic. Nastavili jsme práh na polovinu detekcí. Pokud byla daná pozice nalezena v rozptylu 50 ms alespoň v polovině svodů, je tato pozice určena za správnou detekci. Tato podmínka shlukové analýzy funguje u všech metod, tím se eliminuje extrémní a náhodné pozice. Např. pokud se pozice detekuje pouze v jedné nebo dvou ze 12-ti svodů můžeme předpokládat, že se jedná o falešnou detekci. Následující obrázky 4.20 až 4.22 představují rozměření signálu postupně každou metodou. Na obr. 4.23 je znázorněné rozměření po kombinaci signálu. Podmínku pro určení správnosti detekce jsme určili, že se pozice musí vyskytovat alespoň ve dvou ze signálů. Každá z metod našla stejné pozice s různou odchylkou, jak je možné vidět na obrázcích níže. Po kombinaci metod se dílčí pozice zprůměrují, což vede k objektivnějšímu výsledku.

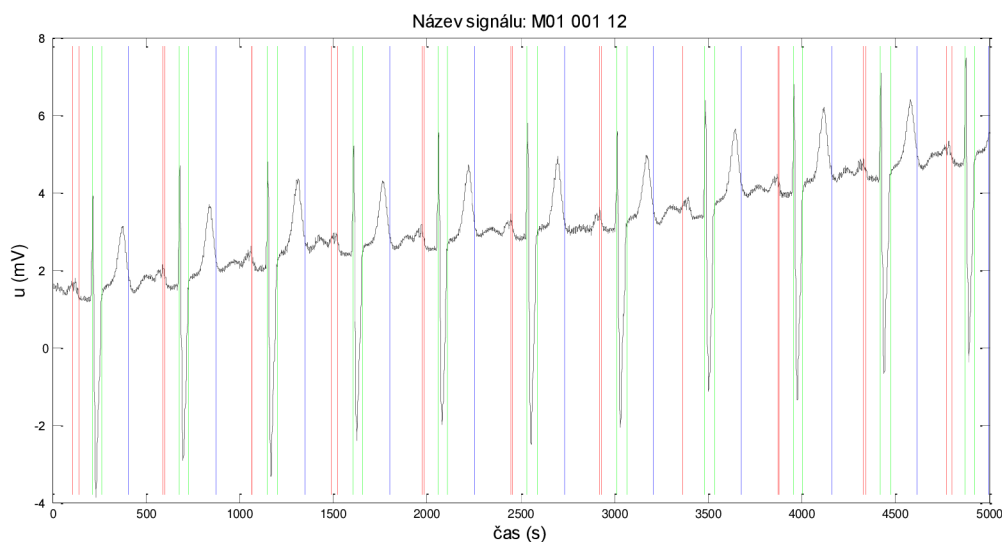


**Obr. 4.20: Výsledek rozměření signálu M01 001 12. Metoda založena na vlnkové transformaci.**

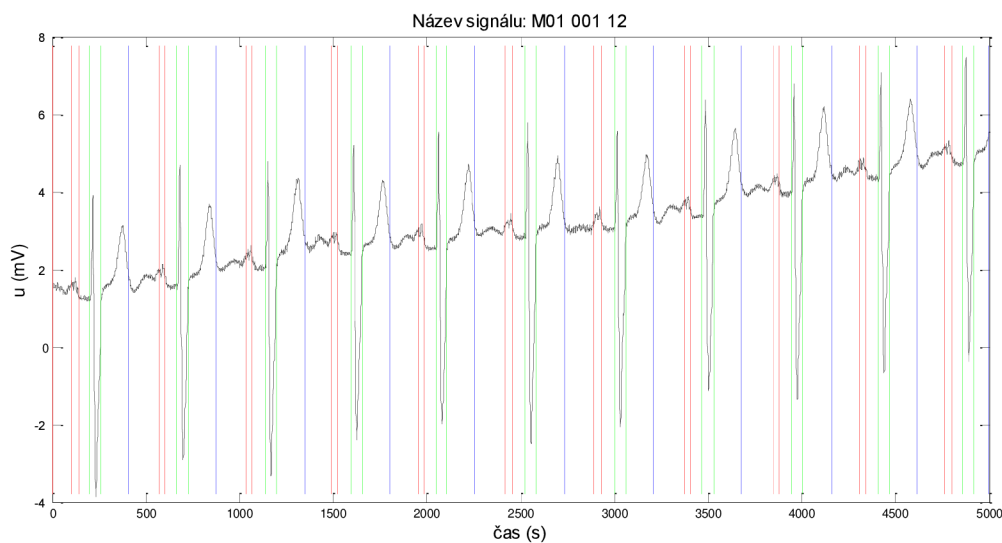


**Obr. 4.21: Výsledek rozměření signálu M01 001 12. Metoda založena číslicové filtraci.**





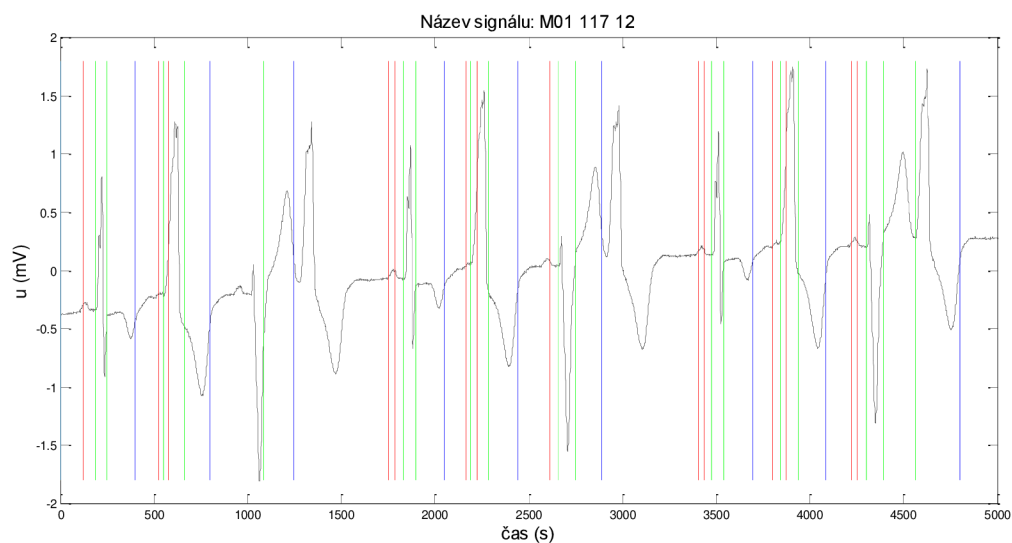
**Obr. 4.22: Výsledek rozměření signálu M01 001 12. Metoda založena využívající kvantizačního prahu.**



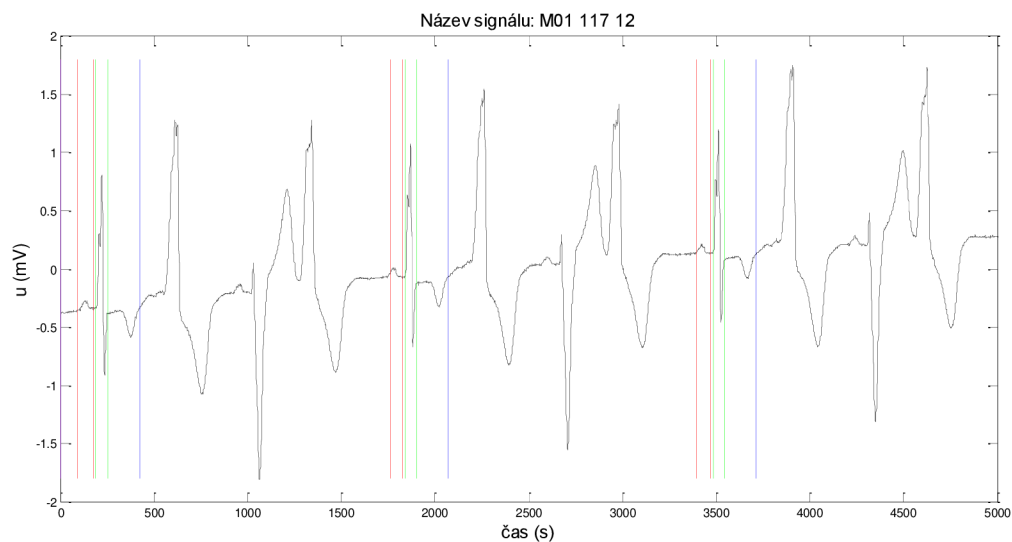
**Obr. 4.23: Výsledek rozměření signálu M01 001 12. Kombinace metod.**

Signál M01 001 12 jak je vidět na obrázcích má zřetelný průběh a jednotlivé vlny a kmity jsou dobře patrné. Rozměření proto proběhlo v pořádku s dobrou spolehlivostí a přesností. Na dalších obrázcích 4.24 až 4.27 je znázorněné rozměření signálu M01 117 12. Jedná se o signál s problémovou detekcí vln a rozměření. Hlavním problémem při rozměření toho signálu byla správná detekce QRS komplexu. Bez správně určené pozice QRS komplexu žádný z algoritmů nebyl schopen provést rozměření signálu. Na následujících obrázcích je možné vidět, jak proběhla detekce a rozměření signálu postupně každou metodou. Nejlepší

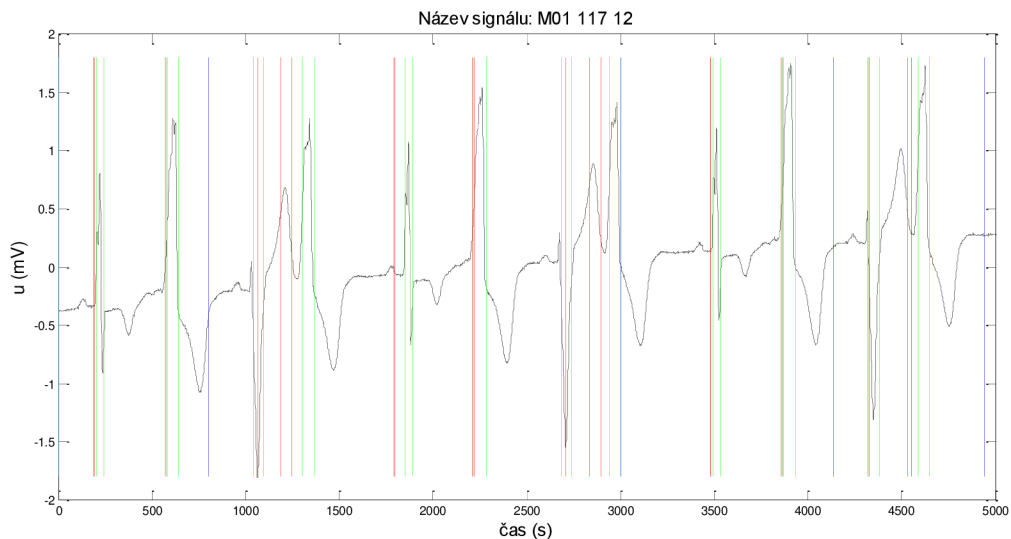
spolehlivost rozměření u signálu M01 117 12 jsme dosáhli pomocí metody využívající vlnkovou transformaci. U dalších použitých metod rozměření do jisté míry selhalo.



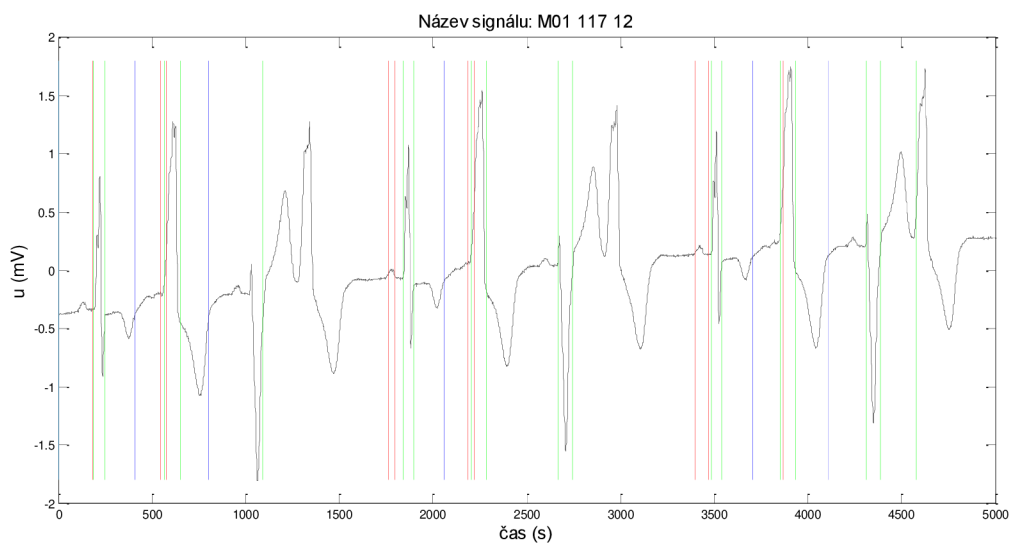
**Obr. 4.24: Výsledek rozměření signálu M01 117 12. Metoda založena na vlnkové transformaci.**



**Obr. 4.25: Výsledek rozměření signálu M01 117 12. Metoda založena na číslicové filtraci.**



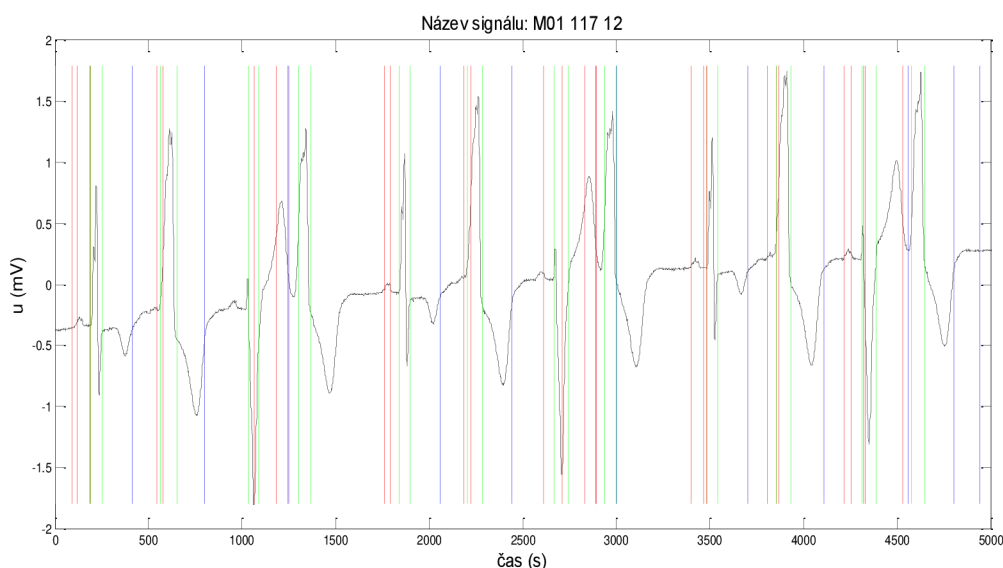
**Obr. 4.26: Výsledek rozměření signálu M01 117 12. Metoda založena využívající kvantizačního prahu.**



**Obr. 4.27: Výsledek rozměření signálu M01 001 12. Kombinace metod.**

Na obr. 4.27 je znázorněný výsledek rozměření po kombinaci signálu. Detekce proběhla, ale s poměrně malou spolehlivostí. Hodně objektů zůstalo bez detekce a rozměření. Pro zvýšení spolehlivosti detekce by bylo možné upravit podmínku u shlukové analýzy. Určení správné detekce, by mělo stačit detekováním pozice u jedné metody, tím by se zvětšila spolehlivost detekce, ale pravděpodobně na úkor přesnosti. Výsledek rozměření při nových podmínkách

shlukové analýzy je na obr. 4.28. Bylo detekováno i rozměřeno větší množství objektů, ale zároveň proběhlo i větší množství falešných detekcí.



**Obr. 4.28: Výsledek rozměření signálu M01 001 12. Kombinace metod s novou podmínkou pro shlukovou analýzu**

## 4.6 Výsledky a srovnání rozměřovacích algoritmů

Pro srovnání rozměřovacích algoritmů se používá dva kritéria. Prvním je senzitivita  $Se$ , která udává spolehlivost detekce použitého algoritmu. Vypočítá se pomocí vzorce:

$$Se = \frac{TP}{TP+FN} \quad (4.1)$$

kde TP udává počet skutečně pozitivních detekcí a FN udává počet falešně negativních detekcí.

Druhé kritérium udává přesnost detekce algoritmu a skládá se z průměrné odchyly  $m$  a směrodatné odchyly  $s$ . Tyto odchyly jsou určeny rozdílem mezi detekovanými pozicemi a referenčními hodnotami. Autoři CSE databáze určili toleranci dvou směrodatných odchylek  $2s_{cse}$ , které by měly rozměřovací algoritmy splnit.

Výsledky a srovnání rozměřovacích algoritmů na standartních svodech CSE databáze a jejich srovnání je znázorněné v tab. 4.2. V tabulce jsou vypsané metody vždy po párech. Výsledky metody z literatury a pod ni, výsledky námi realizované stejné metody.

**Tab. 4.2: Výsledky a srovnání rozměřovacích algoritmů**

Práh= 50 ms	Parametr	začátek P	konec P	začátek QRS	konec QRS	konec T
<b>Martínez a kolektiv (13)</b>	Se (%)	x	x	x	x	x
	m ± s (ms)	-4,9 ± 5,4	-1,0 ± 6,4	1,3 ± 6,3	5,8 ± 10,9	1,3 ± 21,8
<b>Metoda 1</b>	Se (%)	86,40	73,81	99,21	96,03	87,30
	m ± s (ms)	-4,34 ± 12,08	-31,99 ± 9,29	-8,77 ± 7,7	-8,09 ± 13,43	-34,5 ± 11,08
<b>LAGUNA a kolektiv (12)</b>	Se (%)	x	x	x	x	x
	m ± s (ms)	1,0 ± 7,9	-1,0 ± 5,1	-2,1 ± 7,4	-0,2 ± 3,6	2,6 ± 10,5
<b>LAGUNA a kolektiv (12)</b>	Se (%)	x	x	x	x	x
	m ± s (ms)	-0,1 ± 5,7	0,5 ± 8,3	-3,6 ± 4,2	0,1 ± 7,7	9,7 ± 16,5
<b>Metoda 2</b>	Se (%)	84,00	80,16	93,65	91,27	61,11
	m ± s (ms)	8,29 ± 13,4	28,61 ± 17,4	3,26 ± 7,68	-3,15 ± 12,8	12,4 ± 24,22
<b>CHOUHAN a kolektiv (5)</b>	Se (%)	x	x	x	x	x
	m ± s (ms)	3,2 ± 9,2	9,4 ± 27,6	-7,5 ± 6,6	0,9 ± 9,2	-18,5 ± 14,4
<b>Metoda 3</b>	Se (%)	36,00	75,40	99,21	99,21	80,95
	m ± s (ms)	30,7 ± 17,4	-4,5 ± 26,6	19,8 ± 11,05	0,51 ± 9,64	25,58 ± 17,74
<b>Kombinace metod</b>	Se (%)	92,00	88,89	100	99,21	93,65
	m ± s (ms)	9,64 ± 14,49	-0,66 ± 26,57	3,26 ± 7,80	-4,31 ± 7,82	-26,04 ± 17,4
<b>Tolerance (2s<sub>CSE</sub>)(ms)</b>	(ms)	10,2	12,7	6,5	11,6	30,6

V tab. 4.3 jsou znázorněné hodnoty při nastavení prahu na 100 ms. Zvětšením prahu se zvedne spolehlivost rozměřovacího algoritmu, ale zmenší se přesnost detekce požadovaných pozic.

**Tab. 4.3: Výsledky a srovnání rozměřovacích algoritmů**

Práh= 100 ms	Parametr	začátek P	konec P	začátek QRS	konec QRS	konec T
<b>Metoda 1</b>	Se (%)	89,60	93,65	99,21	99,21	95,24
	m ± s (ms)	-4,19 ± 16,58	-31,19 ± 28,1	-8,77 ± 7,70	-9,85 ± 16,37	-35,59 ± 16,5
<b>Metoda 2</b>	Se (%)	88,80	85,71	93,65	93,65	84,92
	m ± s (ms)	7,68 ± 21,60	28,91 ± 24,6	3,26 ± 7,68	-2,61 ± 15,40	28,50 ± 36,7
<b>Metoda 3</b>	Se (%)	74,40	95,24	99,21	99,21	95,24
	m ± s (ms)	49,53 ± 33,06	5,91 ± 40,05	19,80 ± 11,05	-0,51 ± 9,64	-31,59 ± 22,1
<b>Kombinace metod</b>	Se (%)	97,60	99,21	100,00	100,00	99,21
	m ± s (ms)	9,60 ± 22,74	3,10 ± 35,23	3,26 ± 7,80	-4,71 ± 8,96	-27,94 ± 18,7
<b>Tolerance (2s<sub>CSE</sub>)(ms)</b>	(ms)	10,2	12,7	6,5	11,6	30,6

## 4.7 Diskuze dosažených výsledků

Cílem práce bylo dokázat výhodu kombinace metod k dosažení lepších výsledku rozměření EKG signálu. Námi realizované metody nedosahují požadovaných výsledku při srovnání s předlohou, viz tab. 4.2. Nicméně můžeme v této tabulce vidět, že po kombinaci metod došlo ke zlepšení spolehlivosti detekce pozic ( $Se$ ), v porovnání s námi realizovanými metodami. Pokud jedna z metod selhala při detekování pozice, kombinací se zbylými metodami se detekce této pozice výrazně zlepšila. Např. v tab. 4.2 je u metody 3 velmi malá spolehlivost i přesnost detekce začátku i konce vlny P. Po kombinaci metod se hodnoty přesnosti i spolehlivosti zlepšily dokonce na lepší hodnoty, než dosahují zbylé námi realizované metody. Kombinací metod se větší míře zlepšil počet správně detekovaných pozic. Z důvodu shlukové analýzy se odstraní falešně detekované pozice získané pouze u jedné metody a potvrdí se správně detekované pozice získané zároveň dvěma nebo všemi metodami. Přesnost detekce pozic je ovlivněna tím, že po shlukové analýze se pozice ve stejném shluku průměrují. Zde může dojít ke zhoršení. V případě že jedna z metod detekovala pozici s nulovou odchylkou, po zprůměrování s dalšími metodami, kde už jistá odchylka nastala, se přesnost zhorší.

V další tabulce (tab. 4.3) jsou znázorněny výsledky našich metod s úrovní prahu 100 ms. S takto nastaveným prahem algoritmy dosahují vysokých hodnot spolehlivosti avšak na úkor přesnosti detekce. Při kombinaci metod se zvedne spolehlivost detekce u všech parametrů nad 97 % a částečně se zlepšila i přesnost.

## 5 Závěr

V této diplomové práci jsme nastudovali a popsali charakteristiku a průběh EKG signálu, spolu se způsobem měření EKG signálu. Dále jsou zde popsány základní principy a metody rozměření EKG signálů. Dle zadání jsme nastudovali a popsali základní metody a principy shlukové analýzy. V prostředí Matlab jsme realizovali 3 různé algoritmy pro rozměřování EKG signálů. Jako předlohy pro vytvořené algoritmy jsme zvolili 3 metody. První metoda je založena na vlnkové transformaci a byla vytvořena autory Martínez a kolektiv, popsána v lit. (13). Druhou metodu jsme zvolili od autorů Laguna a kolektiv z lit. (12). Tato metoda je založena na číslicové filtraci. Poslední zvolenou metodou je od autoru Chouhan a kolektiv (5), která využívá matematické transformace a k rozměření signálu používá obdélníkový puls.

Vytvořené metody jsme otestovali na kompletní databázi EKG signálů CSE a dosažené výsledky jsme srovnali s předlohami. Dosažené výsledky získaných pozic z námi realizovaných metod jsme kombinovali pomocí shlukové analýzy. V poslední části jsme zhodnotili a porovnali získané výsledky z realizovaných metod a z kombinace metod. Žádoucím cílem práce bylo dokázat zlepšení účinnosti a přesnosti rozměření po kombinaci vytvořených metod.

Výsledky rozměření signálů vytvořených algoritmů jsou v tab. 4.2 v kapitole 4.6. Při srovnání námi realizovaných metod s jejich předlohami jsme nedosáhli dostatečně uspokojivých výsledků, avšak z výsledků vyplývá, že realizované metody fungují. Každá z vytvořených metod má slabiny při detekci jiných pozic u testovaných signálů. To je způsobeno tím, že každá metoda je realizovaná odlišnou metodou založenou na jiném principu. Po kombinaci metod by se dle teorie měly výsledky globálně zlepšit. Pokud u jedné ze tří metod detekce pozice selhala, po kombinaci zůstane správně detekovaná pozice ze zbylých dvou detektorů. Po kombinaci metod jsme dosáhli zlepšení spolehlivosti i přesnosti rozměření testovaných EKG signálů. Způsob kombinace metod lze tedy posoudit jako účinnou metodu pro zlepšení rozměřování EKG signálu.

Dosažení lepších výsledků v této práci by šlo, dosáhnou odladěním vytvořených algoritmů pro zvýšení účinnosti detekce. Nebo také vytvořením dalších rozměřovacích algoritmů, které by zvýšily účinnost detekce při kombinaci metod.

## 6 Seznam použité literatury

- [1] GHAFFARI, A, M R HOMAEINEZHAD, M AKRAMINIA, M ATAROD and M DAEVAEIHA, 2009. A robust wavelet-based multi-lead electrocardiogram delineation algorithm. *Medical Engineering and Physics* [online]. vol. 31, no. 10, pp. 1219–1227.
- [2] HARUŠTIAKOVÁ, Danka, Jiří JARKOVSKÝ, Simona LITTNEROVÁ and Dušek LADISLAV, 2012. *Vícerozměrné statistické metody v biologii*. Brno: Akademické nakladatelství CERM, s.r.o. ISBN 9788072047918.
- [3] HRAZDIRA, Ivo and Vojtěch MORNSTEIN, 2001. *Lékařská biofyzika a přístrojová technika* [online]. 1st ed. Brno: Neptun [accessed. 20. February 2014]. ISBN 80-902896-1-4.
- [4] CHOUHAN, V S and S S MEHTA, 2007. Total removal of baseline drift from ECG signal. In: *Proceedings - International Conference on Computing: Theory and Applications, ICCTA 2007* [online]. p. 512–515.
- [5] CHOUHAN, V S, S S MEHTA and N S LINGAYAT, 2008. Delineation of QRS-complex, P and T-wave in 12-lead ECG. vol. 8, no. 4, pp. 185–190.
- [6] JALIL, B, O LALIGANT, E FAUVET and O BEYA, 2010. Detection of QRS complex in ECG signal based on classification approach. In: *Proceedings - International Conference on Image Processing, ICIP* [online]. p. 345–348.
- [7] JIŘÍ, Jan, 2002. *Číslíková filtrace, analýza a restaurace signálů*. Brno: VUTIUM. ISBN 80-214-1558-4.
- [8] KÖHLER, B.-U., C HENNIG and R ORGLMEISTER, 2002. The principles of software QRS detection. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine* [online]. vol. 21, no. 1, pp. 42–57.
- [9] KOZUMPLÍK, J, 2005. *Multitaktní systémy* [Elektronická skripta]. VUT Fekt, Brno.
- [10] KOZUMPLÍK, J, 2008. *Analýza biologických signálů* [Elektronická skripta]. VUT Fekt, Brno
- [11] KOZUMPLÍK, J, 2010. *Analýza biologických signálu. Úvod EKG* [Výukový text]. VUT Fekt, Brno.
- [12] LAGUNA, P, R JANÉ and P CAMINAL, 1994. *Automatic detection of wave boundaries in multilead ECG signals: validation with the CSE database*. [online]. 1994. B.m.: San Diego: Academic Press, c1967-c2000.



- [13] MARTÍNEZ, Juan Pablo, Rute ALMEIDA, Salvador OLMOS, Ana Paula ROCHA and Pablo LAGUNA, 2004. A wavelet-based ECG delineator: evaluation on standard databases. *IEEE transactions on bio-medical engineering* [online]. 4., vol. 51, no. 4, pp. 570–81. ISSN 0018-9294. Retrieved z: doi:10.1109/TBME.2003.821031
- [14] MEHTA, S, N LINGAYAT and S SANGHVI, 2009. Detection and delineation of P and T waves in 12-lead electrocardiograms. *Expert Systems* [online]. vol. 26, no. 1, pp. 125–143.
- [15] SAINI, I, D SINGH and A KHOSLA, 2012. *QRS detection using K-Nearest Neighbor algorithm (KNN) and evaluation on standard ECG databases* [online]. 2012.
- [16] SILBERNAGL, Stefan and Agamemnon DESPOPOULUS, 2004. *Atlas fyziologie člověka*. 6th ed. ISBN 80-247-0630-X.
- [17] VÍTEK, M, J HRUBEŠ and J KOZUMPLÍK, 2009. A wavelet-based ECG delineation in multilead ECG signals: Evaluation on the CSE database. In: *IFMBE Proceedings* [online]. p. 1724–1727.
- [18] WILLEMS, J L, P ARNAUD, J H VAN BEMMEL, R DEGANI, P W MACFARLANE and C ZYWIETZ, 1990. Common standards for Quantitative Electrocardiography: Goals and main results. *Methods of Information in Medicine* [online]. vol. 29, no. 4, pp. 263–271.
- [19] YEH, Y.-C. and W.-J. WANG, 2008. QRS complexes detection for ECG signal: The Difference Operation Method. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* [online]. vol. 91, no. 3, pp. 245–254.
- [20] WADHWANI, AK and Manish YADAV, no date. “Delineation of ECG Signal by using various method and Techniques”-A Survey Approach. *ijmer.com* [online]. vol. 1, pp. 662–665 [accessed. 10. May 2014]. Retrieved z: <http://www.ijmer.com/papers/vol 1 issue 2/BG011662665.pdf>
- [21] LITTNEROVÁ, Simona and Jiří JARKOVSKÝ. *Pokročilé statistické metody - Shluková analýza*. MUNI IBA, Brno.

# Seznam zkratek a symbolů

EKG – Elektrokardiogram  
CSE – standartní databáze signálů EKG  
avR, avF, avL - Goldbergerovy svody  
I, II, III – Einthovenovy svody  
V1-V6 – hrudní svody  
WT – vlnková transformace  
DTWT- vlnková transformace s diskretním časem  
 $\Psi(t)$  – mateřská vlnka  
a - měřítko  
b – časový posun vlnky  
m – kmitočtové měřítko  
 $H_d, H_h$  – dolní a horní propust  
 $W_0$  – prah  
 $n_{pre}, n_{post}$  – lokální maxima signálu  
RR – časový interval mezi dvěma sousedními kmity R  
fm – mezní frekvence  
ECGDER – diferenciovaný signál  
Fq – filtrovaný signál  
Cq – signál obdélníkového pulsu pro QRS komplex  
Cnq – signál obdélníkového pulsu pro P a T vlny  
D – asociační vzdálenost  
UPGMA, WPGMA – metody posouzení vzdálenosti mezi shluky  
 $2s_{cse}$  – kritérium databáze CSE  
Se – senzitivita  
Tp – skutečně pozitivní  
Fn – falešně negativní  
m –průměrná odchylka  
s – směrodatná odchylka