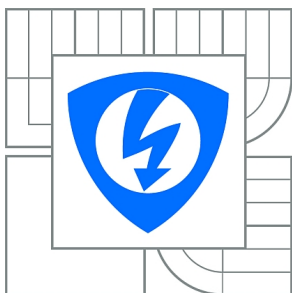


**VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ**

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH  
TECHNOLOGIÍ**

**ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ**

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION  
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

## **DETEKCE P VLNY V EKG SIGNÁLECH**

P WAVE DETECTION IN ECG SIGNALS

**DIPLOMOVÁ PRÁCE**

MASTER'S THESIS

**AUTOR PRÁCE**

AUTHOR

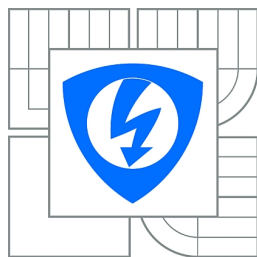
**Bc. JIŘÍ BAJGAR**

**VEDOUcí PRÁCE**

SUPERVISOR

**Ing. LUKÁŠ SMITAL, Ph.D.**

BRNO 2015



**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. Jiří Bajgar

**ID:** 136461

**Ročník:** 2

**Akademický rok:** 2014/2015

**NÁZEV TÉMATU:**

## Detekce P vlny v EKG signálech

### POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Prostudujte problematiku detekcí vln a kmitů v signálu EKG a zaměřte se na detekci přítomnosti P vlny. 2) Z dostupných metod vyberte vhodnou a realizujte (případně ji modifikujte dle vlastního uvážení) v programovém prostředí Matlab. Algoritmus řádně popište. 3) Navrženou metodu detekce otestujte na reálných datech a dosažené výsledky diskutujte. 4) Navrhněte a realizujte algoritmus pro automatické otestování realizované metody na jedné z dostupných databází EKG signálů s referenčními hodnotami (CSE, PhysioNet). 5) Své výsledky statisticky zhodnoťte a srovnajte s výsledky dosaženými jinými metodami. 6) Proveďte diskuzi dosažených výsledků.

### DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] KOHLER, B.-U., C. HENNIG a R. ORGLMEISTER. The principles of software QRS detection. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine. 2002, roč. 21, č. 1, s. 42-57.  
[2] MARTINEZ, J.P., R. ALMEIDA, S. OLMOS, A.P. ROCHA a P. LAGUNA. A Wavelet-Based ECG Delineator: Evaluation on Standard Databases. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2004, roč. 51, č. 4, s. 570-581.

**Termín zadání:** 9.2.2015

**Termín odevzdání:** 22.5.2015

**Vedoucí práce:** Ing. Lukáš Smital, Ph.D.

**Konzultanti diplomové práce:**

**prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.**

*Předseda oborové rady*

### UPOZORNĚNÍ:

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

# Prohlášení

Prohlašuji, že svoji diplomovou práci na téma „*Detekce P vlny v EKG signálech*“ 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 diplomové práce na téma „*Detekce P vlny v EKG signálech*“ 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 jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009Sb.

V Brně dne.....

.....

Bc. Jiří Bajgar

,

## Poděkování

Děkuji vedoucímu diplomové práce Ing. Lukáši Smitalovi, Ph.D za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé diplomové práce.

V Brně dne .....

.....

Bc. Jiří Bajgar

## **Abstrakt**

Cílem této diplomové práce je seznámení s metodami detekce QRS komplexu a následné detekce P vlny. Záměrem je vytvořit program specifikovanou metodou v softwarovém prostředí Matlab, který bude schopný tuto metodu realizovat. V práci jsou popsány základní a důležité metody detekce a následně algoritmus na detekci P vlny. Řešení algoritmu je otestováno na reálných datech. Dále práce popisuje automatické hodnocení signálu a výsledky této automatické funkce.

## **Abstract**

The aim of this diploma thesis is to introduce methods of detection of the QRS complex and the subsequent detection of P waves. The intention is to create a program by specified method in the software Matlab which will be able to implement this method. The thesis describes the basic and important methods of detection and subsequent algorithm to detect P waves. Solution of the algorithm is tested on real data. It also describes the automatic signal evaluation and the results of this automatic function.

## **Klíčová slova**

Detekce, EKG, komplex QRS, P vlna, vlnková transformace, průchody nulou, TP, FN, FP

## **Keywords**

Detection, EKG, QRS complex, P wave, wavelet transform, zero crossing, TP, FN, FP

### **Bibliografická citace**

BAJGAR, J. *Detekce P vlny v EKG signálech*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2015. 68 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Lukáš Smital, Ph.D..

# Obsah

|                                                                         |    |
|-------------------------------------------------------------------------|----|
| Seznam tabulek .....                                                    | 6  |
| Seznam obrázků .....                                                    | 6  |
| 1 Úvod.....                                                             | 10 |
| 2 Činnost srdce a měření EKG.....                                       | 11 |
| 2.1 Činnost srdce .....                                                 | 11 |
| 2.2 Elektrokardiogram (EKG) .....                                       | 12 |
| 2.3 Vlny a intervaly v EKG .....                                        | 14 |
| 2.4 Hodnocení rytmu a poruchy rytmu.....                                | 17 |
| 2.4.1 Náhradní setrvalé rytmy .....                                     | 17 |
| 2.4.2 Extrasystoly .....                                                | 17 |
| 2.4.3 Tachykardie .....                                                 | 18 |
| 3 Metody detekce komplexů QRS .....                                     | 20 |
| 3.1 Obecné schéma detekce QRS .....                                     | 20 |
| 3.2 Metody detekce pomocí diferencí .....                               | 21 |
| 3.3 Metody detekce pomocí číslicové filtrace .....                      | 22 |
| 3.4 Metody detekce pomocí vlnkové transformace .....                    | 23 |
| 3.5 Metoda detekce pomocí umělé neuronové sítě.....                     | 25 |
| 3.6 Ostatní metody.....                                                 | 27 |
| 4 Databáze EKG signálů s referenčními hodnotami .....                   | 28 |
| 4.1 Standardní databáze elektrokardiogramů CSE .....                    | 28 |
| 4.2 PhysioNet – výzkumný zdroj pro komplexní fyziologické signály ..... | 29 |
| 4.2.1 PhysioBank.....                                                   | 29 |
| 4.2.2 PhysioToolkit .....                                               | 30 |
| 4.2.3 PhysioNetWorks.....                                               | 30 |
| 4.2.4 Získání dat z databáze .....                                      | 30 |
| 4.2.5 QT databáze.....                                                  | 32 |
| 5 Realizovaná metoda .....                                              | 33 |

|     |                                                    |    |
|-----|----------------------------------------------------|----|
| 5.1 | Obecně o metodě .....                              | 33 |
| 5.2 | Detekce QRS komplexu .....                         | 36 |
| 5.3 | Rozměření a odstranění komplexu QRS .....          | 40 |
| 5.4 | Detekce P vlny.....                                | 42 |
| 6   | Testování navržené metody na reálných datech ..... | 46 |
| 7   | Algoritmus pro automatické testování .....         | 50 |
| 7.1 | Příprava dat.....                                  | 51 |
| 7.2 | Algoritmus pro automatické testování.....          | 51 |
| 8   | Výsledky a zhodnocení .....                        | 53 |
| 8.1 | Ukázky detekce na databázi QTDB.....               | 53 |
| 8.2 | Výsledky hodnocení .....                           | 55 |
| 8.3 | Diskuse .....                                      | 58 |
| 9   | Závěr .....                                        | 60 |
|     | Použitá literatura .....                           | 61 |
|     | Seznam zkratk .....                                | 64 |
|     | Seznam příloh.....                                 | 65 |
| P1  | Tabulky výsledku automatického vyhodnocení .....   | 66 |

# Seznam tabulek

|                                                                                 |    |
|---------------------------------------------------------------------------------|----|
| Tab. 1: Počet a označení elektrokardiogramů v databázi CSE.....                 | 29 |
| Tab. 2: Datové výňatky používané v databázi QT .....                            | 32 |
| Tab. 3: Hodnoty měřítek pro CSE databázi a dat z databáze PhysioNet .....       | 34 |
| Tab. 4: Tabulka hodnot prahu použitých při detekci .....                        | 41 |
| Tab. 5: D: Records from MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database .....              | 56 |
| Tab. 6: F: Records from “sudden death“ patients from BIH.....                   | 57 |
| Tab. 7: Srovnání výsledků této práce s výsledky dosaženými jinými metodami..... | 57 |
| Tab. 8: A: Records from MIT-BIH Arrhythmia Database .....                       | 66 |
| Tab. 9: B: Records from MIT-BIH ST Change Database .....                        | 66 |
| Tab. 10: C: Records from MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database .....     | 67 |
| Tab. 11: G: Records from MIT-BIH Long-Term ECG Database .....                   | 67 |
| Tab. 12: E: Records from European ST-T Database.....                            | 68 |

# Seznam obrázků

|                                                                                                                              |    |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Obr. 1: Srdeční cyklus s označením důležitých kmitů a vln .....                                                              | 12 |
| Obr. 2 Einthovenovy bipolární končetinové svody I, II a III; vpravo: unipolární Goldbergerovy svody avR, avF a avL [3] ..... | 12 |
| Obr. 3 Vlevo: vytvoření Wilsonovy svorky; vpravo: umístění elektrod hrudních svodů [3] ..                                    | 14 |
| Obr. 4 Základní vlny a důležité intervaly v jednom cyklu signálu EKG [3] .....                                               | 15 |
| Obr. 5: Normální průběh P vlny.....                                                                                          | 16 |
| Obr. 6: P-pulmonale .....                                                                                                    | 16 |
| Obr. 7: Bifidní vlna P .....                                                                                                 | 16 |
| Obr. 8: P-mitrale.....                                                                                                       | 16 |
| Obr. 9 Náhradní junkční rytmus [29] .....                                                                                    | 17 |
| Obr. 10: Flutter síní [29] .....                                                                                             | 19 |
| Obr. 11: Komorová tachykardie [29] .....                                                                                     | 19 |
| Obr. 12: Obecné schéma zpracování a detekce QRS .....                                                                        | 20 |
| Obr. 13: Mateřská vlnka.....                                                                                                 | 24 |
| Obr. 14: Síť typu vícevrstvý perceptron [5] .....                                                                            | 25 |
| Obr. 15: Ukázka samoučící se sítě [5].....                                                                                   | 26 |
| Obr. 16: PhysioBank ATM uživatelské prostředí .....                                                                          | 31 |
| Obr. 17: Ukázka vlnky typu <i>bior1.5</i> v měřících 15, 45 .....                                                            | 34 |
| Obr. 18: Ukázka vlnky typu <i>bior1.5</i> v měřících 8, 23 .....                                                             | 35 |
| Obr. 19: Ukázka transformace původních extrémů a inflexních bodů [22].....                                                   | 35 |

|                                                                                                    |    |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Obr. 20: Blokové schéma algoritmu detekce .....                                                    | 36 |
| Obr. 21: Ukázka nechtěného přechodového jevu.....                                                  | 37 |
| Obr. 22: Ukázka signálu původního (nahore) a signálu po konvoluci.....                             | 38 |
| Obr. 23: EKG signál v měřítku 15 s detekcí R vln .....                                             | 39 |
| Obr. 24: Ukázka detekce QRS na původním signálu (nahore) a signálu transformovaném (dole)<br>..... | 40 |
| Obr. 25: Ukázka rozměření hranic QRS komplexů .....                                                | 41 |
| Obr. 26: Ukázka původního, transformovaného a upraveného signálu s označením hranic QRS<br>.....   | 42 |
| Obr. 27: Puvodní signál bez QRS komplexů a upravený v měřítku 42 .....                             | 43 |
| Obr. 28: Signál bez QRS komplexů s vyznačeným oknem prohledávání.....                              | 43 |
| Obr. 29: Ukázka prahu pro detekci P vlny .....                                                     | 44 |
| Obr. 30: Ukázka původního (nahore) a transformovaného (dole) signálu s detekcí P vlny ....         | 45 |
| Obr. 31: Ukázka rozměření signálu M01_001_12 (svody I, II, III).....                               | 46 |
| Obr. 32: Ukázka rozměření signálu M01_009_12 (svody I, II, III).....                               | 47 |
| Obr. 33: Ukázka rozměření signálu M01_065_12 (svody I, V1, V2).....                                | 48 |
| Obr. 34: Ukázka rozměření signálu M01_054_12 (svody I, II, III).....                               | 48 |
| Obr. 35: Ukázka rozměření signálu M01_054_12 (svody aVR, aVL, aVF).....                            | 49 |
| Obr. 36: Ukázka rozměření signálu M01_054_12 (svody V1, V2, V3) .....                              | 49 |
| Obr. 37: Ukázka poměru detekovaných a referenčních hodnot .....                                    | 53 |
| Obr. 38: Rozměření signálu sel871 .....                                                            | 54 |
| Obr. 39: Rozměření signálu sel103 .....                                                            | 54 |
| Obr. 40: Rozměření signálu sele0116 .....                                                          | 55 |
| Obr. 41: Rozměření signálu sel38 .....                                                             | 55 |

# 1 Úvod

Analýza EKG je široce používána k diagnostice mnoha srdečních chorob, které jsou hlavní příčinou úmrtí ve vyspělých zemích. Vzhledem k tomu že většina klinicky užitečných informací v EKG signálu se nachází v intervalech a amplitudách definována jeho hlavní body (charakteristické vlny, vrcholy a hranice), proto je kladen velký význam vývoji přesných a robustních metod pro detekci těchto důležitých bodů. Proto detekce významných bodů EKG má zásadní význam, zejména pro analýzu dlouhých nahrávek. Ve skutečnosti je důležitá detekce QRS pro určení, srdeční frekvence, a jako referenční bod pro další analýzu signálu EKG.

Protože detekce QRS komplexu je tak důležitá jsou v teoretické části práce představeny hlavní a nejdůležitější přístupy detekce QRS komplexu. I přesto že práce je zaměřena na detekci P vlny je důležité mít správně detekovaný QRS komplex. A většina algoritmu detekuje P vlnu na podobném principu nebo stejnou metodou jako byl detekován právě QRS komplex. Jako základní metody detekcí jsou představeny metody založené na diferenci, číslicové filtraci, vlnkové transformaci, neuronové síti a zmínka o dalších méně známých či používaných metodách.

Pro realizaci detekce P vlny v této práci byla zvolena spojitá vlnková transformace (CWT), protože moderní metody detekce jsou především založeny právě na vlnkových transformacích. V práci je popsán algoritmus postupu detekce jednotlivých důležitých vln i hranic až k detekci samotné P vlny a dále je přidáno krátké zhodnocení funkčnosti.

Následně byla navržena metoda na automatické hodnocení dosažených výsledků. Všechny výstupy z této funkce jsou přehledně zpracovány do tabulek.

Na závěr práce je zařazena ukázka naměřených hodnot, celkové zhodnocení dosažených výsledků a následná diskuze.

## 2 Činnost srdce a měření EKG

Srdce je bezesporu orgán, na jehož mechanickou práci organismus klade zcela mimořádné nároky, uvážíme-li, že vykonává nepřetržitou práci již od třetího prenatálního týdne do konce života. Ačkoliv jde o výkon metabolicky mimořádně náročný, srdce je co do zdrojů nevybíravé: jeho potřeby mohou být hrazeny spalováním dokonce odpadních látek. Pro zotavení má tento orgán k dispozici pouze minimální časové intervaly.[1]

### 2.1 Činnost srdce

Srdeční frekvence činí v klidu 60-80/min. To znamená, že přibližně za 1 s proběhnou 4 fáze činnosti srdečních komor: napínací a vypuzovací fáze systoly a relaxační a plnicí fáze diastoly, na jejímž konci se kontrahují síně. Těmto mechanickým fázím srdeční aktivity předchází elektrické podráždění síní a komor.[2]

#### Srdeční cyklus

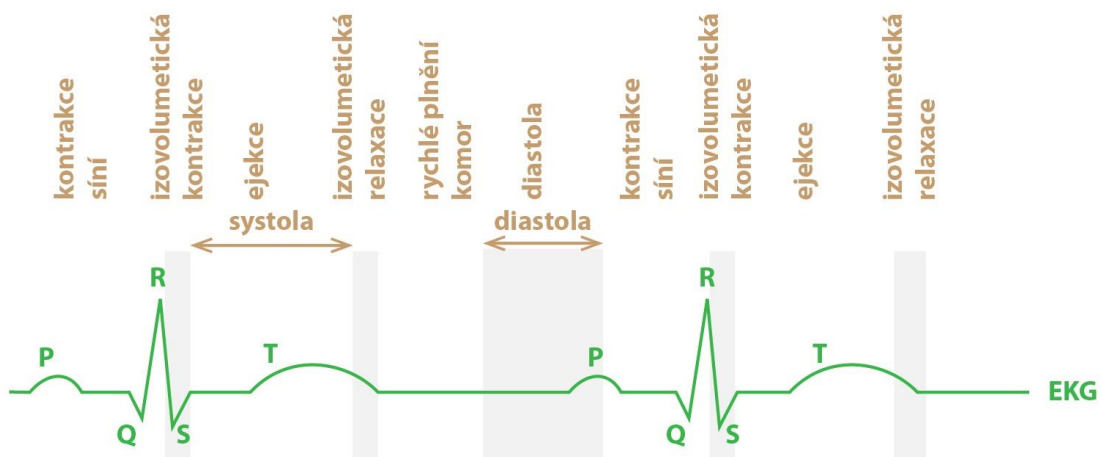
Na konci diastoly komor se depolarizuje sinusový uzel (počátek vlny P v EKG), síně se kontrahují a hned potom jsou aktivovány komory (komplex QRS v EKG). Nitrokomorový tlak začíná stoupat a převyší tlak v síních, takže se uzavřou cípáté chlopně. Tím končí diastola.[2]

Začíná napínací fáze, během níž se komory kontrahují (všechny chlopně uzavřeny), takže nitrokomorový tlak dále velmi rychle stoupá. Když překročí hodnotu tlaku v levé komoře tlak v aortě, otevřou se poloměsíčité chlopně.[2]

Tím je zahájena vypuzovací fáze, během níž dosáhne tlak v levé komoře a v aortě maxima. V této časné fázi je rychle vypuzena největší část tepového objemu, síla proudu krve na začátku aorty stoupá na maximum. Poté ustupuje podráždění myokardu (vlna T v EKG) a nitrokomorový tlak začíná klesat, až nakonec klesne pod hodnotu tlaku v aortě a v arterii pulmonalis, takže se uzavřou poloměsíčité chlopně.[1][2][4]

Nyní začíná diastola komor svou izovolumickou relaxační fází. Mezitím se opět naplnily síně, čemuž napomohl sací účinek komorové systoly způsobený snížením ventilové roviny během vypuzovací fáze. Nitrokomorový tlak prudce klesá a tlak v síních mezitím stoupl, takže se cípáté chlopně opět otevírají.[2]

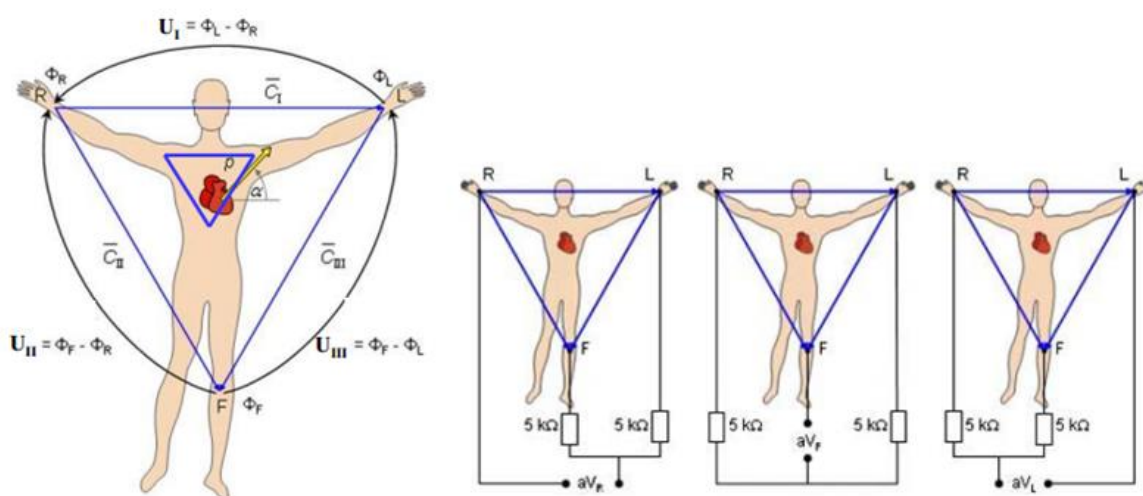
Fáze plnění začíná. Krev nyní teče z předsíní do komor tak rychle, že se komory naplní z 80 % již během čtvrtiny trvání diastoly. Plnění se zpomaluje a nakonec se kontrahují síně. Kontrakce síní přispívá při normální srdeční frekvenci k plnění komor pouze asi z 15 %. Při zvýšené frekvenci se srdeční cyklus zkracuje především na úkor diastoly, takže se systola síní stává pro plnění komor kvantitativně významnější. Celý cyklus můžeme vidět na Obr. 1.[2]



Obr. 1: Srdeční cyklus s označením důležitých kmitů a vln

## 2.2 Elektrokardiogram (EKG)

Rozdíly potenciálů vytvořené elektrickou aktivitou srdce zobrazuje elektrokardiogram (signál EKG). Pro hodnocení signálů EKG je nejvíce využíván systém 12 elektrokardiografických svodů, které jsou založeny na měření napětí mezi různými místy na končetinách a na hrudníku. Končetinové svody vycházejí z **Einthovenova trojúhelníku** s vrcholy na ramenou a pod bránicí (Obr. 2). Jelikož je měrná vodivost končetin asi 8krát větší než vodivost plic, jsou potenciály elektrod umístěných na horních končetinách téměř rovny potenciálům ramen a potenciál levé nohy odpovídá průměrnému potenciálu bránice (pravá noha je připojena na kostru přístroje, tj. přibližně nulový potenciál).[3]



Obr. 2 Einthovenovy bipolární končetinové svody I, II a III; vpravo: unipolární Goldbergerovy svody  $aVR$ ,  $aVL$  a  $aVF$  [3]

### Bipolární Einthovenovy svody (I, II, III)

měří rozdíly potenciálů mezi jednotlivými vrcholy trojúhelníku (Obr. 2 vlevo).

$$U_I = \Phi_L - \Phi_R \quad (1)$$

$$U_{II} = \Phi_F - \Phi_R \quad (2)$$

$$U_{III} = \Phi_F - \Phi_L \quad (3)$$

$$U_I = U_{II} - U_{III} \quad (4)$$

### Unipolární Goldbergerovy svody (avR, avF, avL)

měří rozdíly potenciálů vrcholů trojúhelníku proti průměrnému potenciálu protilehlé strany (Obr. 2 vpravo).

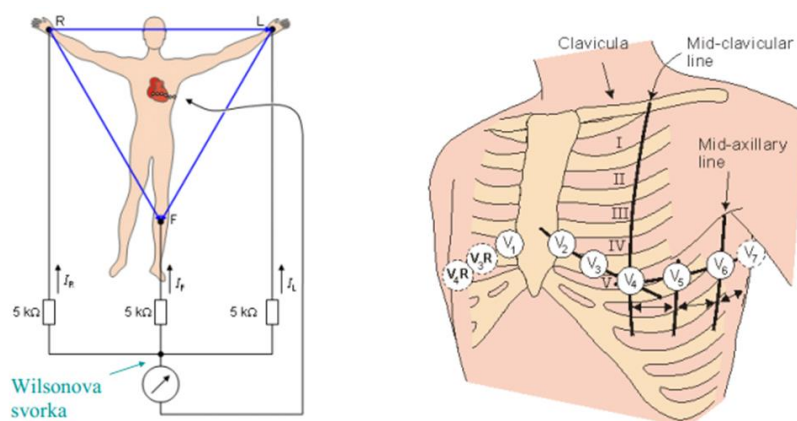
$$U_{avR} = \Phi_R - \frac{\Phi_L + \Phi_F}{2} \quad (5)$$

$$U_{avL} = \Phi_L - \frac{\Phi_R + \Phi_F}{2} \quad (6)$$

$$U_{avF} = \Phi_F - \frac{\Phi_L + \Phi_R}{2} \quad (7)$$

### Unipolární hrudní svody (V1 až V6)

byly zavedeny na základě předpokladu, že potenciály v různých místech hrudníku jsou ovlivňovány především nejbližší částí srdce. Tomu odpovídá také rozmístění elektrod (Obr. 3 vpravo). Měří se napětí proti **Wilsonově sorce** o přibližně nulovém potenciálu (Obr. 3 vlevo).[3]



**Obr. 3 Vlevo: vytvoření Wilsonovy svorky; vpravo: umístění elektrod hrudních svodů [3]**

Obvykle bývá měřeno jen 8 svodů (I, II, V<sub>1</sub> až V<sub>6</sub>), napětí ostatních 4 svodů (III, avR, avF, avL) se dají dopočítat,

## 2.3 Vlny a intervaly v EKG

Základní vlny a důležité intervaly v jednom cyklu signálu EKG jsou naznačeny na Obr. 4

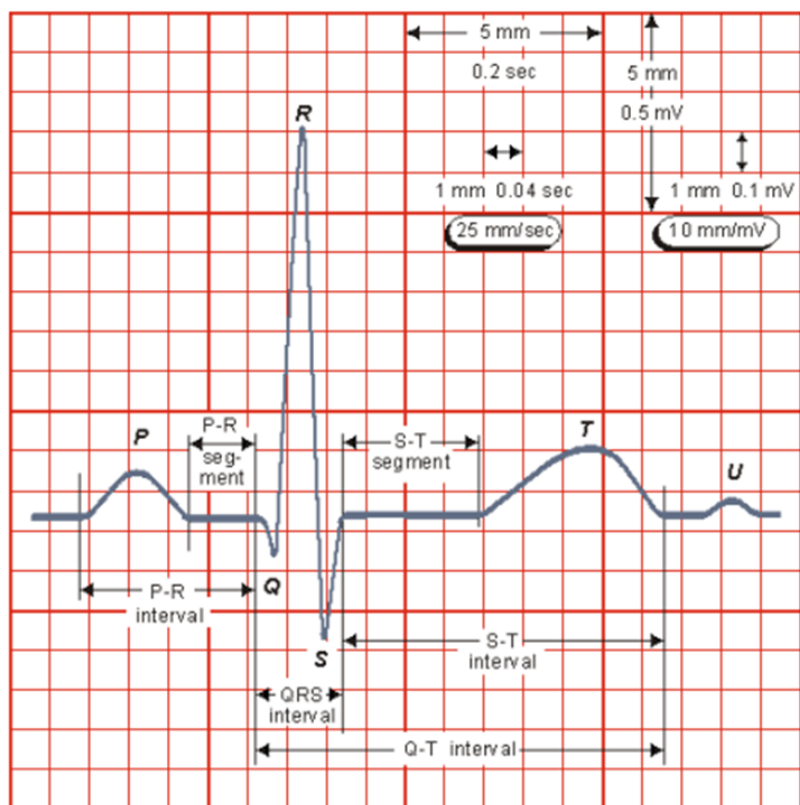
### QRS komplex

Podkladem QRS komplexu je depolarizace komor. Depolarizace je postupná, nejprve se depolarizuje septum z větve levého Tawarova raménka, pak jsou současně aktivovány subendokardiální vrstvy obou komor a odtud se šíří podráždění napříč pracovním myokardem k epikardu. QRS komplex sestává ze 3 kmitů - Q, R a S. Pozitivní kmit (nad izoelektrickou linií) se označuje R - popř. je-li pozitivních kmitů více R', R''. [4]

Negativní kmity (pod izoelektrickou linií) jsou dva, a to: Q (je to první negativní výchylka QRS komplexu a vždy předchází kmit R). Je-li první negativní kmit až po kmitu R, označuje se S. S je negativní kmit, který následuje po kmitu R. [3][4]

Jako QS se označuje komorový komplex, který je tvořen jen jediným negativním kmitem bez pozitivního kmitu R.

- Normální trvání QRS komplexu je 0,06 - 0,10 s



**Obr. 4 Základní vlny a důležité intervaly v jednom cyklu signálu EKG [3]**

### **Vlna T**

je výrazem repolarizace komor. Normálně je vlna T lehce asymetrická (s pozvolným vzestupným a příkrým sestupným ramenem), ve všech svodech je pozitivní (kromě aVR, kde vždy je negativní). Negativní může být T normálně jen ve svodu III a V1.[1][3][4]

- Vlna T trvá normálně 0,2 s a její výška je 2-8 mm.

### **Interval RR**

vyjadřuje dobu trvání komorového srdečního cyklu, měřenou mezi dvěma po sobě jdoucími vlnami R. Interval RR je základní veličinou v každém typu analýzy EKG a používá se k popisu různých arytmí, nebo k analýze variability srdeční tepové frekvence.[6]

### **Interval PQ**

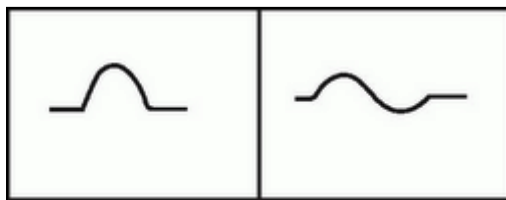
je časový interval měřený od počátku síňové depolarizace k počátku komorové depolarizace. Interval tedy vyjadřuje dobu šíření elektrického impulzu ze sinusového uzlu do srdečních komor. Doba intervalu PQ je slabě závislá na aktuální tepové frekvenci.[6]

## Interval QT

Vyjadřuje časový úsek mezi začátkem depolarizace a dokončením repolarizace komor. Trvání intervalu je závislé na tepové frekvenci, přičemž s vyššími frekvencemi se interval zkracuje. Prodlužování intervalu QT bylo pozorováno při různých srdečních poruchách spojených s rizikem náhlé srdeční smrti.[6]

## Vlna P

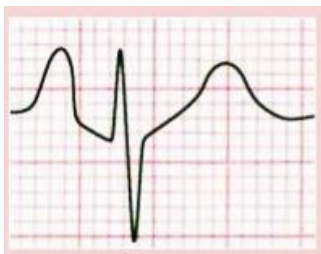
Je projevem depolarizace síní. Je to obvykle pozitivní kulovitá vlna, jejíž výška je maximálně 2,5 mm (0,25 mV) a netrvá déle než 0,10 s (Obr. 5). Normálně může být, a poměrně často je, ve svodu III a V1 negativní (ve svodu aVR je vždy negativní). Ve svodu V1 je často vlna P bifázická (+-). Nejlépe se identifikuje ve svodech II a V1.[4]



**Obr. 5: Normální průběh P vlny**

Je-li vlna P přítomna a je-li v pravidelných vzdálenostech vždy následována QRS komplexem, většinou se jedná o sinusový rytmus. Stačí najít vlny P alespoň v jednom ze svodů. Některé změny tvaru vlny P jsou charakteristické – invertované (negativní) vlny P bývají přítomné u junkčního rytmu.

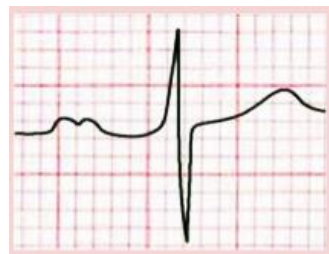
Nadměrně vysoká vlna P v některých svodech bývá přítomna u hypertrofie pravé síně jako tzv. P-pulmonale a rozeklaná (bifidní) vlna P doprovází jako tzv. P-mitrale hypertrofii levé síně. Tyto rozdílné morfologie můžeme vidět na Obr. 6, Obr. 7, Obr. 8.[29]



**Obr. 6: P-pulmonale**



**Obr. 7: Bifidní vlna P**



**Obr. 8: P-mitrale**

## 2.4 Hodnocení rytmu a poruchy rytmu

Nejprve zběžně zhodnotíme, zda je rytmus sinusový nebo nesinusový a pokud je nesinusový, tak o jaký rytmus jde. Zásadní je určit přítomnost a tvar vlny P. Jakmile vlna P není přítomna, máme důvodné podezření, že se nejedná o sinusový rytmus. U tvaru vlny P má i význam zhodnocení, zda je vlna P pozitivní nebo negativní. Negativní vlna P ve většině svodů je typická pro junkční rytmus.[29]

Normální sinusový rytmus může samozřejmě mít svou sinusovou bradykardii i sinusovou tachykardii a nejedná se přitom o poruchu rytmu. [29]

### 2.4.1 Náhradní setrvalé rytmy

#### Náhradní síňový rytmus

Vzruch vzniká sice v síních, ale mimo SA uzel, vlna P bude abnormální (většinou každý QRS bude mít před sebou vlnu P jiného tvaru), QRS bude normální a frekvence bude jen relativně nízká (teoreticky kolem 60-50/min).

#### Náhradní junkční rytmus

Vlna P bude invertovaná nebo bude chybět, ale QRS bude mít normální štíhlý tvar, frekvence bude opět nízká (teoreticky se udává 50-30/min)



Obr. 9 Náhradní junkční rytmus [29]

#### Idioventrikulární náhradní rytmus

Vzniká v komorách, vlna P nebude přítomna, bude přítomný široký abnormální QRS, opět nízká frekvence (teoreticky se udává kolem 30/min a méně) [29]

### 2.4.2 Extrasystoly

Jedná se o předčasně vzniklé vzruchy kdekoliv v myokardu. Na EKG je poznáme tak, že mimo normálního rytmu, tj. pravidelných QRS stejně od sebe vzdálených, najdeme jeden nebo více komplexů QRS, které tam jakoby nepatří. Od předchozího QRS mají menší vzdálenost než by měly mít a mohou mít i abnormální tvar. Dělíme je podle místa vzniku. [29]

## **Supraventrikulární extrasystoly**

- Sinusová – Vzruch vznikne předčasně v SA uzlu, bude přítomna zcela normální vlna P i normální QRS komplex.
- Síňová – Vzruch vznikne předčasně v síni mimo SA uzel, jediný rozdíl oproti sinusové extrasystole bude abnormální tvar vlny P, tvar QRS komplexu bude naprosto normální (protože na komoru se extrasystolický vzruch rozšíří normálně).
- Junkční – V tomto případě bude u extrasystoly chybět vlna P, ale tvar QRS bude opět normální. Vzruch v tomto případě vznikl v AV uzlu.

U vzruchu vzniklého supraventrikulárně se SA uzel předčasně „vybije“ šířeným vzruchem a další vlna P tedy vznikne později než bychom z předchozích vln P před extrasystolou čekali (vzdálenost P před extrasystolou a P po extrasystole bude tedy větší než 2P). [29]

## **Komorové extrasystoly**

Vzruch extrasystoly vzniká v tomto případě v komoře, a proto nalezneme široký a abnormální QRS komplex bez vlny P. Vzruch vzniklý předčasně v komoře se zpátky na síně převést nemůže a pravidelná periodicita SA uzlu nebude narušena. Z toho plyne, že další vlna P vznikne v době očekávané podle vln P předcházejících extrasystole.[29]

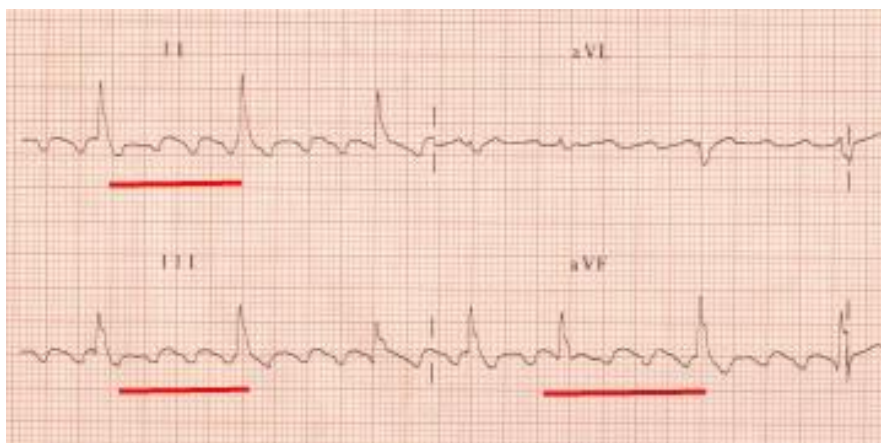
## **2.4.3 Tachykardie**

Tachykardie má frekvenci nad 90/min. Jsou důsledkem poruchy tvorby vzruchu, nebo jeho šíření. Je nutné rozlišit:

### **Supraventrikulární tachykardie**

Síňová tachykardie již porucha rytmu je, vzruch se vytváří mimo SA uzel. Frekvence depolarizace síní bývá obrovská, nicméně AV uzel brání převodu frekvence nad 200/min na komory a při vyšší frekvenci vznikne AV blokáda chránící komory. Frekvence vzruchů bude rychlá, QRS bude štíhlý a bude mu přecházet vlna P, která může mít abnormální tvar. Vzhledem k rychlosti může vlna P nasedat přímo na vlnu T. [29]

Flutter síní je dalším zástupcem. Vzruch opět vzniká v síni, je zde opět vysoká frekvence P vln a v některých svodech uvidíme řadu pravidelných pilovitých flutterových vln. Frekvence komor bude různá, záleží na tom, jak účinná bude blokáda. vzdálenost QRS komplexů bude pravidelná. [29]



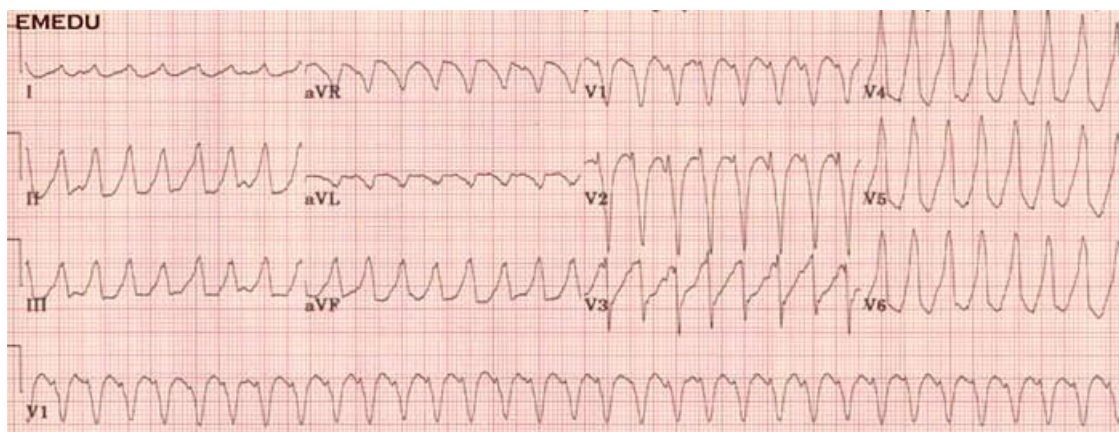
**Obr. 10: Flutter síní [29]**

### **Junkční tachykardie**

Vzruch vzniká v AV uzlu, vlny P zde budou těsně naléhat na komplexy QRS nebo budou za nimi zcela schované. Komplexy QRS budou štíhlé a normální. [29]

### **Komorová tachykardie**

Tato nebezpečná patologie je spojená se vznikem vzruchu v myokardu komor. Vlny P nejsou patrné, vidíme řadu širokých QRS komplexů jdoucích rychle za sebou. Kromě komorové tachykardie známe i fibrilaci komor, což je zřejmě nejzávažnější arytmie vůbec. Je typická velkými nepravidelnými bizarními vlnami zcela nepřipomínajícími normální EKG záznam. [29]



**Obr. 11: Komorová tachykardie [29]**

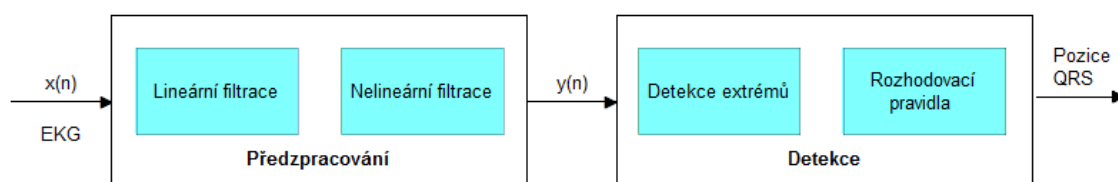
## 3 Metody detekce komplexů QRS

QRS komplex je nejvýraznější průběh v elektrokardiogramu (EKG). Vzhledem k tomu, že odráží elektrickou aktivitu v srdci, v průběhu ventrikulární kontrakce, doba jejího výskytu, i jeho tvarem poskytují mnoho informací o aktuálním stavu srdce. Vzhledem k jeho charakteristickému tvaru, slouží jako základ pro automatické stanovení srdeční frekvence, jako vstupní bod pro klasifikační systémy srdečního cyklu, a často se také používá v algoritmech pro kompresi EKG dat. V tomto smyslu detekce QRS poskytuje základy pro téměř všechny automatizované algoritmy analýzy EKG[5].

Protože je QRS komplex tak výrazný, je většinou jako první detekován v EKG signálu. A další analýza se odvíjí právě od správné detekce tohoto komplexu. Jelikož mým tématem je automatická detekce P vlny, která úzce souvisí s QRS komplexem, zařadil jsem tuto kapitolu do své práce.

### 3.1 Obecné schéma detekce QRS

Již v počátku prvních automatických algoritmů na detekci QRS bylo vyvinuto obecné schéma zpracování a detekce QRS. Toto základní schéma nyní sdílí mnoho algoritmů, jak je znázorněno na Obr. 12.



Obr. 12: Obecné schéma zpracování a detekce QRS

Proces je rozdělen do fáze předzpracování a fáze detekce extrémů. Do první fáze je zahrnuta lineární a nelineární filtrace a druhá fáze zahrnuje detekci extrému a rozhodovací pravidla.[5]

Typické složky frekvencí QRS komplexu jsou v rozmezí od asi 10 Hz do 25 Hz. Proto téměř všechny algoritmy na detekci QRS používají filtraci před vlastní detekci pro snížení ostatních složek signálu a artefaktů, jako jsou P vlny, T vlny, síťový brum nebo drift izolinie. Pro filtraci se proto používají filtry typu horní propust, dolní propust, pásmová propust.[5][6]

V druhé fázi je předzpracovaný signál prahový s využitím pevného, či adaptivního prahu za účelem nalezení nadprahových extrémů. Výstupem prahování jsou pozice komplexů QRS. V posledním kroku procesu detekce jsou na nalezené pozice aplikována rozhodovací pravidla, jejichž účelem je odstranit falešně pozitivní detekce.[5][6]

### 3.2 Metody detekce pomocí diferencí

Metoda založená na diferenci je jedna z nejstarších metod pro detekci komplexu QRS. Je zde využíván filtr horní propust a je často realizována pomocí difference. U této metody je využit charakteristický strmý sklon QRS komplexu pro jeho detekci. Nejčastěji používané diferenční filtry jsou popsány rovnicemi:[5]

$$y_1(n) = x(n+1) - x(n-1) \quad (8)$$

$$y_1(n) = 2x(n+2) + x(n+1) - x(n-1) - 2x(n-2) \quad (9)$$

$$y_1(n) = x(n) - x(n-1) \quad (10)$$

Některé algoritmy počítají druhé difference. Rovnice vypadá následovně:

$$y_2(n) = x(n+2) - 2x(n) + x(n-2) \quad (11)$$

Výstupním signálem  $y(n)$  fáze předzpracování může být přímo některý ze signálů  $y_1(n)$ , nebo  $y_2(n)$ . Autoři v [7] použili lineární kombinaci absolutních hodnot první a druhé difference

$$y(n) = 1.3|y_1(n)| + 1.1|y_2(n)| \quad (12)$$

Nebo autoři v [8] použili lineární kombinaci vyhlazené velikosti první difference a velikosti druhé difference

$$y(n) = \widetilde{y}_1(n) + |y_2(n)| \quad (13)$$

kde

$$\widetilde{y}_1(n) = \{0.25, 0.5, 0.25\} * |y_1(n)| \quad (14)$$

\* označuje lineární operátor konvoluce.

Detekce QRS komplexu se provádí na základě porovnání signálu proti prahu. Úrovně prahů jsou obvykle vypočítány v závislosti na signálu. Proto je možná adaptace prahu podle měnícího se charakteru signálu. Práh je pro většinu detektoru QRS dán rovnicí:[5]

$$\xi = 0.3 \dots 0.4 \max[x] \quad (15)$$

kde je maximální určováno pro každý segment zvlášť, nebo z aktuálního segmentu signálu. Detekce vrcholu je často doplněna dalšími pravidly rozhodnutí, která jsou aplikována tak, aby se snížil počet falešně pozitivní detekcí. [5]

### 3.3 Metody detekce pomocí číslicové filtrace

Metody založené na číslicové filtraci využívají pro předzpracování signálu filtrů typu horní propust, dolní propust, pásmová zadrž nebo některý z nelineárních typů filtrace. Filtry mohou být zapojeny sériově nebo paralelně, přičemž výstupy použitých filtrů jsou dále lineárně nebo nelineárně kombinovány.[6]

V článku [9] autoři navrhuji algoritmus, který filtruje EKG paralelně dvěma různými dolními propustmi s různými mezními frekvencemi. Rozdíl mezi výstupy filtrů má charakter pásmové propusti filtrující EKG  $y_1(n_1)$ , který je pak dále zpracováván dle rovnice [5]

$$y(n) = \left[ \sum_{k=-m}^m y_1^2(n+k) \right]^2 \quad (16)$$

Tato nelineární operace vede k relativnímu potlačení malých hodnot a mírné vyhlazení vrcholů. Prahová hodnota se vypočítá adaptivně podle [5]

$$\xi = \max[y(n)]/8 \quad (17)$$

Přestože článek [10] popisuje detekci křivky EKG pomocí neuronových sítí, detekce QRS se provádí na základě číslicové filtrace. Signál QRS je filtrován pomocí dvou různých pásmových propustí a poté vynásobením jejich výstupů-[5]

$$y(n) = y_1(n) \cdot y_2(n) \quad (18)$$

Tento postup je založen na předpokladu, že v QRS komplexu se vyskytují současně frekvenční složky v rámci propustných pásem dvou pásmových propustí. To znamená, že pouze tehdy, když oba filtrované výstupy jsou dostatečně vysoké, je detekován QRS komplexu. [5]

Použití rekurzivních a nerekurzivních mediánových filtrů,

$$y_1(n) = \text{median} [y_1(n - m), \dots, y_1(n - 1), x(n), x(n + 1), \dots, x(n + m)] \quad (19)$$

a

$$y_2(n) = \text{median} [x(n - m), \dots, x(n - 1), x(n), x(n + 1), \dots, x(n + m)] \quad (20)$$

je blíže popsáno v [11]. Kombinací dvou mediánových filtrů a jednoho vyhlazovacího filtru je vytvořena pásmová propust. A tímto způsobem dostaneme předzpracovaný signál. Další kroky zpracování signálu jsou popsány například v [12]

### 3.4 Metody detekce pomocí vlnkové transformace

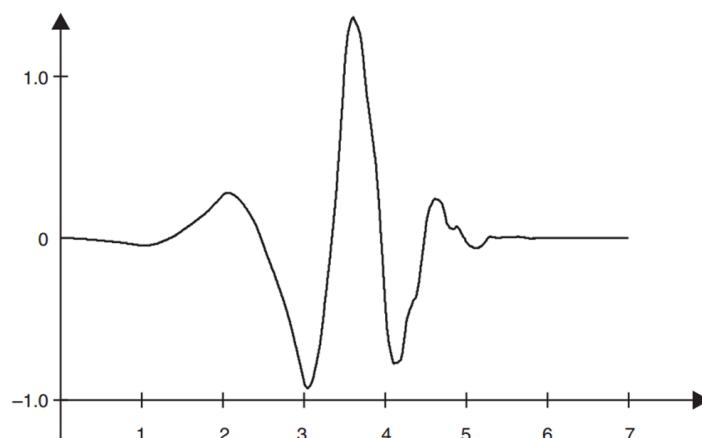
Vlnková transformace (WT) z funkce  $f(t)$  je integrální transformace definována podle

$$Wf(a, b) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \Psi_{a,b}^*(t) dt \quad (21)$$

kde  $\Psi^*(t)$  označuje komplexně sdružené funkce vlnky  $\psi(t)$ . WT používá analýzy, které umožňují variabilitu v čase a rozlišení frekvence pro různá frekvenční pásma. Sada na analýzu, tzv. rodina vlněk  $\Psi$ , které jsou odvozeny od mateřské vlnky  $\Psi(t)$  pomocí vzorce: [5]

$$\Psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{2}} \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (22)$$

kde parametr  $a$  je dilatace (osy) a  $b$  posun vlnky v čase. Mateřská vlnka je krátká oscilace s nulovou střední hodnotou. Příklad je znázorněn na Obr. 13.



**Obr. 13: Mateřská vlnka**

Diskrétní vlnková transformace (DWT) je výsledkem diskretizovaných rozsahů a transformací parametrů

$$a = 2^j \text{ a } b = n \cdot 2^j,$$

kde  $j$  a  $n$  jsou celá čísla. Tento výběr z  $a$  a  $b$  vede k dyadické DWT (DyWT). Potom rovnice vypadá:

$$Wf(2^j, b) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \Psi_{2^j, b}^*(t) dt \quad (23)$$

kde

$$\Psi_{2^j, b}(t) = \frac{1}{2^{j/2}} \cdot \Psi\left(\frac{t-b}{2^j}\right) = \frac{1}{2^{j/2}} \cdot \Psi\left(\frac{t}{2^j} - n\right) \quad (24)$$

Ačkoliv je metoda definována jako integrální transformace, DyWT je obvykle prováděna pomocí dyadické banky filtrů, kde jsou koeficienty filtru přímo odvozené z funkce vlnky použité v analýze [13][14]. Vstupní signál do banky filtru je signál vzorkového EKG.[5]

Všechny vlnky na bázi detekce píku jsou založené na principu Mallat a Hwang pro detekci singularity a klasifikaci za použití lokálních maxim vlnkových koeficientů [15]. Hledá se shoda mezi vstupním signálem funkce  $f(t)$  a lokální maxima jeho vlnkové transformace  $Wf(a, t)$ . Klasifikace je dosaženo výpočtem stupně singularity. Tedy místní Lipschitz pravidelnost  $\alpha$  dle rovnice:[5]

$$a_j = \log_2 |Wf(2^{j+1}, n^{j+1})| - \log_2 |2^j, n^j| \quad (25)$$

a

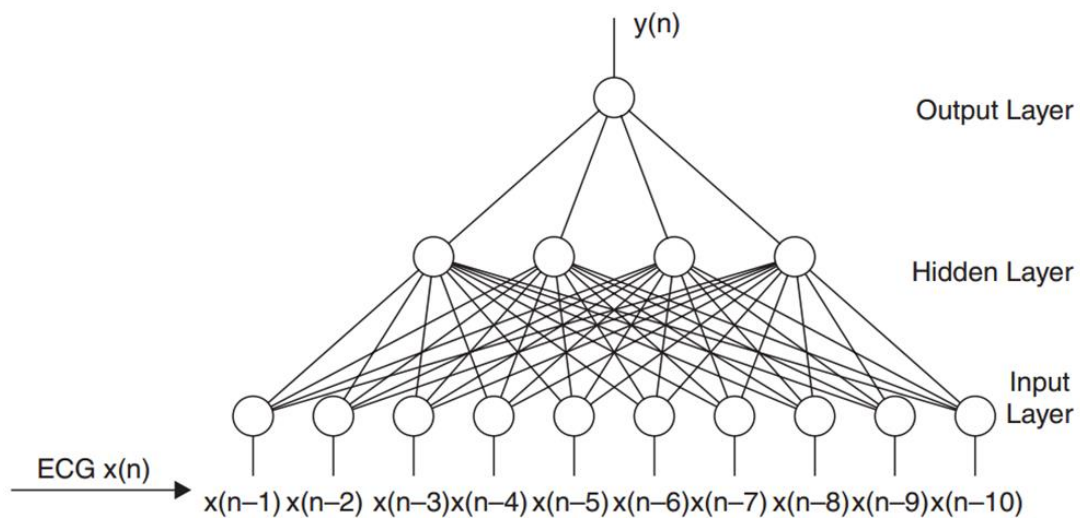
$$\alpha = \frac{\alpha_1 + \alpha_2}{2} \quad (26)$$

Další podobné metody, které zveřejnili například autoři [16], podaly stručný přehled kontinuální WT (CWT) EKG a variability srdeční frekvence signálů (Chor) a ukazují možnost komprese údajů prahování vlnkových koeficientů. Dále použití CWT na EKG signály zdravých jedinců a pacientů s onemocněním srdce bylo porovnáno ve srovnání s krátkodobou Fourierovou transformací.[5]

### 3.5 Metoda detekce pomocí umělé neuronové sítě

Umělé neuronové sítě byly široce používány v nelineárním zpracování signálu, třídění, a optimalizaci. V mnoha aplikacích s jejich plněním bylo prokázáno, že jsou lepší než některé klasické lineární přístupy. Při zpracování signálu EKG, většinou používají sítě typu vícevrstvý perceptron (MLP), funkce s radiální bazí (RBF), vektorová kvantizace učení (LVQ).[5][6]

Jak je znázorněno na Obr. 14, síť MLP se skládá z několika vrstev vzájemně propojených neuronů,



**Obr. 14: Síť typu vícevrstvý perceptron [5]**

kde každý neuron představuje funkce zpracování

$$y = f\left(w_0 + \sum_{i=1}^N w_i x_i\right) \quad (27)$$

kde  $w_i$  jsou váhy přidělené vstupu  $x_i$ ,  $f(-)$  představuje lineární nebo nelineární funkci

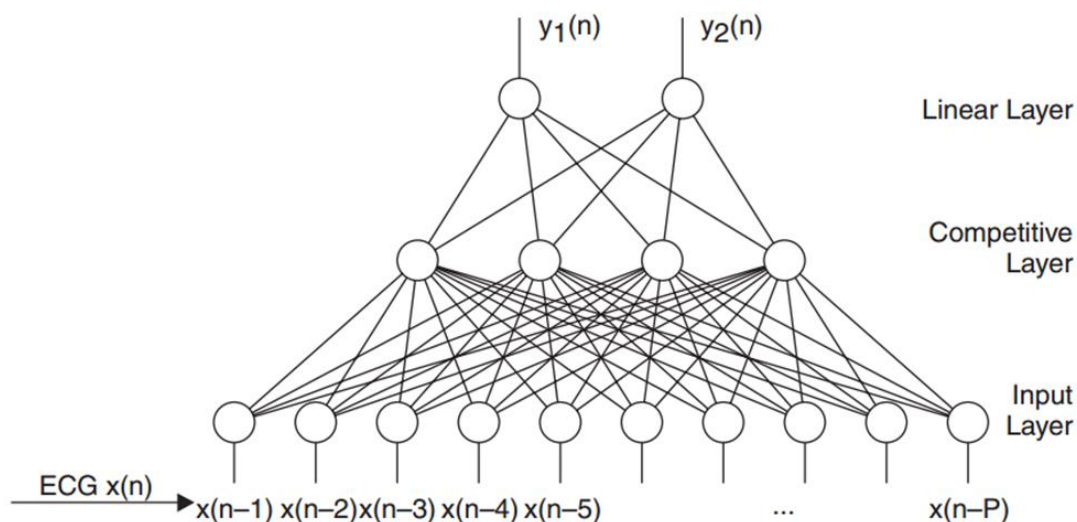
RBF sítě jsou implementací funkce

$$y(n) = \sum_{i=1}^N w_i \exp\left(-\frac{x(n) - c_i}{\sigma_i}\right) \quad (28)$$

kde  $x(n)$  značí vektor vstupních dat,  $N$  počet neuronů, koeficienty  $w_i$  centrální vektory,  $c_i$  a směrodatná odchylka  $\sigma_i$  jsou parametry sítě.

RBF sítě úzce souvisí s Fuzzy logikou[17]. Výhodou RBF sítí oproti síti MKP je, podobně jako u fuzzy logických metod, možnost interpretace parametrů. Takto jsou výsledky předvídatelnější, a tedy spolehlivější.[5]

LVQ síť se skládá ze vstupní vrstvy, porovnávací vrstvy a lineární vrstvy. Porovnávací vrstva se automaticky učí zařadit vstupní vektory do podtřídy, kde maximální počet podtříd  $N$  se rovná počtu porovnávacích neuronů. Klasifikace se provádí na základě Euklidovské vzdálenosti mezi vstupním vektorem a vektorem váhy každého konkurenčního neuronu. A konečně lineární vrstva kombinuje podtřídy první vrstvy na uživatelem definované cílové skupiny. Struktura sítě je LVQ je znázorněna na Obr. 15.



**Obr. 15: Ukázka samoučící se sítě [5]**

V souvislosti s detekcí QRS byly neurální sítě použity jako adaptivní nelineární prediktory. Cílem je predikovat hodnoty signál  $x(n)$  podle svých minulých hodnot  $x(n-1)$ . Vzhledem k tomu, že EKG se skládá téměř výhradně bez QRS komplexů, neurální síť konverguje do bodu, kdy je schopna predikovat právě vzorky bez QRS komplexu. Části signálu s náhlými změnami (tj. QRS komplexi) vedou k rozdílným statistickým hodnotám a vedou k náhlým nárůstům chyby predikce. Z toho vyplývá, že chyba predikce  $e(n)$  může být použita jako funkce signálu pro detekci QRS.[5]

### **3.6 Ostatní metody**

Metody představené v této kapitole představují většinu významných metod, které se pro detekci QRS komplexu v práci používají nebo používaly. V článku jsou ale i další metody, které jsou zajímavé a stojí alespoň za zmínku, a to jsou tyto: detektory založené na skrytých Markovských modelech [18], matematické morfologii [19], přizpůsobených filtrech [20], genetických algoritmech[21].

## 4 Databáze EKG signálů s referenčními hodnotami

Tyto databáze byly vytvořeny odborníky pro odborníky (ale i pro širokou veřejnost), kteří se zabývají a vymýšlejí nové algoritmy, jak detekovat hodnoty anebo rozměřovat signály EKG. Tyto databáze jsou také důležité proto, aby mohly být nové metody vyzkoušeny a zhodnoceny. Díky výsledkům na srovnatelných datech mohou být různé techniky porovnávány mezi sebou.

Proto v této kapitole představím standardní databázi CSE, která je licencovaná, a volně dostupnou databázi PhysioNet.

### 4.1 Standardní databáze elektrokardiogramů CSE

Pod vedením profesora Jose L. Willemse byl v roce 1978 zahájen projekt s názvem Common Standards for Quantitative Electrocardiography (CSE), jehož hlavním cílem bylo standardizované hodnocení programů pro analýzu EKG, které to té doby vstupovaly na trh bez požadovaného ověření. Od roku 1980 se začala budovat referenční databáze signálů, na které se podíleli vědci z 32 institucí po celém světě. V roce 2007 byla již CSE databáze využívána více než 110 akademickými a průmyslovými výzkumnými centry [24].

Databáze se skládá ze tří samostatných částí. První dvě byly navrženy pro testování a vývoj algoritmů, třetí část slouží pouze pro jejich zhodnocení [25]. První část databáze obsahuje 250 originálních a 310 tzv. umělých signálů, které jsou vytvořeny ze signálů originálních opakováním jednoho srdečního cyklu. U všech signálů v této skupině byly zaznamenány pouze tři svody současně. Signály byly dále rozděleny do dvou stejně velkých setů 1 a 2 [26], [28]. Ve druhé části databáze se nachází celkem 250 signálů originálních a stejný počet umělých opět rozdělených do dvou setů 3 a 4. V této části databáze jsou signály snímány zároveň v 15 svodech. Jedná se o standardní 12 svodový systém a 3 svody ortogonální [27], [28]. Třetí část databáze obsahuje tzv. diagnostická data, označovaná také jako set 5. Je zde zahrnuto celkem 1220 vícesvodových záznamů, které slouží především pro testování programů diagnostiky EKG a VKG [25]. Rozdělení, počet a označení záznamů v CSE databázi jsou uvedeny v Tab. 1.

Pro testování algoritmů v naší práci máme k dispozici pouze druhou část databáze s vícesvodovými záznamy a využívat budeme pouze signály označené jako originální. Dle tab. 4.1 použijeme sady originálních záznamů 3 a 4, což znamená, že náš soubor bude obsahovat EKG signály o 15 svodech od 250 testovaných osob. Protože každý svod má odlišnou morfologii jednotlivých vln a kmitů a odlišný obsah šumu, lze říci, že máme k dispozici dohromady 3 750 různých elektrokardiogramů. Délka jednotlivých záznamů této části databáze je 10 sekund a byly vzorkovány s frekvencí 500 Hz při kvantizační úrovni A/D převodníku 5 V [25], [28].

**Tab. 1: Počet a označení elektrokardiogramů v databázi CSE**

| CSE        | Třísvodová databáze                    | Vícesvodová databáze                   |
|------------|----------------------------------------|----------------------------------------|
| Originální | Set1: 125 signálů<br>EO1_001 – EO1_125 | Set3: 125 signálů<br>MO1_001 – MO1_125 |
|            | Set2: 125 signálů<br>EO2_001 – EO2_125 | Set4: 125 signálů<br>MO2_001 – MO2_125 |
| Umělé      | Set1: 155 signálů<br>EA1_001 – EA1_155 | Set3: 125 signálů<br>MA1_001 – MA1_125 |
|            | Set2: 155 signálů<br>EA2_001 – EA2_155 | Set4: 125 signálů<br>MA2_001 – MA2_125 |

V celé vícesvodové části databáze je asi čtvrtina EKG signálů „normálních“, u zbytku je indikováno téměř na tři desítky nejruznějších srdečních onemocnění, které jsou podrobněji rozepsány v [24].

## 4.2 PhysioNet – výzkumný zdroj pro komplexní fyziologické signály

Založený v roce 1999, má za cíl podnítit současný výzkum a vývoj nových metod ke studiu složitých biomedicínských a fyziologických signálů.

PhysioNet nabízí zdarma přístup přes internet k velkým sbírkám zaznamenaných fyziologických signálů a souvisejících open-source softwarů. PhysioNet webová stránka je veřejná služba „*PhysioNet Resource*“ financovaná National Institutes of Health NIBIB a NIGMS.

PhysioNet má tři úzce vzájemně propojené komponenty: PhysioBank, PhysioToolkit, PhysioNetWorks.

### 4.2.1 PhysioBank

Je velký a stále rostoucí archiv dobře charakterizovaných digitálních záznamů fyziologických signálů, časových řad, a souvisejících dat pro použití ze strany komunity biomedicínského výzkumu. PhysioBank v současné době zahrnuje více než 60 sbírek kardiopulmonálních, nervových a dalších biologických signálů od zdravých jedinců a pacientů z různých podmínek s hlavními dopady na veřejné zdraví, včetně náhlé srdeční smrti, srdečního selhání, epilepsie, poruch chůze, spánkové apnoe, a stárnutí.

### 4.2.2 PhysioToolkit

Je velká a stále rostoucí knihovna softwaru pro fyziologická zpracování a analýzy signálů, detekce fyziologicky významných událostí s použitím jak klasických technik, tak nových metod založených na statistické fyzice. Dále obsahuje interaktivní zobrazení a charakterizace signálů, vytváření nových databází, simulace fyziologických a další signálů, kvantitativní hodnocení a srovnání analytických metod, a analýzu nerovnovážné a nestacionárních procesů.

Hlavním cílem mnoha výzkumných projektů, které přispívají softwarem do knihovny PhysioToolkit je těžba „skrytých“ informací z biomedicínských signálů, informací, které mohou mít diagnostický nebo prognostický význam v medicíně, nebo vysvětlující nebo prediktivní hodnotu v základním výzkumu.

### 4.2.3 PhysioNetWorks

Je virtuální laboratoř, kde můžete pracovat společně s námi a se svými kolegy kdekoli na světě vytvářet, hodnotit, zlepšit, dokumentovat, a připravit nová data a software. Na rozdíl od všech ostatních částí webu PhysioNet, přístup k PhysioNetWorks je chráněn heslem. (Účty jsou zdarma a heslo může být získáno za minutu nebo dvě.) PhysioNet Works poskytuje spolehlivé a bezpečné webové zálohy, nástroje pro prohlížení a anotace dat interaktivně, a aktivní komunitu více než 3 000 vědců z celého světa, kteří vám mohou pomoci s anotací, analyzováním a prohlížením dat, a také možná tím, že přispějí dalšími relevantními daty. V současné době probíhá více než 70 souběžných projektů.

### 4.2.4 Získání dat z databáze

Ve PhysioBank jsou signály uloženy v jednotlivých databázích. Každá z databází má krátký popis, jaké druhy signálů jsou v ní obsaženy, dále obsahuje jednotlivé signály a ty jsou doplněny o další soubory, které popisují například polohy R vln, polohy P vln a další informace.

Pro získání dat máme na výběr ze dvou možností.

První z nich je použít Matlab pro získání dat z databáze. K tomu slouží balíček „*The WFDB Toolbox for Matlab*“.

Druhá možnost je stahovat data přímo ze stránek PhysioNet s využitím nástroje „*PhysioBank ATM*“.

## The WFDB Toolbox for Matlab

Tento balíček je volně ke stažení na stránkách PhysioNet. Obsahuje velké množství funkcí pro práci s daty. Jako nevýhoda může být bráno, že se balíček musí nainstalovat a není plně kompatibilní s novou verzí Matlab 2014, také některé funkce pro svůj chod využívají programy, které jsou založené na prostředí JAVA, ale nejsou kompatibilní s Windows 8.1 a nelze je spustit. I přes tyto obtíže je to dle mého názoru nejefektivnější způsob, jak získat větší množství souborů z databáze, a práce s nimi. Balíček obsahuje velké množství funkcí. Zde představím pár z nich, které byly použity pro načtení dat pro hodnocení.

*physionetdb*    *get information about all of PhysioNet's available databases and signals*

*rdann*            *read annotation files for WFDB records*

*rdsamp*           *read signal files of WFDB records*

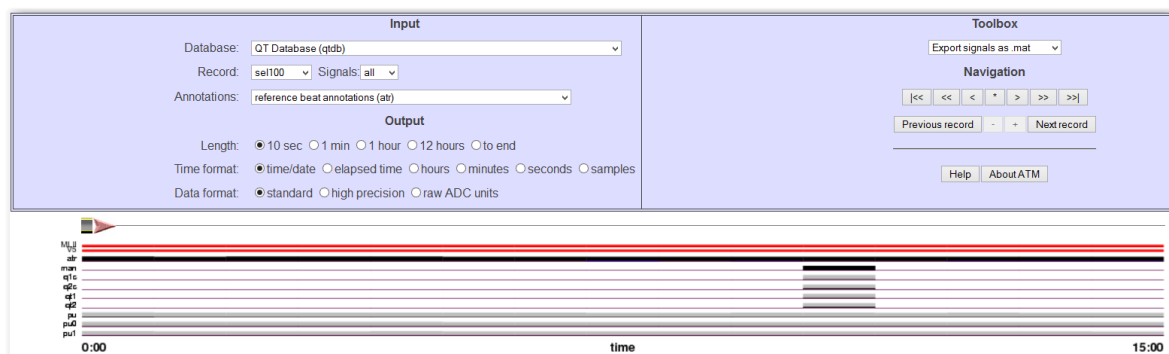
*wfdb\_config*    *return version and compilation information about the WFDB library*

*wfdbdesc*        *return specifications for signals in WFDB records*

## PhysioBank ATM

Druhá z možností je využití nástroje PhysioBank ATM (můžeme vidět na Obr. 16). Tento přístup je jednodušší a interaktivní. Na stránce si můžeme vybrat, o kterou databázi máme zájem, z této databáze vybereme signál, který nás zajímá. Můžeme nastavit přídavné anotace k signálu. Dále můžeme nastavit, jaký typ výstupu budeme požadovat, jaká bude konečná délka signálu anebo časová osa.

K dispozici jsou i různé toolboxy, ty nám umožňují například zobrazit signál, zobrazí informace o signálu (vzorkovací frekvence, délka) a asi nejdůležitější je možnost exportu příslušného signálu do souboru z koncovkou *mat*, ten můžeme už následně zpracovat v Matlabu.



Obr. 16: PhysioBank ATM uživatelské prostředí

## 4.2.5 QT databáze

Pro moji práci se nejvíce hodí databáze s názvem QT databáze. Je výhodná v tom, že obsahuje informace o poloze P vln, díky těmto hodnotám můžu následně hodnotit přesnost detekce mého algoritmu. Dále krátce představím, jaká data se v této databázi nacházejí.

Záznamy jsou k dispozici ve formátu MIT-BIH databáze. Mají jména ve formě *selnnnn*, kde *nnnn* je název původního záznamu ve zdrojové databázi. Každý záznam obsahuje soubor signálu (*\*.dat*, kde *\** je jméno záznamu), hlavičkový soubor (*\*.hea*, popisující formát souboru signálu), a několik anotací souborů: *\*.atr* obsahuje původní anotace ze zdrojové databáze; *\*.ari* obsahuje QRS anotace získané automaticky, *\*.pu0* a *\*.pu1* obsahují automatické rozměření signálu 0 a 1, je detekována pomocí diferenční metody.

Tab. 2 dokumentuje databázi QT, ukazuje název záznamu, zdrojové databáze, časový interval, množství ručně zaznačených *beats*, a vzor dominantní křivky v každém záznamu.

**Tab. 2: Datové výňatky používané v databázi QT**

| Záznamy z MIT-BIH Arrhythmia Database |                 |              |                          |
|---------------------------------------|-----------------|--------------|--------------------------|
| Název záznamu                         | Časový interval | Anotace      | Dominantní křivka        |
|                                       |                 | <b>beats</b> | <b>(p) (QRS) (t) (u)</b> |
| sel100                                | 7:00 → 22:00    | 30           | ( p ) ( N ) t )          |
| sel102                                | 6:00 → 21:00    | 85           | ( N ) t ) u )            |
| sel103                                | 1:00 → 15:00    | 30           | ( p ) ( N ) t ) u )      |
| sel104                                | 15:00 → 30:00   | 77           | ( N ) t )                |
| sel114                                | 0:00 → 15:00    | 50           | ( p ) ( N ) t )          |
| sel116                                | 0:00 → 15:00    | 50           | ( p ) ( N ) t ) u )      |
| sel117                                | 15:00 → 30:00   | 30           | ( p ) ( N ) t ) u )      |
| sel123                                | 3:00 → 18:00    | 30           | ( p ) ( N ) t ) u )      |
| sel213                                | 0:00 → 15:00    | 71           | ( p ) ( N ) t )          |
| sel221                                | 0:00 → 15:00    | 30           | ( N ) t )                |
| sel223                                | 13:30 → 28:30   | 30           | ( p ) ( N ) ( t )        |
| sel230                                | 7:00 → 22:00    | 50           | ( p ) ( N ) t )          |
| sel231                                | 3:00 → 18:00    | 50           | ( p ) ( N ) t )          |
| sel232                                | 15:00 → 30:00   | 30           | ( A ) t )                |
| sel233                                | 0:00 → 15:00    | 30           | ( p ) ( N ) t )          |
| 15                                    | 3:45:00         | 673          |                          |

Těchto tabulek, které popisují data je 7. Pro ukázkou jsem byla vložena jedna z nich.

## 5 Realizovaná metoda

Z představených metod detekce jsem vybral a realizoval metodu založenou na vlnkové transformaci, protože z různých zdrojů jsem se dozvěděl, že je to metoda s vysokou spolehlivostí a robustností algoritmu. Také je to jeden ze 3 algoritmů, který svou detekcí splnil kritéria CSE databáze. Proto se tato kapitola bude zabývat spojitou vlnkovou transformací (CWT) a jejím použitím pro detekci QRS a následné detekci P vlny.

### 5.1 Obecně o metodě

Metoda je založena na numerické realizaci CWT. Jak už bylo řečeno, tak vlnková transformace popisuje signál z časově-frekvenčního hlediska v různých měřících, z toho vyplývá, že každé měřítko odpovídá jinému rozsahu kmitočtů. CWT může být vypočtena pro jakékoliv měřítko. Proto je vhodnou metodou pro použití na EKG signálech. Vhodnou volbou měřitek můžeme omezit vlivy rušené, kolísání nulové izoliny, síťový brum a také rušení od pohybu pacienta (drift).[22]

CWT spojitého signálu  $x(t)$  je dán rovnicí:

$$CWT(b, a) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \Psi^* \left( \frac{t-b}{a} \right) dt \quad (29)$$

kde  $\Psi(t)$  je mateřská vlnka,  $a$  značí měřítko (dilataci vlnky) a  $b$  značí posun vlnky

Pro správnou detekci je nutné vybrat vhodnou mateřskou vlnu a také měřítko. Autoři v práci [22][6] zvolili jako nevhodnější vlnku biortogonální vlnku *bior1.5* a měřítka 15 a 45, ale musíme vzít v potaz, že tato vlnka a měřítka byly vybrány jako nejvhodnější pro databázi CSE s vzorkovací frekvencí 500 Hz. V případě použití na signály o jiné vzorkovací frekvenci je vhodné měřítka přepočítat, a to podle vzorce[22][6].

$$a_{vh} = a_{vh500} \frac{fvz}{500} \quad (30)$$

kde  $a_{vh500}$  je měřítko, které odpovídá pro signály s  $fvz=500$  Hz,  $fvz$  je vzorkovací frekvence měřeného signálu a  $a_{vh}$  přepočtené měřítko.

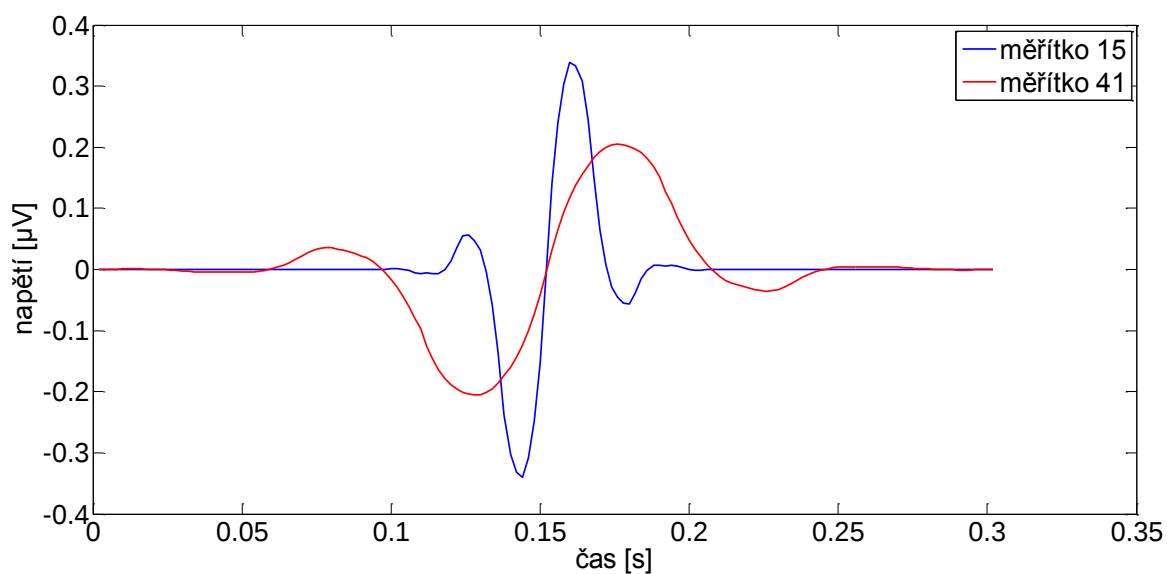
Jelikož detekci dělám i na signálech z databáze PhysioNet, kde jsou signály vzorkovny frekvencí 250 Hz, musel jsem přepočítat měřítko vlnky, aby mohla být použita pro detekci na těchto signálech. Hodnoty měřitek pro CSE databázi a dat z databáze PhysioNet jsou vypsány v Tab. 3

**Tab. 3: Hodnoty měřítek pro CSE databázi a dat z databáze PhysioNet**

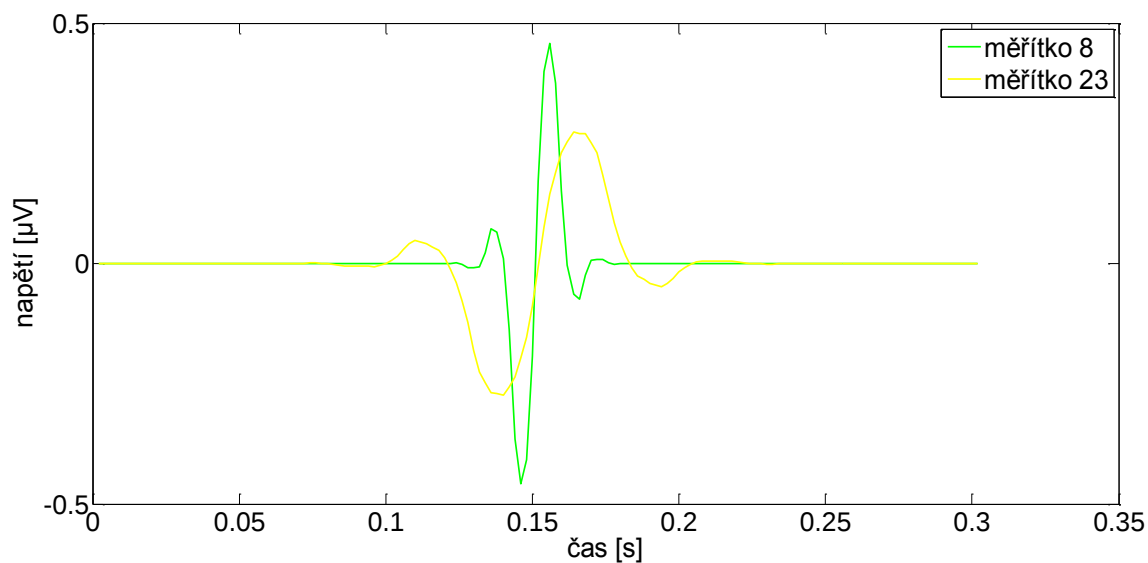
|           | Druh vlny   | Měřítka vlnky |
|-----------|-------------|---------------|
| CSE       | QRS komplex | 15            |
|           | P vlna      | 45            |
| PhysioNet | QRS komplex | 8             |
|           | P vlna      | 23            |

Pro porovnání vzhledu vlnky *bior1.5* ve všech čtyřech měřících jsou na Obr. 17 vykresleny dvě vlnky pro signál o vzorkovací frekvenci 500 Hz (CSE databáze) v měřících 15 a 45. Na Obr. 18 jsou vykresleny vlnky pro vzorkovací frekvenci 250 Hz v dopočítaných měřících 8 a 23.

Když oba obrázky porovnáme, můžeme vidět, jak se tvar vlnky mění v závislosti na měřítce a podle těchto tvarů vlnek si můžeme lépe představit, jak se signál zpracovává a dosahuje se konečného tvaru.

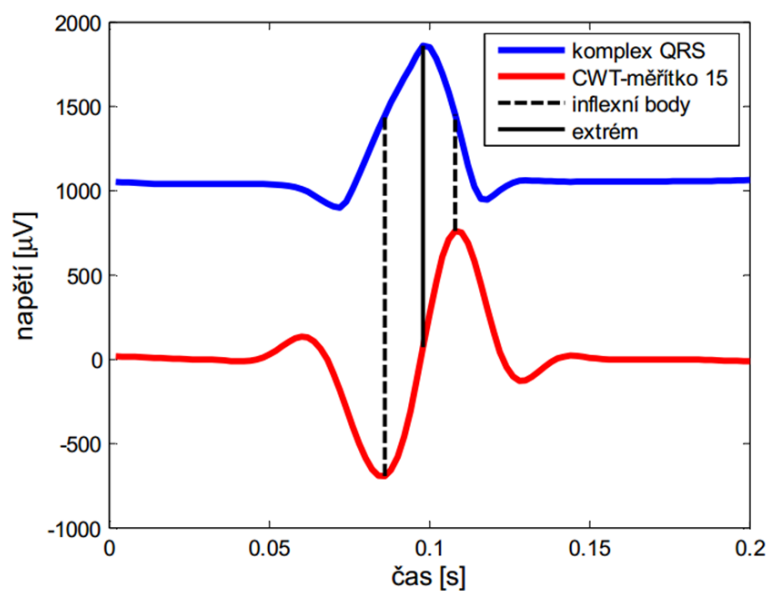


**Obr. 17: Ukázka vlnky typu *bior1.5* v měřících 15, 45**



**Obr. 18: Ukázka vlnky typu *bior1.5* v měřících 8, 23**

Když se podíváme na tvar vlnky, tak můžeme vidět, že jde o vlnku s lichou symetrií, která transformuje extrémy původního signálu na průchody nulou a inflexní body na extrémy. Což můžeme vidět na Obr. 19.



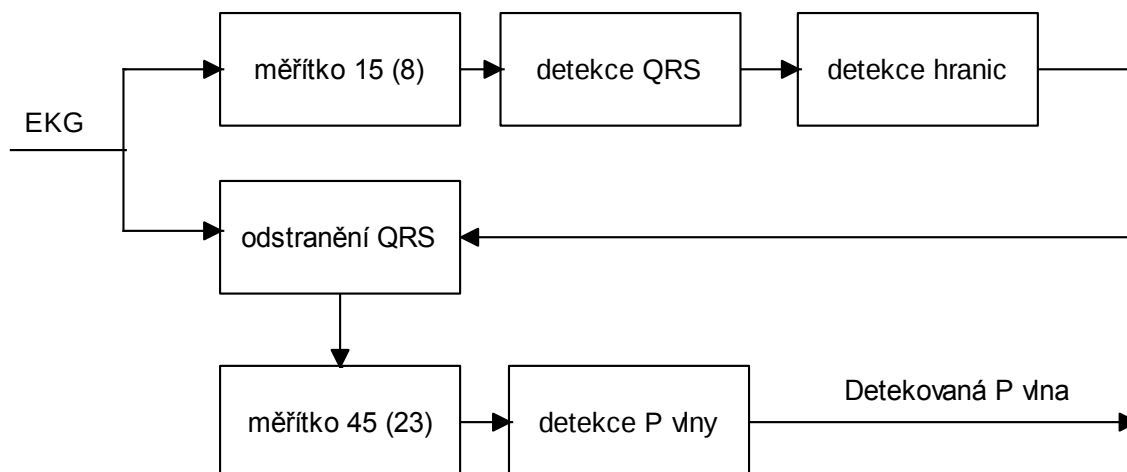
**Obr. 19: Ukázka transformace původních extrémů a inflexních bodů [22]**

Pro použití na signálu EKG se měřítko 15 (respektive 8) používá na detekci QRS komplexu a měřítko 45 (respektive 23) se používá pro detekci vlny P a T.

Blokové schéma a jednotlivé kroky algoritmu jsou ukázány na Obr. 20. Vstupem je jeden svod EKG signálu. Tento signál je transformován do příslušného měřítka určeného pro detekci R vln. Poté je provedena detekce R vlny a následně je detekován začátek a konec QRS komplexu. Po této detekci následuje odstranění QRS komplexů z původního signálu, a to tak, že se odstraní příslušný QRS komplex a poté se signál interpoluje dle začátku a konce detekovaného QRS. Taková úprava dle dostupných informací signál nezkrusí a může se s ním dále pracovat.

Dalším krokem je tento upravený původní signál transformovat do měřítka určeného pro detekci P vln. Posledním krokem algoritmu je detekce samotné P vlny.

V další části kapitoly budou jednotlivé bloky popsány podrobněji s ukázkami signálů.



**Obr. 20: Blokové schéma algoritmu detekce**

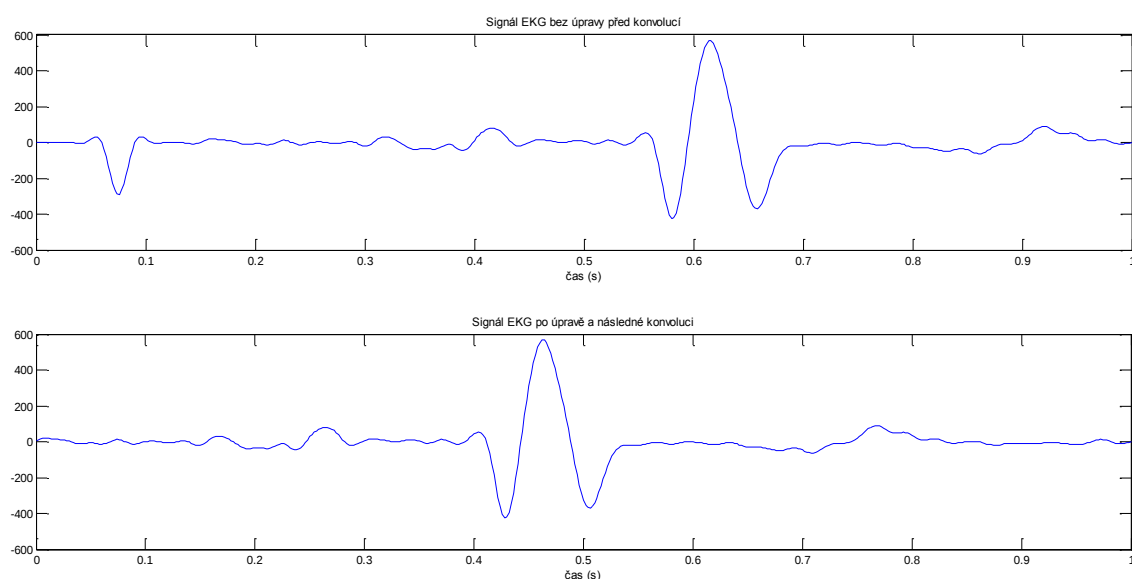
## 5.2 Detekce QRS komplexu

Pro zjednodušení popisu jednotlivých bloků budu popisovat celý postup pro databázi CSE. Pro databázi PhysioNet by byl postup obdobný, liší se jen o přepočítání měřítek, o kterých jsem se zmiňoval v předchozí kapitole. U všech obrázků s ukázkami detekcí či transformací byl použit jeden signál a to MO1\_001\_12 svod I.

Prvním krokem algoritmu je transformace vstupního signálu EKG do měřítka 15. Nejdříve si ale musíme vstupní signál upravit, abychom omezili vliv přechodových jevů, které by se objevily na začátku a na konci signálu.

Proto si prodloužíme signál na začátku a konci o polovinu délky impulzní charakteristiky vlnky *bior1.5* v měřítku 15. Jako hodnoty pro toto prodloužení použijeme první/poslední hodnotu signálu. Díky této úpravě se přechodové jevy projeví na prodloužených částech signálu, a ne na hodnotách signálu, které dále potřebujeme zpracovávat.

Ukázku takového nechtěného přechodového jevu můžeme vidět na Obr. 21 nahoře a signál s eliminací přechodového děje na Obr. 21 dole.

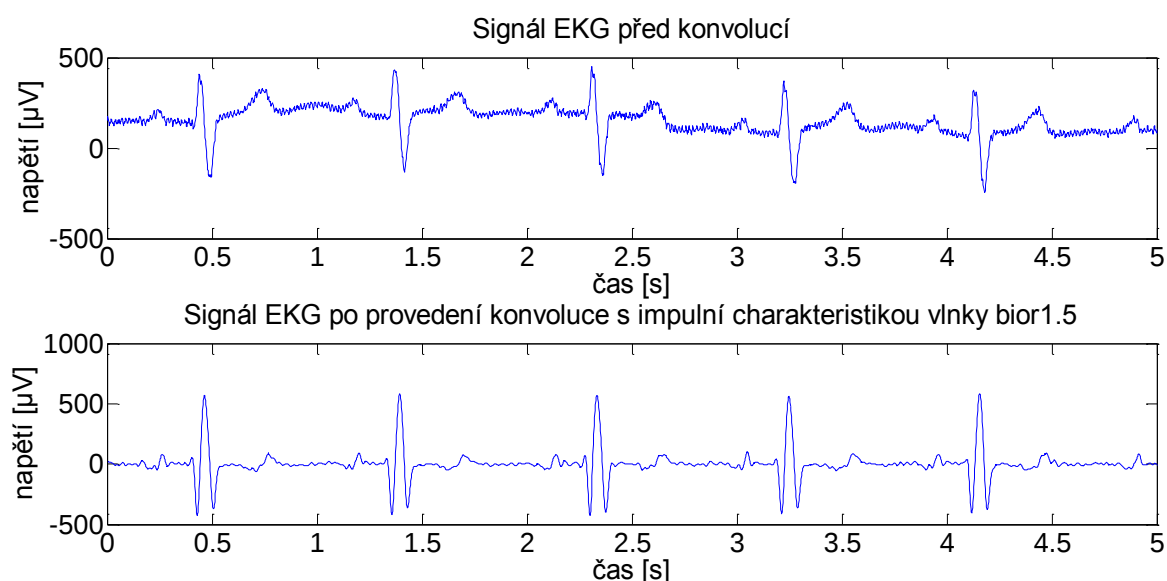


**Obr. 21: Ukázka nechtěného přechodového jevu**

Poté provedeme přímou konvoluci signálu s impulzní charakteristikou vlnky *bior1.5*. Díky této operaci transformujeme signál na měřítko 15. Následně eliminujeme zpoždění a nechtěné části odstraněním prodloužených částí signálu. Signál před a po konvoluci můžeme vidět na Obr. 22.

Když je signál transformován na měřítko 15 můžeme začít s detekcí QRS komplexu. Prvním krokem je hledání všech průchodů nulou, které se v signálu vyskytují. Na to, abychom tyto pozice vyhledali, máme dvě kritéria. Přičemž alespoň jedno musí být splněno:

- Aktuální hodnota je rovna nebo větší než 0, následující vzorek je menší než 0
- Aktuální hodnota je rovna nebo menší než 0, následující vzorek je větší než 0



**Obr. 22: Ukázka signálu původního (nahore) a signálu po konvoluci**

Dalším krokem algoritmu je nalezení maximální anebo minimální hodnoty mezi dvěma následujícími nulami. I zde máme kritéria pro nalezení těchto extrémů.

- Hodnota signálu na pozici určené nuly je větší než 0, hledáme minimum mezi touto hodnotou a hodnotou signálu na pozici další určené nuly. V opačném případě hledáme maximum ve stejném rozmezí.
- Hodnota signálu na pozici určené nuly je rovna 0, hledání probíhá stejně, jak u prvního kritéria, až na to, že testujeme hodnotu signálu na následující pozici určené nuly. A hledání minima a maxima probíhá ze stejného rozmezí signálu, jak u prvního kritéria

Když máme nadetekované maximální a minimální hodnoty v okolí průchodu nulou, následuje detekce, které tyto hodnoty odpovídají QRS komplexu. Pro tuto detekci si musíme stanovit práh  $\xi_{QRS}$

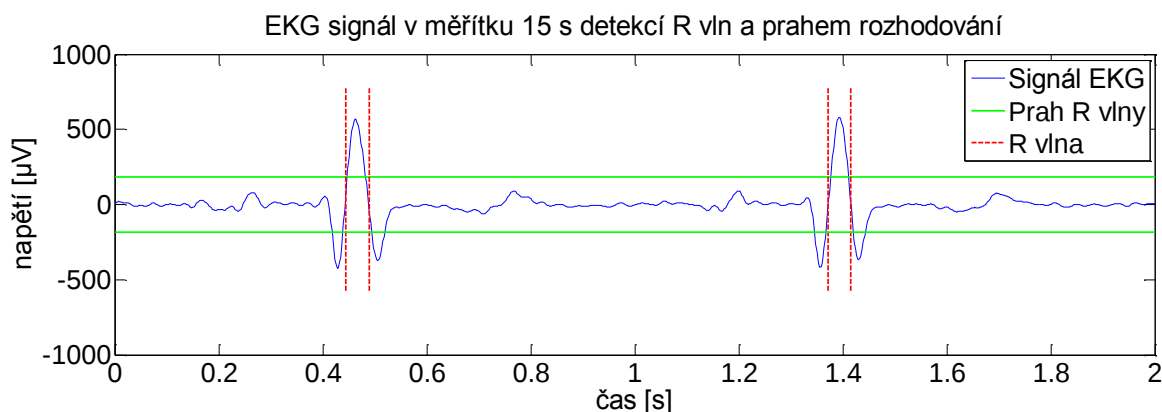
$$\xi_{QRS} = 1,55 \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \quad (31)$$

který je určen jako 1,55násobek směrodatné odchylky počítané ze signálu v měřítku 15. Hodnota 1,55 byla určité dle autorů článku [22], autoři tuto hodnotu určili na základě automatické analýzy kompletní databáze EKG.

Posledním krokem při detekci QRS je nalezení nadprahových hodnot nalezených extrémů. I pro tuto detekci máme dvě kritéria:

- Aktuální hodnota extrému je větší než práh a předchozí hodnota extrému je menší než hodnota záporného prahu
- Předchozí hodnota extrému je větší než práh a aktuální hodnota extrému je menší než hodnota záporného prahu

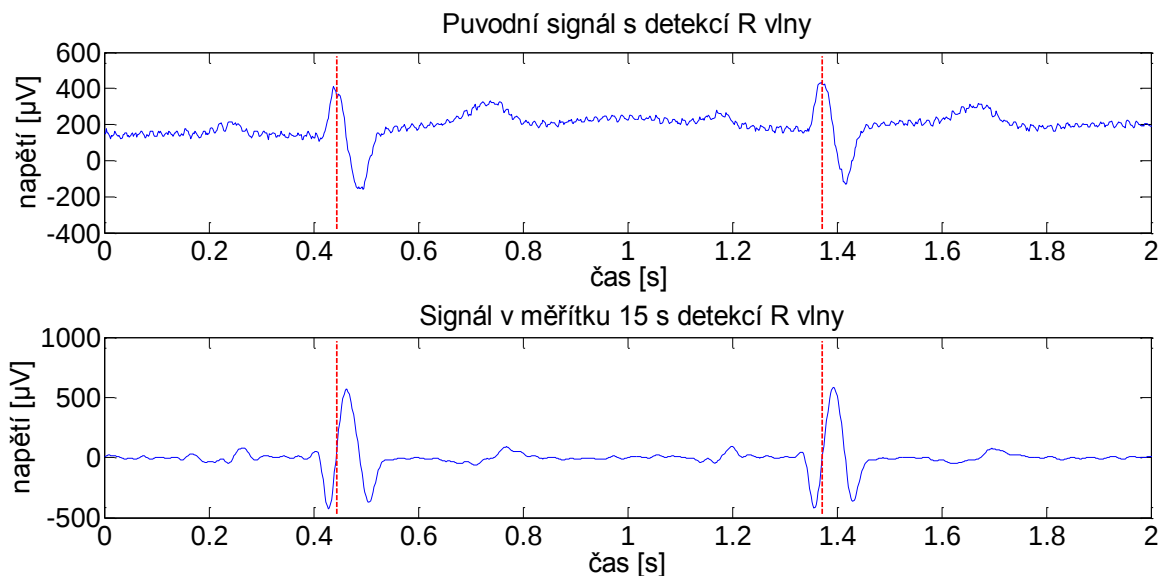
Ukázku takové detekce můžeme vidět na Obr. 23. Máme detekované hodnoty průchodu nulou, které odpovídají podmínkám (červeně zaznačené) a také zaznačený práh (zeleně zaznačen), podle kterého se rozhoduje, zda hodnota může být detekována jako R vlna.



**Obr. 23: EKG signál v měřítku 15 s detekcí R vln**

Po skončení detekce je provedena eliminace multivln, která se provádí tak, že se odstraní ty detekované vlny, kterým předchází jiná pozice v intervalu kratším než 100 ms. Tím je ukončena detekce QRS komplexu.

Ukázku detekce můžeme vidět na Obr. 24. První signál je původní signál s označenými R vlnami a druhý signál je signál transformovaný na měřítko 15; i zde jsou označeny R vlny.



**Obr. 24: Ukázka detekce QRS na původním signálu (nahore) a signálu transformovaném (dole)**

### 5.3 Rozměření a odstranění komplexu QRS

Po detekci QRS komplexů můžeme začít s rozměřováním začátku a konců QRS komplexů. Toto rozměření je důležité pro odstranění těchto komplexů pro další detekci, a to detekci P vln. Rozměřování pracuje na principu toho, že od detekovaných pozic QRS komplexů procházíme signál směrem vlevo pro detekci začátku komplexu, zatímco při detekci konců komplexu postupujeme vpravo. Jako už dříve při detekci začátku a konce komplexu máme dvě hlavní kritéria:

- Maximum absolutní hodnot mezi dvěma sousedními průchody nulou musí být větší než práh  $\xi_{QRSzačátek}$  ( $\xi_{QRSkonec}$ ). [6]
- Vzdálenost mezi nulou označující pozici komplexu QRS a vzdálenější z dvojice testovaných nul musí být menší než práh  $t_{QRSzačátek}$  ( $t_{QRSkonec}$ ). [6]

Když budou podmínky detekce v aktuálním kroku splněny, testují se předcházející dvojice průchodu nulou. Algoritmus tímto způsobem postupuje do té doby, dokud není některá z podmínek splněna. Dále se přikročí k hledání začátku komplexu mezi nulami, které ještě podmínku splňovaly. Začátek je detekován tam, kde je jako první překročen práh  $\xi_{QRSzačátek}$ . Stejné testování probíhá i při detekci konce komplexu, avšak opačným směrem a s prahem pro určení konce  $\xi_{QRSkonec}$ . [6]

Hodnoty prahu, které byly použity při hledání konce a začátku QRS, jsou uvedeny v Tab. 4:

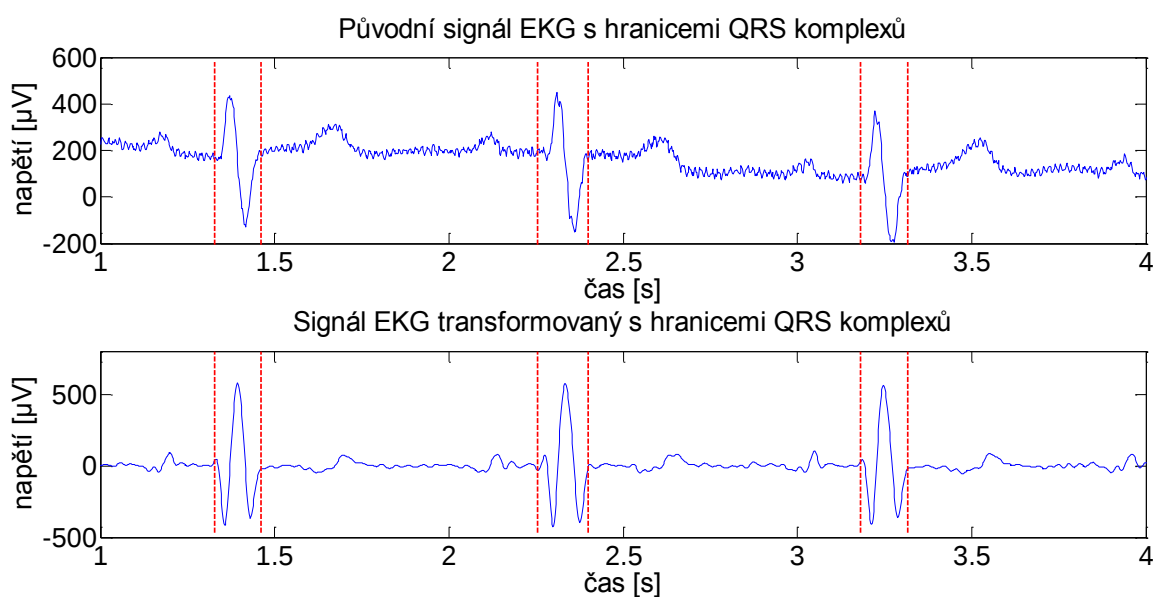
**Tab. 4: Tabulka hodnot prahu použitých při detekci**

| práh                      | hodnota               |
|---------------------------|-----------------------|
| $\xi_{QRS\text{začátek}}$ | $0,11 \times SO_{15}$ |
| $t_{QRS\text{začátek}}$   | $RR_{\text{med}}/11$  |
| $\xi_{QRS\text{konec}}$   | $0,28 \times SO_{15}$ |
| $t_{QRS\text{konec}}$     | $RR_{\text{med}}/6$   |

kde  $SO_{15}$  je směrodatná odchylka vypočítaná ze signálu s měřítkem 15,  $RR_{\text{med}}$  je mediánová hodnota intervalu RR z téhož signálu

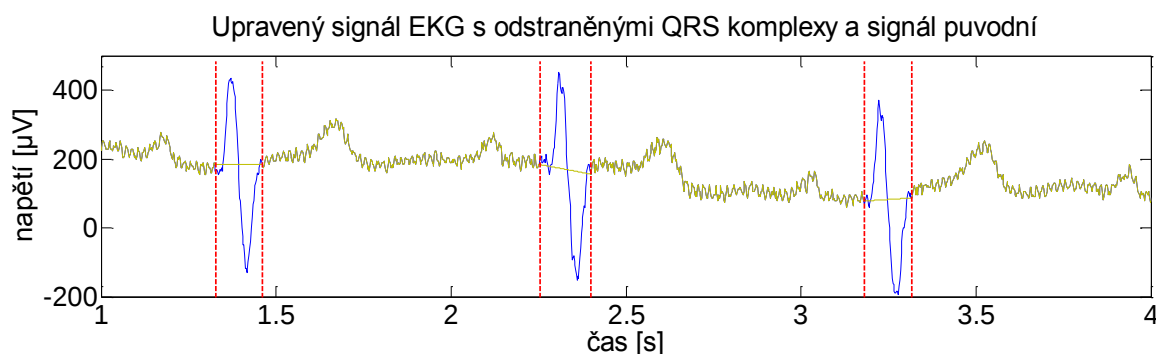
Před samotnou detekcí P vlny jsou vyjmuty detekované QRS komplexy. Algoritmus postupuje tak, že před samotným vyjmutím komplexu otestuje, zda detekované začátky mají svůj konec a také, zda je shodný počet začátku a konců. Když jsou tyto podmínky splněny, přistoupí se k samotnému vyjmutí QRS komplexu. Na místě původního komplexu QRS se provede lineární interpolace za použití začátku a konce detekovaného QRS komplexu. Tímto postupem by mělo být zamezeno vlivu QRS komplexu na detekci P vlny a také by nemělo dojít ke znehodnocení signálu.

Na Obr. 25 je ukázán signál původní s detekovanými hranicemi QRS komplexů (nahore) a signál transformovaný s detekovanými hranicemi QRS komplexů (dole).



**Obr. 25: Ukázka rozměření hranic QRS komplexů**

Na Obr. 26 jsou ukázány signály před a po vyjmutí QRS komplexu. Modře označený signál představuje původní neupravený signál, žlutě je označen signál, ze kterého byly odstraněny QRS komplexy a nahrazeny interpolovanými hodnotami. Červeně jsou označeny začátky a konce QRS komplexů.



**Obr. 26: Ukázka původního, transformovaného a upraveného signálu s označením hranic QRS**

## 5.4 Detekce P vlny

Poslední fáze algoritmu, pro tuto práci nejdůležitější, je detekce P vlny. Příprava signálu na detekci je podobná jako u detekce QRS komplexu. Nyní se detekce neprovádí z původního signálu, ale ze signálu bez QRS komplexu.

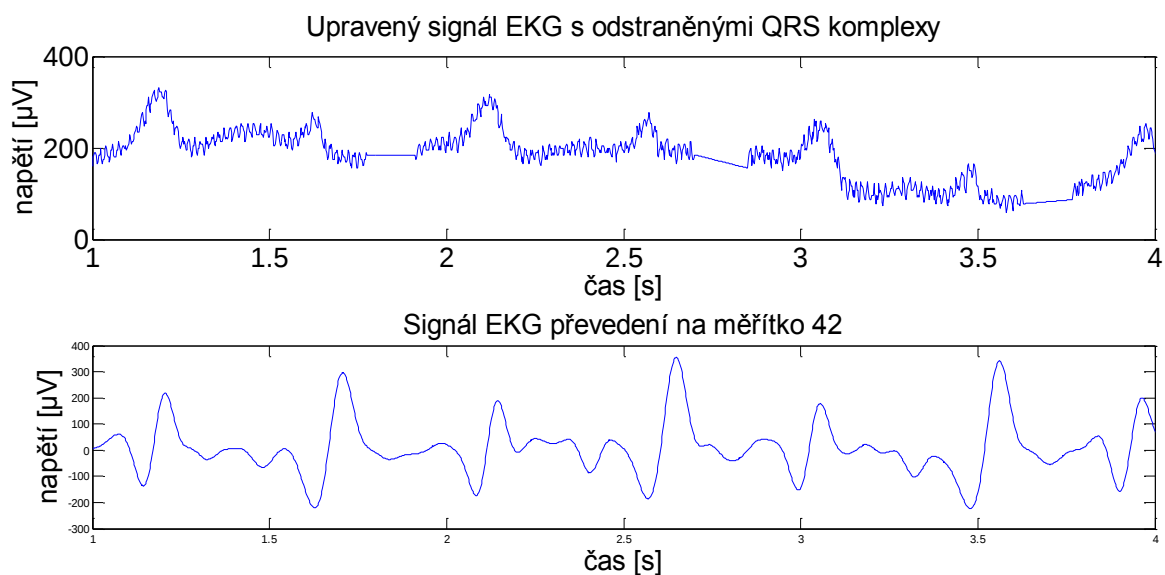
Tento signál se prodlouží na začátku a konci o polovinu impulzní charakteristiky vlnky *bior1.5* v měřítku 42. Celý signál se transformuje na zmíněné měřítko použitím přímé konvoluce signálu s impulzní charakteristikou vlnky *bior1.5* v měřítku 42. Jako poslední krok přípravy je zkrácení signálu na původní velikost a eliminace zpoždění.

Signál před a po úpravě můžeme vidět na Obr. 27 nahoře, signál dole už je připraven na detekci P vlny. Zde už můžeme vidět, jak se nám převedla P vlna a T vlna na průchody nulou. Proto musíme dát pozor, abychom detekovali takové průchody nulou, které odpovídají P vlně.

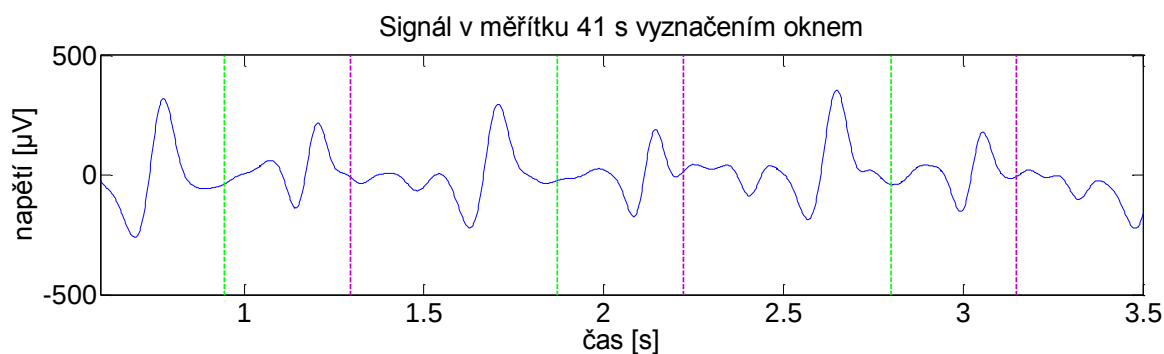
Nyní může začít samotná detekce. Prvním krokem je vytvoření tzv. prohledávacího okna. Toto okno bude mít velikost, která je závislá na hodnotě  $RR_{med}$  a na pozici začátku QRS komplexu.

Vypočítáme si hodnotu  $RR_{med} \times 0.41$  a tuto hodnotu odečteme od pozice začátku QRS komplexu a získáme pozici začátku okna. Obdobně pokračujeme pro výpočet konce okna a to tak, že  $RR_{med} \times 0.035$  a výsledek opět odečteme od začátku komplexu QRS. Oknem poté „posouváme po signálu“ a hledáme v tak vymezené části P vlnu.

Vyznačené okna prohledávání můžeme vidět na Obr. 28, kde zelené jsou označeny začátky a fialově konce.



**Obr. 27: Puvodní signál bez QRS komplexů a upravený v měřítku 42**



**Obr. 28: Signál bez QRS komplexů s vyznačeným oknem prohledávání**

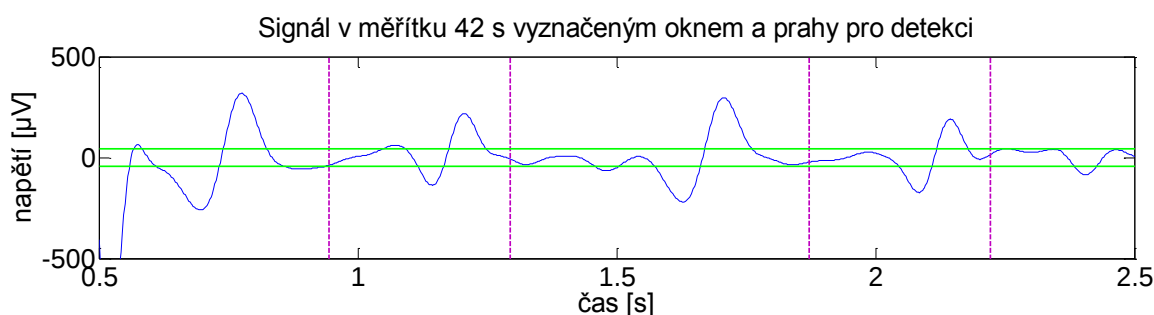
V každém takto definovaném okně začneme s detekcí P vlny. Nejprve vyhledáme průchody nulou dle určených pravidel. Jedno z pravidel musí být splněno:

- Aktuální hodnota je rovna nebo větší než 0, následující vzorek je menší než 0
- Aktuální hodnota je rovna nebo menší než 0, následující vzorek je větší než 0

Dále se vyhledávají extrémy mezi těmito nulami. Pravidla pro hledání jsou stejná jak u QRS, jsou uvedena v kapitole 5.2.

Před samotným hodnocením, jestli průchod nulou může nebo nemůže být detekován jako P vlna, se provádí kontrola, jestli vůbec byl nějaký extrém vyhledán. Může se stát při hodně znehodnoceném signálu anebo úplné absenci P vlny (R vlny), že žádný extrém nebude detekován. Proto se další vyhledávání v takovém okně přeskočí.

V opačném případě se pokračuje ve vyhledávání. Vektor hodnot extrémů se upraví tak, že se přidá před a za tento vektor první/poslední hodnota z vektoru zmenšená/zvětšená o 0,0001 a to proto, že algoritmus hledá pozici absolutní hodnoty **dvou** vedlejších extrémů překračující prahovou hodnotu  $\xi_P$ . Kdyby ale byl detekován jen jeden extrém, algoritmus by selhal a pokračoval hledáním v dalším okně, což nechceme. Na Obr. 29 jsou zobrazeny prahy (zeleně) a dvě okna prohledávání (fialově).



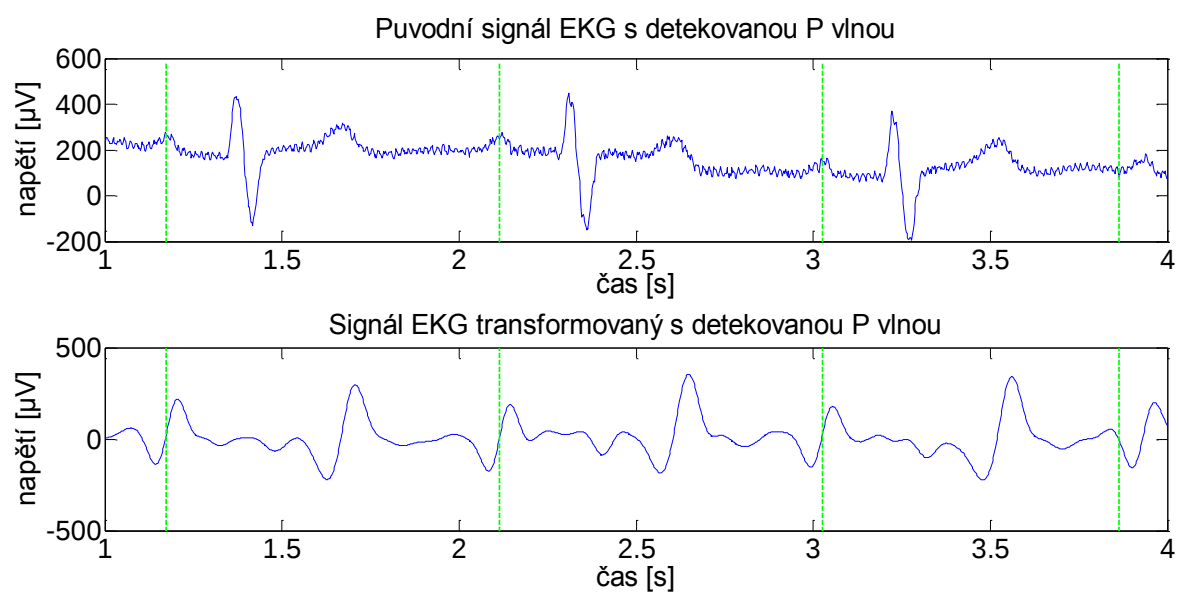
**Obr. 29: Ukázka prahu pro detekci P vlny**

Tento průchod nulou by měl být poslední v části signálu vymezeného oknem. Kdyby ne, mohlo by se jednat o vlnu T nebo U. Může se stát, že nebudou nalezeny odpovídající extrém, proto detekce v tomto okně bude probíhat znovu, ale práh  $\xi_P$  bude snížen o 5 %.

Práh  $\xi_P$  je určen směrodatnou odchylkou ze signálu transformovaného na měřítko 41 vynásobenou hodnotou 1,55 a snížen o 25 %. Výpočet prahu dle rovnice:

$$\xi_P = 0,25 \times 1,55 \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \quad (32)$$

Na Obr. 30 je ukázka detekce P vlny, a to v signálu původním i transformovaném do měřítka 41.



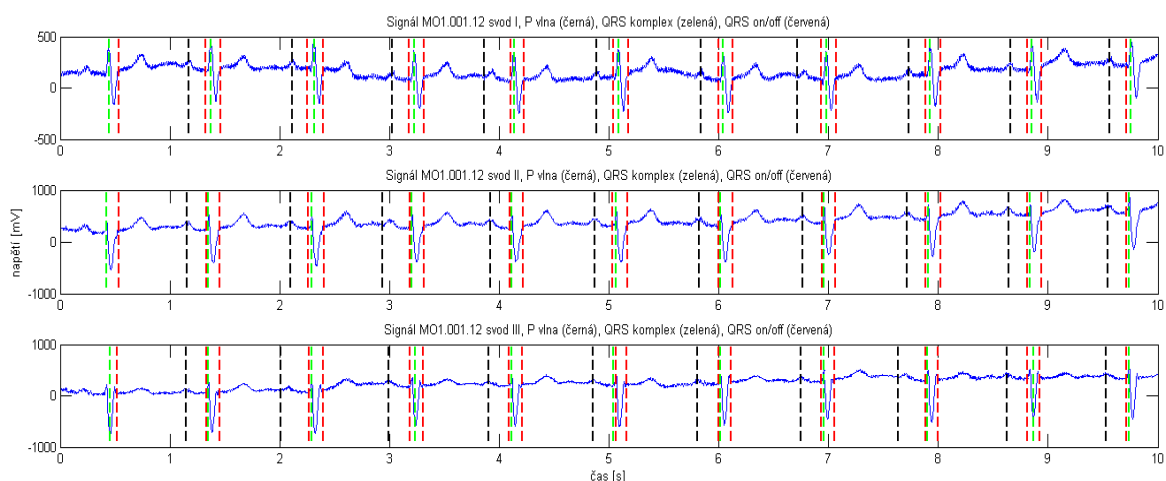
**Obr. 30:** Ukázka původního (nahore) a transformovaného (dole) signálu s detekcí P vlny

## 6 Testování navržené metody na reálných datech

Po naprogramování částí algoritmu byl testován na reálných datech. Protože pro CSE databázi nejsou referenční hodnoty pro vrchol P vlny, bylo testování provedeno v této kapitole.

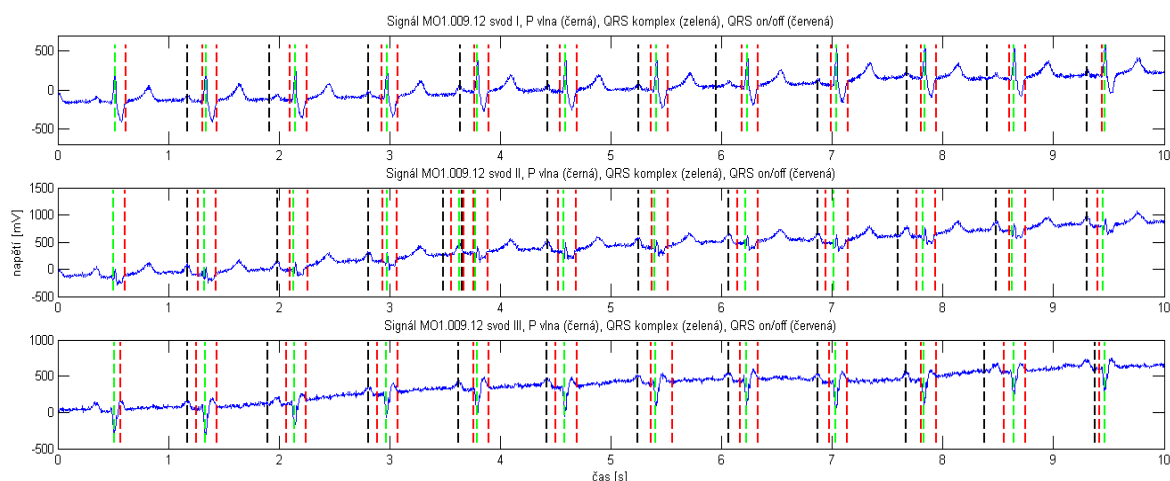
Výsledky jsem zhodnotil vizuálně, proto mohou být zkreslené tím, že nejsem odborník kardiologie, tudíž mohly být některé naměřené hodnoty špatně zhodnoceny.

Pro otestování bylo rozměřeno několik signálů. Na Obr. 31 můžeme vidět, že u všech svodů byly detekované všechny komplexy QRS. První a poslední komplex většina autorů zanedbává. Proto u detekce začátků a konců nebylo detekováno u prvního komplexu začátek a u posledního komplexu zase konec QRS, a to u všech svodů. I detekce P vlny byla na těchto 3 svodech úspěšná. Detekce byla tak bezchybná, protože se jedná o relativně hezký signál bez většího klesání izoliny nebo jiného rušení.



**Obr. 31: Ukázka rozměření signálu M01\_001\_12 (svody I, II, III)**

Další náhodně vybraný signál je zobrazen na Obr. 32. Lze vidět další ze sady signálů a ukázkou detekce. Jedná se o 3 svodový MO1\_009\_12 (svody I, II, III). I zde, jako v předešlém případě, byl u všech svodů detektován QRS komplex a jeho hranice (zanedbáme první/poslední komplex). I detekce P vlny proběhla úspěšně, až na některé případy, kdy se zdá, že není korektně určen střed. Další problém nastal u druhého svodu, kdy byl detekován falešný QRS komplex a došlo k detekci falešných hranic tohoto komplexu, a také falešně detekovaná P vlna. Tato chyba mohla vzniknout díky tomu, že QRS komplexy nejsou tak výrazné, jak u jiných signálů, práh byl stanoven nižší, a proto byli detekovány falešné komplexy.



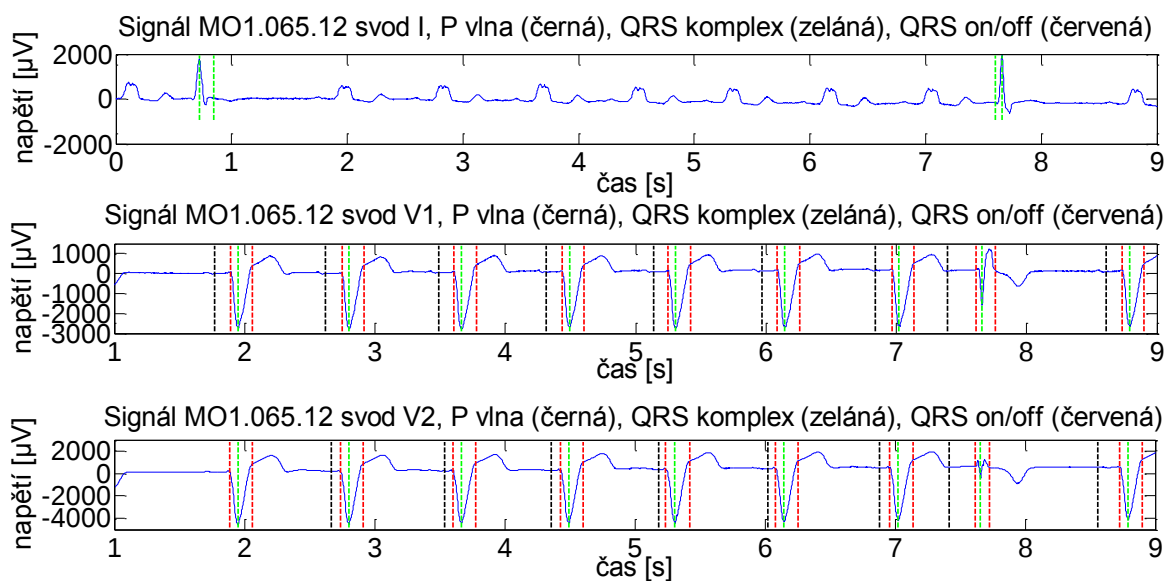
**Obr. 32: Ukázka rozměření signálu M01\_009\_12 (svody I, II, III)**

Na Obr. 33 jsou zobrazeny signály *MO1\_065\_12* svody I, V1 a V2. U svodu I můžeme vidět totální selhání detekce. Jediné detekované jsou R vlny a jediný začátek a konec QRS komplexu. K tomuto selhání nejspíš došlo díky morfologii R vln. Máme zde 2 velké komplexy QRS – jeden na začátku, druhý na konci signálu – a mezi nimi malé nevýrazné. Ty nebyly detekovány, a tak selhalo další měření.

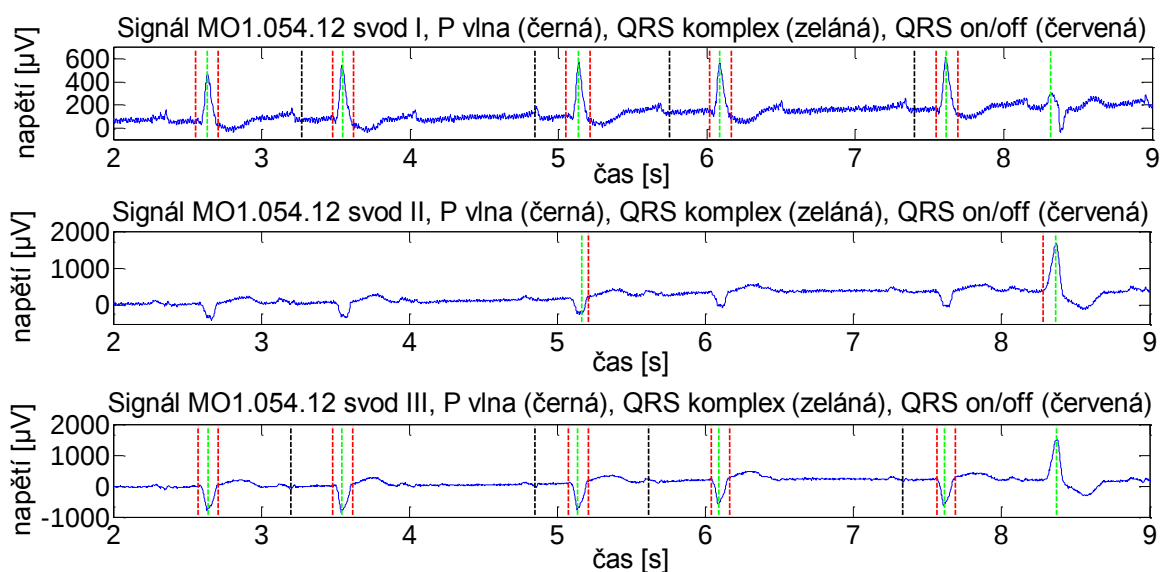
Oproti tomu svody V1 a V2 téhož signálu byly rozměřeny, dle mého úsudku dobře. Každý komplex je detekován a k němu příslušná P vlna. Jediný, u kterého jsem měl pochybnosti, je předposlední komplex u obou svodů, ale ověřil jsem pomocí referenčních hodnot pro QRS komplexy, že tam opravdu má být.

Poslední sada je pro signál *MO1\_065\_12* svody I, II, III a VL, aVR, aVF, V1, V2 a V3. Svody V4-5 jsem už nezahrnul, protože jsou hodně podobné. Na těchto ukázkách bych rád představil to, že ve všech svodech by měla být detekce příslušných komplexů a vln totožná.

Obr. 34 představuje první 3 svody. Z prvního a posledního signálu je zřejmé, že detekce proběhla v rámci tolerance. A to i přesto, že na první vidíme, že komplexy jsou „rozděleny“ po dvojicích a navzájem různě vzdálené, ale na druhém signálu detekce selhala. Jsou detekovány jen dvě R vlny a jsou neúplně rozměřené, chybí začátek anebo konec. Detekce zřejmě selhala vinou nevýraznosti R vln anebo jejich morfologie.

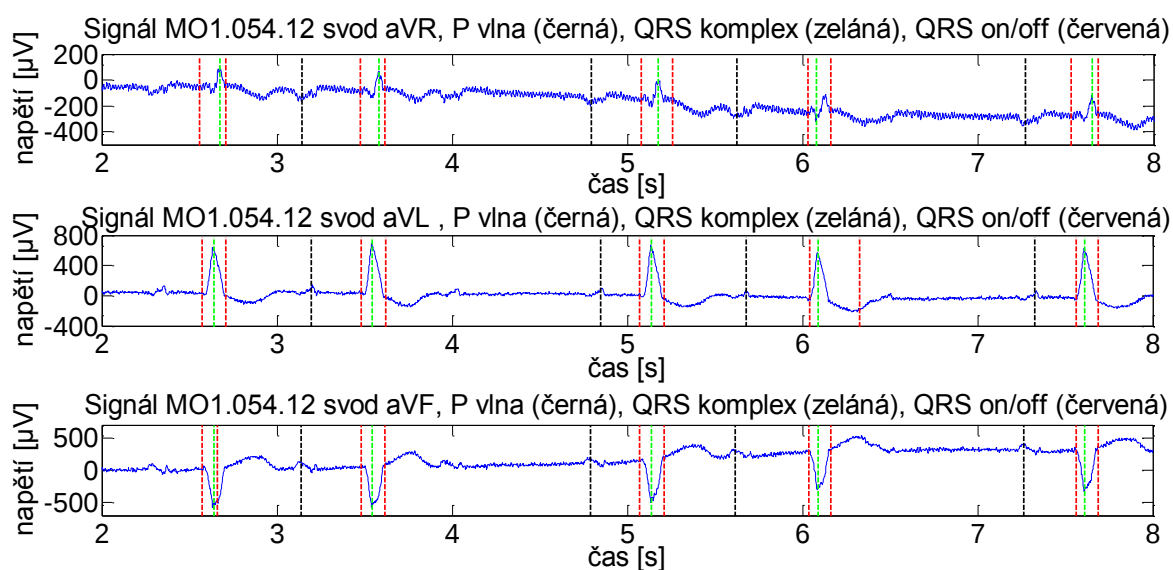


**Obr. 33: Ukázka rozměření signálu M01\_065\_12 (svody I, V1, V2)**



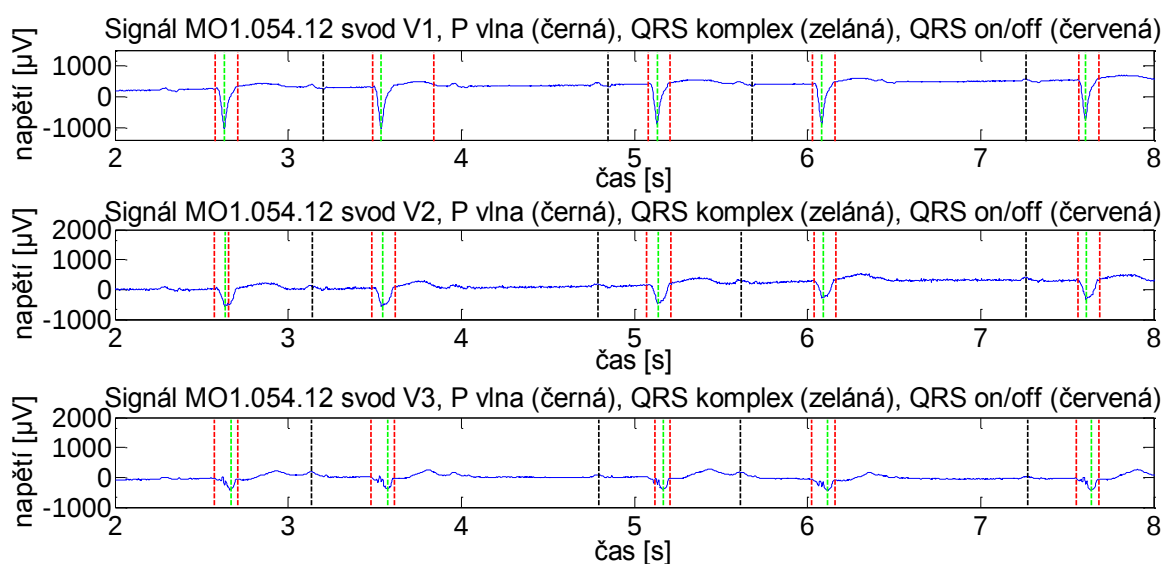
**Obr. 34: Ukázka rozměření signálu M01\_054\_12 (svody I, II, III)**

Další tři svody aVL, aVR, aVF ze signálu *MO1\_065\_12* jsou znázorněny na Obr. 35. U těchto svodů proběhla detekce poměrně správně. Můžeme si všimnout, že každý svod má jinou morfologii QRS komplexů a P vln, i přesto jsou správně všechny potřebné hodnoty označeny. Také můžeme vidět, že signály spolu souvisí, a proto hodnoty z jednoho signálu odpovídají s menší odchylkou signálu druhému.



**Obr. 35: Ukázka rozměření signálu M01\_054\_12 (svody aVR, aVL, aVF)**

Poslední tři svody V1, V2, V3 jsou zde umístěny jen proto, aby bylo ukázáno, že každý svod má v podstatě svoji morfologii. Každý komplex vypadá trochu jinak, a přesto byla detekce úspěšná. I zde je souvislost mezi signály mezi sebou i předchozím, což by mělo být logické, když jsou snímány současně při jediném měření.



**Obr. 36: Ukázka rozměření signálu M01\_054\_12 (svody V1, V2, V3)**

## 7 Algoritmus pro automatické testování

Pro relevantní hodnocení algoritmu nestačí získaná data hodnotit vizuálně. Také se nedá říci, že algoritmus funguje správně, když jej testujeme na malém množství dat. Proto se tato kapitola bude zabývat návrhem automatického testovacího programu na větší sadě dat. Tento algoritmus byl navržen a zprovozněn na databázi QTDB, která je dostupná na stránkách PhysioNet.

Celkový počet signálů v databázi je 104. Pro moji práci vyhovuje 93 signálů, a to protože na těchto signálech jsou vyznačeny vrcholy P vlny. Průměrná délka signálu je 15 minut, průměrně zaznačených vrcholů P vln je 30 *beats*.

Využití detekčních algoritmů pro zdravotnické potřeby vyžaduje hodnocení spolehlivosti detekce. V článku [5] se v podstatě uvádějí dva parametry, které by měly být použity k vyhodnocení algoritmů, a to jsou jednak senzitivita a pozitivní prediktivita, jednak směrodatná odchylka.

### Senzitivita a pozitivní prediktivita

$$Se = \frac{TP}{TP + FN} \quad (33)$$

$$+P = \frac{TP}{TP + FP} \quad (34)$$

kde TP označuje počet pravdivě pozitivních detekcí, FN počet falešně negativních, a FP počet falešně pozitivních.

### Směrodatná odchylka.

K dalšímu vyhodnocení algoritmu se používá směrodatná odchylka, ta je určena vztahem:

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \quad (35)$$

kde  $n$  je počet prvků ve vektoru,  $x_i$  je hodnota  $i$ -tého prvku a  $\bar{x}$  je aritmetický průměr všech odchylek.

Kromě toho, aby se dosáhlo srovnatelných a reprodukovatelných výsledků, musí být hodnocení provedeno na standardních databázích. V praxi existuje mnoho publikací v rozporu s požadavky srovnatelnosti a reprodukovatelnosti publikací, kde žádná hodnocení vůbec nebyla provedena pomocí standardních databází, nebo nesplňují kritéria. To vede k neporovnatelným výsledkům [5].

Bohužel databáze jak CSE, tak QTDB nemají kompletní referenční hodnoty. Je ručně zaznačeno menší množství *beatu* než v celém signálu, proto pro hodnocení nemůže být použita pozitivní prediktivita.

## 7.1 Příprava dat

Předtím, než můžeme začít samotná data hodnotit, je musíme načíst a správně uložit. Jelikož databáze *qtdb* obsahuje 96 záznamů, je v celku nepředstavitelné takové množství dat zpracovávat ručně. Proto byla vytvořena funkce *nactidata.m*, která nám celou práci usnadní.

### Funkce programu pro načítání dat

Program nepotřebuje pro svoji funkci žádné vstupy. Prvním krokem je definování složky, kde máme data stažena. Toto zadání je interaktivní, uživatel přímo vybere složku. Dále už program funguje automaticky.

Po zaslání cesty se provede hledání v příslušné složce a vyhledají se všechny soubory, které mají příponu *\*.dat*. Tím zajistíme, že budeme znát jména signálů, které potřebují přídatné funkce na práci s těmito soubory. Jména souborů jsou postupně vybírána a pomocí funkce *rdsamp*, je načten příslušný signál, k takovému signálu většinou přísluší další soubory s anotacemi. Pro tuto práci je důležitý soubor s příponou *q1c*, kde jsou uloženy pozice všech vln a hlavně P vlny.

Příkazem *rdann* s parametrem 'p' (dalšími parametry mohou být 't', 'N', 'u') načteme pozice vrcholu P vln a uložíme do proměnné. Všechny načtené hodnoty jsou transponovány před uložením pro přehlednost.

Výstupem funkce tedy bude soubor s příponou *\*.mat*, který bude obsahovat signály, k nim příslušné anotace a seznam se jmény pro zpětné dekodování, o který konkrétní signál se jedná.

## 7.2 Algoritmus pro automatické testování

Poté, co máme data připravena, můžeme přikročit k hodnocení. Pro testování jsem vycházel z funkce hodnocení detekce na databázi CSE, kterou mi poskytl ing. Martin Vitek, PhD. Funkce má název *PhysioNet\_tester.m*. Funkce nemá žádné vstupy. Všechny parametry a data se načítají až po spuštění.

Prvním krokem je nastavení cesty k testovacím datům a nastavení tolerance pro hodnocení. Primárně je nastaveno 30 vzorků, což odpovídá 120 ms. Hodnota byla zvolena podle fyziologických hodnot P vlny a vzdálenosti vrcholu P vlny k začátku QRS komplexu.

Máme nastaveny parametry hodnocení, nyní musíme nastavit cestu k našemu programu pro detekci P vlny. Vstupem jsou jednotlivé signály a výstupem musí být vektor detekovaných pozic vrcholů P vln.

Poté se přistupuje k samotnému hodnocení pomocí přídavné funkce *SeP*. Vstupem této funkce jsou detekované vrcholy P vlny naším programem, referenční hodnoty a tolerance hodnocení. Ve funkci jsou hodnoceny jednotlivé parametry *TP*, *FP*, *FN*, průměrná odchylka. Výstupem pak budou jejich jednotlivé hodnoty. Z těchto hodnot se poté vypočítá (dle vzorců 33, 34, 35) senzitivita, pozitivní prediktivita a směrodatná odchylka pro každý jednotlivý signál. Nakonec je vypočítána průměrná hodnota senzitivity a pozitivní prediktivity pro celý soubor zpracovávaných signálů.

Výstupy funkce tedy budou hodnoty senzitivity, pozitivní prediktivity a směrodatné odchylky, *TP*, *FP*, *FN* pro jednotlivé signály.

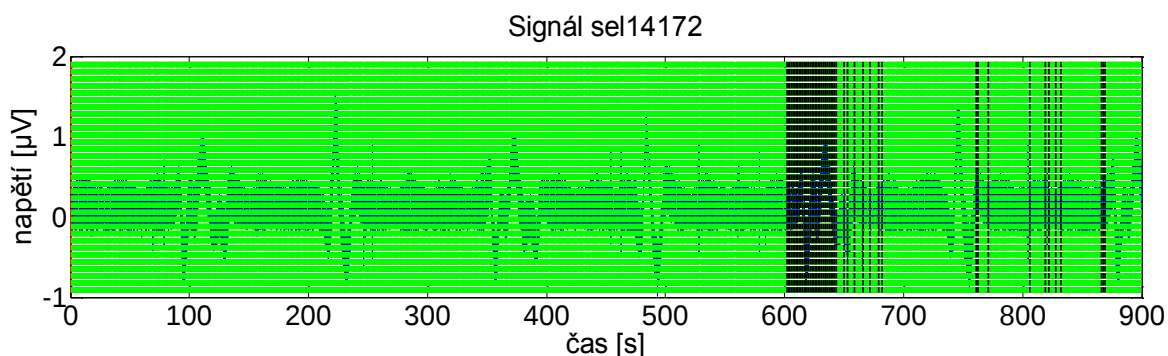
## 8 Výsledky a zhodnocení

Po otestování programu na malém množství signálů a zhodnocení výsledků jen pohledem anebo tím bylo/nebylo detekováno následuje testování na větším množství dat a statistické zhodnocení naměřených dat. V této kapitole budou rozebrány výsledky na jednotlivých sériích dat a jejich zhodnocení. Pro ukázkou funkčnosti a přesnosti detekce P vlny jsou zde zařazeny čtyři ukázky hodnocení signálů od toho, na kterém detekce dopadla nejlépe, až po takový, na kterém detekce plně selhala.

### 8.1 Ukázky detekce na databázi QTDB

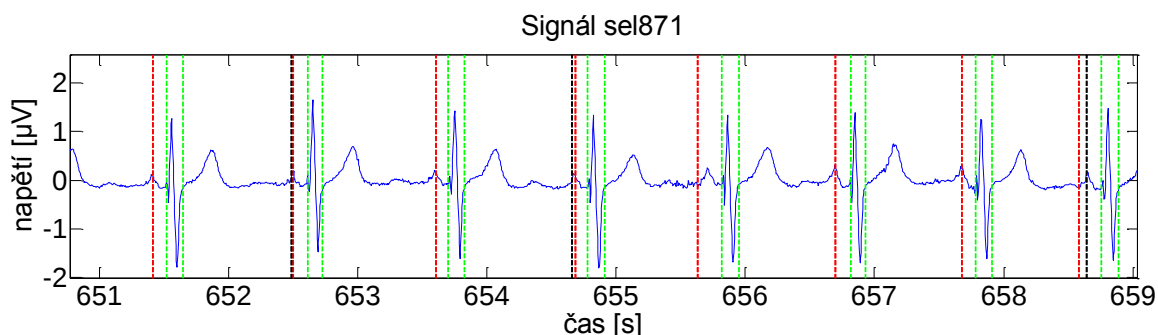
Velký problém při hodnocení, který nastal, byl ten, že dle mé detekce signály obsahují průměrně 700 vrcholů P vln. Jak můžeme vidět na Obr. 37, tak zeleně jsou zaznačeny vrcholy P vlny, jež byly detekovány, černě jsou zaznačeny referenční hodnoty, které byly ručně zaznačeny odborníkem. Je to velmi malé množství na celkový počet.

To vysvětluje velmi malé hodnoty pozitivní predikce. Při porovnávání hodnot detekovaných navrženým algoritmem a referenčních hodnot byla hodnota FP obrovská, a to i když byly P vlny správně detekovány, ale jelikož nebyly zaznačeny, nemohly být správně zařazeny.



**Obr. 37: Ukázka poměru detekovaných a referenčních hodnot**

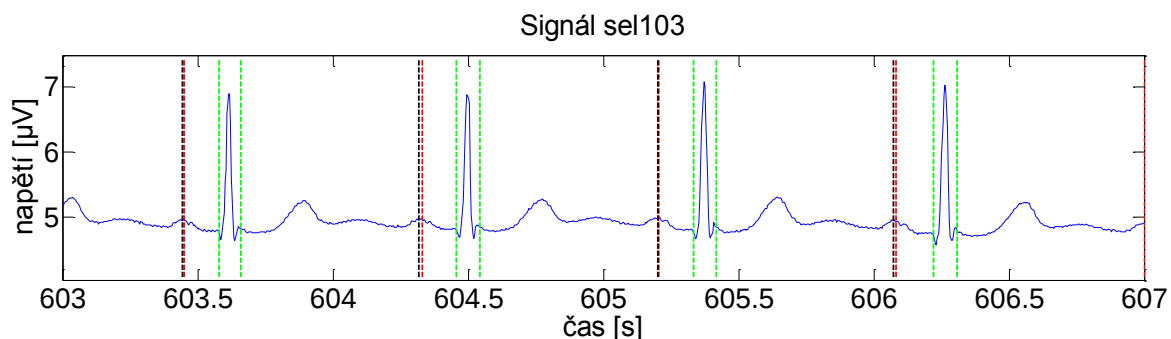
Ukázku takové detekce můžeme vidět na Obr. 38, kde z 8 detekovaných hodnot P vlny jsou referenční hodnoty určeny jen ve 3 případech. Proto nemůžeme brát hodnoty pozitivní predikce jako správné a porovnatelné s výsledky jiných autorů



**Obr. 38: Rozměření signálu sel871**

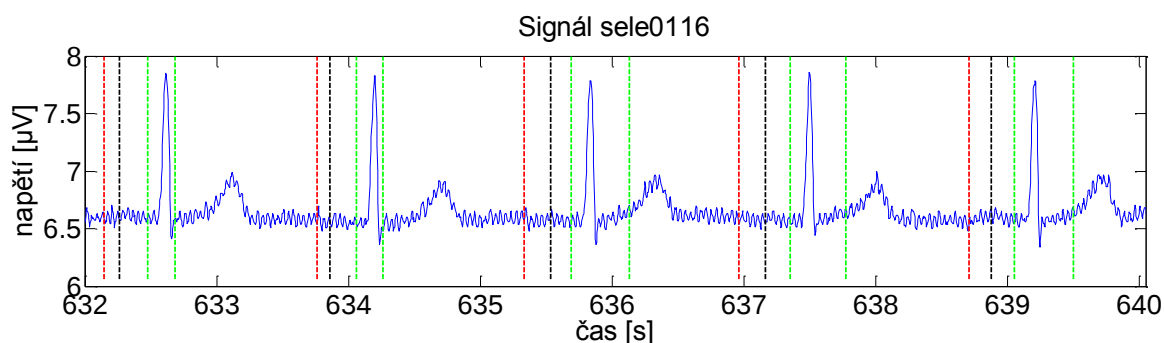
Obr. 39 je první z ukázek detekce. Zeleně jsou označeny hranice QRS komplexů (pro přehlednost), červeně jsou zaznačeny detekované P vlny a černě P vlny referenční (toto barevné značení se opakuje i u následujících signálů).

Jak můžeme vidět, hodnota P vlny detekované je téměř totožná nebo s minimální odchylkou stejná jako referenční hodnota. U zobrazeného signálu byla detekce 100 %. Takto vysoká detekce je díky tomu, že signál má minimální kolísání hodnot, většina R vln je štíhlých a vysokých a dá se relativně dobře detekovat. P vlna je výrazná a nesplývá s QRS komplexy, což hodně ulehčuje detekci.



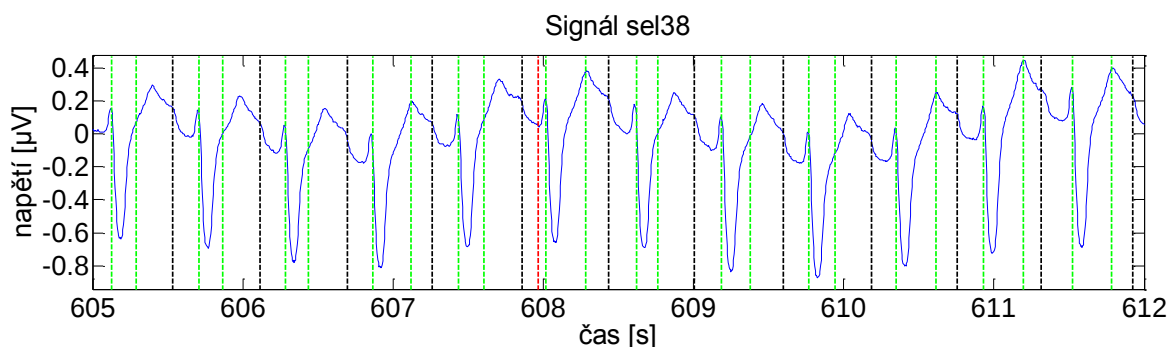
**Obr. 39: Rozměření signálu sel103**

Další ukázkou můžeme vidět na Obr. 40. Na první pohled bychom mohli říct, že detekce proběhla relativně úspěšně s větší odchylkou, ale byly detekovány P vlny, které jsou i označeny referenčními hodnotami. Ale když se podíváme na čísla, tak detekované hodnoty nebyly v nastavené toleranci a jsou vzdálené od referenční hodnoty o více než 120 ms. P vlna není na první pohled viditelná a trochu to vypadá, že byla v detekčním okně vybrána hodnota, která byla blízká podmínkám na to, aby byla hodnota definována jako P vlna. U takového signálu vyšly hodnoty TN a FN stejně, a to 15 ku 15. Detekce vypadá skoro jako náhodný výběr, což není moc dobrý výsledek.



**Obr. 40: Rozměření signálu sele0116**

Poslední ukázkou reprezentuje Obr. 41. Je to jeden ze signálů, o kterém můžeme říci, že detekce selhala. Hodnota správně detekovaných hodnot jsou 3 %, což je velmi málo. Jak můžeme vidět, tak hranice QRS komplexu jsou detekovány u každého komplexu správně, ale jejich P vlna není detekována. Detekce nemusela proběhnout korektně z důvodu negativní hodnoty P vlny, která ještě blízce naléhá na hranici QRS komplexu.



**Obr. 41: Rozměření signálu sel38**

## 8.2 Výsledky hodnocení

Pro zhodnocení bylo vybráno pár parametrů, které by měly vypovídat o funkčnosti detektoru a metody, která byla použita. Jsou to hodnoty počtu pravdivě pozitivních detekcí, počtu falešně pozitivních detekcí, počtu falešně negativních detekcí, senzitivita, pozitivní prediktivita a směrodatná odchylka.

Jak už bylo řečeno, testování proběhlo na 93 signálech. Tyto signály jsou rozděleny do 7 skupin podle toho, který druh srdeční činnosti či poruchy zastupují a také, z které původní databáze byla skupina zařazena do databáze QTDB. Anglické názvy těchto skupin nebyly přeloženy, protože překlad by mohl být zavádějící.

Tabulky jsem umístil do této části, abych ukázal, jaké jsou rozdíly mezi jednotlivými skupinami signálů a také jednotlivými signály v téže skupině. Zde uvedu dvě z celkového počtu sedmi. Zbylých pět tabulek bylo umístěno do přílohy.

Tab. 8 představuje signály, které byly pořízeny u zdravých jedinců. Tyto signály mají normální sinusový rytmus. Z hodnot, které byly vypočítány, vychází, že senzitivita je u devíti signálů z deseti 100 % a průměrná senzitivita je 99,33 %. Pozitivní prediktivita podle předpokladu vyšla nízká. Průměrná hodnota směrodatné odchylky je 9,4 ms. Na této sérii signálu byla detekce velice úspěšná.

**Tab. 5: D: Records from MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database**

| <b>Záznam</b>   | <b>Zaznačené beats</b> | <b>TP</b> | <b>FP</b>   | <b>FN</b> | <b>Se (%)</b> | <b>+P (%)</b> | <b><math>\sigma</math>[ms]</b> |
|-----------------|------------------------|-----------|-------------|-----------|---------------|---------------|--------------------------------|
| <b>sel16265</b> | <b>30</b>              | <b>30</b> | <b>999</b>  | <b>0</b>  | <b>100</b>    | <b>2,91</b>   | <b>12</b>                      |
| <b>sel16272</b> | <b>30</b>              | <b>30</b> | <b>819</b>  | <b>0</b>  | <b>100</b>    | <b>3,53</b>   | <b>5</b>                       |
| <b>sel16273</b> | <b>30</b>              | <b>30</b> | <b>1080</b> | <b>0</b>  | <b>100</b>    | <b>2,70</b>   | <b>7</b>                       |
| <b>sel16420</b> | <b>30</b>              | <b>30</b> | <b>1031</b> | <b>0</b>  | <b>100</b>    | <b>2,82</b>   | <b>3</b>                       |
| <b>sel16483</b> | <b>30</b>              | <b>30</b> | <b>1055</b> | <b>0</b>  | <b>100</b>    | <b>2,76</b>   | <b>5</b>                       |
| <b>sel16539</b> | <b>30</b>              | <b>30</b> | <b>890</b>  | <b>0</b>  | <b>100</b>    | <b>3,26</b>   | <b>4</b>                       |
| <b>sel16773</b> | <b>30</b>              | <b>28</b> | <b>978</b>  | <b>2</b>  | <b>93,33</b>  | <b>2,78</b>   | <b>13</b>                      |
| <b>sel16786</b> | <b>30</b>              | <b>30</b> | <b>893</b>  | <b>0</b>  | <b>100</b>    | <b>3,25</b>   | <b>4</b>                       |
| <b>sel16795</b> | <b>30</b>              | <b>30</b> | <b>729</b>  | <b>0</b>  | <b>100</b>    | <b>3,95</b>   | <b>12</b>                      |
| <b>sel17453</b> | <b>30</b>              | <b>30</b> | <b>1015</b> | <b>0</b>  | <b>100</b>    | <b>2,87</b>   | <b>29</b>                      |

Druhá z uvedených tabulek představuje pacienty s náhlou smrtí. U těchto signálů už výsledky nebyly tak dobré, což vychází z charakteru signálů. Průměrná směrodatná odchylka vyšla 74,18 %, směrodatná odchylka 29,84 % a průměrná pozitivní prediktivita 2 %. Tyto výsledky jsou důsledkem elektrické aktivity srdce před náhlým selháním srdce. Hodnoty QRS komplexu nejsou výrazné anebo zkreslené a P vlna není zřejmá, signál má v hodně případech kolísavý charakter.

**Tab. 6: F: Records from “sudden death“ patients from BIH**

| <b>Záznam</b>   | <b>Zaznačené beats</b> | <b>TP</b> | <b>FP</b>   | <b>FN</b> | <b>Se (%)</b> | <b>+P (%)</b> | <b><math>\sigma</math>[ms]</b> |
|-----------------|------------------------|-----------|-------------|-----------|---------------|---------------|--------------------------------|
| <b>sel17152</b> | <b>30</b>              | <b>30</b> | <b>1596</b> | <b>0</b>  | <b>100</b>    | <b>1,84</b>   | <b>9</b>                       |
| <b>sel30</b>    | <b>30</b>              | <b>29</b> | <b>996</b>  | <b>1</b>  | <b>96,66</b>  | <b>2,82</b>   | <b>4</b>                       |
| <b>sel31</b>    | <b>30</b>              | <b>28</b> | <b>1057</b> | <b>2</b>  | <b>93,33</b>  | <b>2,58</b>   | <b>37</b>                      |
| <b>sel32</b>    | <b>30</b>              | <b>27</b> | <b>1171</b> | <b>3</b>  | <b>90</b>     | <b>2,25</b>   | <b>36</b>                      |
| <b>sel33</b>    | <b>30</b>              | <b>2</b>  | <b>523</b>  | <b>28</b> | <b>6,66</b>   | <b>0,38</b>   | <b>16</b>                      |
| <b>sel34</b>    | <b>30</b>              | <b>29</b> | <b>866</b>  | <b>1</b>  | <b>96,66</b>  | <b>3,24</b>   | <b>22</b>                      |
| <b>sel38</b>    | <b>30</b>              | <b>1</b>  | <b>1432</b> | <b>29</b> | <b>3,33</b>   | <b>0,06</b>   | <b>28</b>                      |
| <b>sel39</b>    | <b>30</b>              | <b>15</b> | <b>1228</b> | <b>15</b> | <b>50</b>     | <b>1,20</b>   | <b>48</b>                      |
| <b>sel40</b>    | <b>30</b>              | <b>9</b>  | <b>1057</b> | <b>21</b> | <b>30</b>     | <b>0,84</b>   | <b>37</b>                      |
| <b>sel41</b>    | <b>30</b>              | <b>21</b> | <b>1352</b> | <b>9</b>  | <b>70</b>     | <b>1,52</b>   | <b>45</b>                      |
| <b>sel42</b>    | <b>30</b>              | <b>4</b>  | <b>863</b>  | <b>26</b> | <b>13,33</b>  | <b>0,46</b>   | <b>24</b>                      |
| <b>sel43</b>    | <b>30</b>              | <b>30</b> | <b>1397</b> | <b>0</b>  | <b>100</b>    | <b>2,10</b>   | <b>11</b>                      |
| <b>sel44</b>    | <b>22</b>              | <b>22</b> | <b>1301</b> | <b>0</b>  | <b>100</b>    | <b>1,66</b>   | <b>34</b>                      |
| <b>sel45</b>    | <b>30</b>              | <b>30</b> | <b>942</b>  | <b>0</b>  | <b>100</b>    | <b>3,08</b>   | <b>22</b>                      |
| <b>sel46</b>    | <b>29</b>              | <b>23</b> | <b>831</b>  | <b>6</b>  | <b>79,31</b>  | <b>2,69</b>   | <b>31</b>                      |
| <b>sel47</b>    | <b>30</b>              | <b>28</b> | <b>856</b>  | <b>2</b>  | <b>93,33</b>  | <b>3,16</b>   | <b>44</b>                      |
| <b>sel48</b>    | <b>30</b>              | <b>30</b> | <b>1365</b> | <b>0</b>  | <b>100</b>    | <b>2,15</b>   | <b>35</b>                      |
| <b>sel49</b>    | <b>30</b>              | <b>30</b> | <b>796</b>  | <b>0</b>  | <b>100</b>    | <b>3,63</b>   | <b>30</b>                      |
| <b>sel51</b>    | <b>30</b>              | <b>28</b> | <b>719</b>  | <b>2</b>  | <b>93,33</b>  | <b>3,74</b>   | <b>38</b>                      |
| <b>sel52</b>    | <b>30</b>              | <b>28</b> | <b>1383</b> | <b>2</b>  | <b>93,33</b>  | <b>1,98</b>   | <b>25</b>                      |

Srovnání výsledků této práce s výsledky dosaženými jinými metodami je uvedeno v Tab. 7. Ale srovnání jako takové je dosti těžké. V práci, ze které je toto srovnání, provádějí detekci na 40 signálech z databáze *qtdb*. Referenční hodnoty vytvořili pomocí jiného algoritmu a poté srovnávali s algoritmem svým. Oproti tomu tato práce srovnává detekované hodnoty s hodnotami, které ručně zaznačili odborníci v oblasti kardiologie.

**Tab. 7: Srovnání výsledků této práce s výsledky dosaženými jinými metodami**

| <b>Metoda</b>                   | <b>Se (%)</b> | <b>+P (%)</b> |
|---------------------------------|---------------|---------------|
| <b>Tato práce</b>               | <b>92,38</b>  | <b>2,91</b>   |
| <b>Chatterjee et al. [30]</b>   | <b>97,58</b>  | <b>96,84</b>  |
| <b>Homaeinezhad et al. [31]</b> | <b>99,97</b>  | <b>99,99</b>  |
| <b>Madeiro et al. [32]</b>      | <b>99,32</b>  | <b>99,47</b>  |

### 8.3 Diskuse

Detektor P vlny byl navržen především kvůli rozpoznání sinusového rytmu, což je druh signálu, kdy za P vlnou následuje QRS komplex. Na nesinusové rytmy se provádí analýza jiným způsobem nebo se nevyhodnocují. Největší problém u detekce je ten, že v každém svodu mohou mít P vlny jinou morfologii. Z tohoto důvodu může být někdy obtížné určit přesný "okamžik" P vlny.

V této kapitole byly zhodnoceny hodnoty detekované navrženým algoritmem. Bohužel všechny detekce a vypočítané hodnoty jsou výsledky pro jednotlivé signály/svody, proto lze posoudit, že se jedná o lokální detekce.

Pro tyto výsledné hodnoty jsem uvažoval rozšíření o detekci globální. To znamená, že by se využily informace získané ze všech svodů. Pokud by byla detekce úspěšná ve většině svodů (vlna je detekována), bude pravděpodobnost, že se taková vlna nachází i ve svodech ostatních. Takovým způsobem by se mohla zvýšit celková účinnost detekce. Pro získání těchto hodnot se často používá shluková analýza.

Avšak během postupu práce byla globální analýza shledána za zbytečnou. Což bylo zapříčiněno, že databáze QTDB má sice 105 signálů, ale pro každý signál odpovídají jen dva svody. Zároveň k tomuto byly tyto svody náhodně vybrány nebo určeny pro dobré reprezentování hodnot, které byly naměřeny na jednotlivých pacientech. Vzhledem k této skutečnosti bylo zbytečné provést globální analýzu. Oproti tomu databáze CSE má signály skládající se z více svodu, přestože nemá referenční hodnoty vrcholu P vlny, nabízí databáze referenční hodnoty začátku a konce P vlny. Tímto by se nabízela možnost detekovat hodnotu, která se nachází „někde“ mezi těmito hodnotami. Ale zádrhel je v tom, že takové začátky a konce byly zaznačeny jen u jednoho průběhu ve svodech, proto jakékoliv následující hodnocení ztrácelo smysl.

Jeden s posouzených parametrů uvedených v tabulkách je směrodatná odchylka. Tento parametr se hlavně používá u detekce R vlny. Na toto místo byl zařazen z několika důvodů. Detektory P vln byly navrženy, aby byly schopny detekce přítomnosti či nepřítomnosti jednotlivých P vln. Pokud by byl ve výsledku parametr nepřítomný, mohlo by se zdát, že je zbytečný. Vzhledem k této okolnosti by se vzala referenční data, porovnala se s hodnotami detekovanými a rozhodlo by se o tom, jestli byla vlna detekována v místě, které bylo určeno s nějakou větší tolerancí. To by ale mohlo vést ke zmateným výsledkům, protože by detektor mohl rozpoznat T vlnu teoreticky a my bychom takovou detekci hodnotili jako správnou. Proto i určení tolerance hraje velkou roli ve spolehlivosti detekce. Oproti tomu by mohla zbytečně malá tolerance odstranit hodnoty, které by mohly být prohlášeny za správnou detekci P vlny. Proto se hledá určitá hodnota tolerance, aby se dosáhlo nejvyšší spolehlivosti detekce. V této práci byla hodnota tolerance zvolena jako 120 ms, což by mělo odpovídat rozmezí začátek p vlny a konec QRS komplexu.

Další parametr, který je za normálních podmínek hodnocen a vypovídá o detekci, je pozitivní predikce. Bohužel jak už bylo, řečeno pro toto měření na určených datech vycházela průměrná pozitivní predikce kolem 5%, což by znamenalo dosažení velmi špatného výsledku.

Jediným parametrem, který může vypovídat o spolehlivosti detekce v podmínkách této práce je senzitivita. Přestože jsme měli k dispozici omezenou databázi referenčních hodnot, tak jsme byli schopni vyhodnotit správně a falešně detekované pozice P vln. Pro tuto práci vyšla průměrná hodnota 92,38% pro detekci na všech 96 signálů. Když odebereme z testování nejhorší skupinu výsledků (tab. 6), senzitivita se zvýší na 97,12%. Taková hodnota už je dosti blízká hodnotě, která vyšla autorovi Chatterjee et al. [30]

Výsledek detekce je dle mého uspokojivá, myslím, že by se dala ještě zlepšit přidáním dalších podmínek a kritérií nebo kombinací více technik detekce

## 9 Závěr

V prvním bodě zadání diplomové práce bylo za úkol nastudovat a seznámit se s metodami, které se používají pro detekci P vlny. Jelikož přímá detekce P vlny není plně možná, teoretická část se proto zabývá metodami používaných při detekci QRS komplexu. Z těchto metod většinou vychází i detekce P vlny. Postupy, které byly představeny, jsou procesy založené na diferenci, číslicové filtraci, vlnkové transformaci a neuronové síti. Také byly zmíněny dalších méně známé i používané metody.

Z těchto dostupných postupů byl vybrán jeden, a to vlnková transformace, konkrétně postup spojitě vlnkové transformace (CWT), který je známý svou robustností během detekce QRS a rozměrování QRS signálu. Tento postup je podrobněji rozepsán v kapitole 4. Dle teoretických znalostí byl v programovacím prostředí Matlab vytvořen program na rozměření QRS komplexu, jeho odstranění a detekci P vlny.

Tento program byl otestován a ukázka jeho testování je zařazena do kapitoly 5. Jak je v kapitole popsáno, algoritmus funguje, i přesto se objevují některé chyby při detekci. Tyto problémy vznikají u všech signálů způsobem, že na okraji a konci vypadává detekce hranic QRS komplexu a jedné P vlny. U jednoho z testovaných signálů byla zjištěna falešná detekce QRS komplexu.

V další části práce jsou popsány dvě testovací databáze (CSE, PhysioNet). Pro účel rychlého zpracování byla vytvořena funkce, která dávkově zpracovává stažená data z databáze PhysioNet.

Poslední část práce se zabývá návrhem automatického testování vytvořené funkce pro detekci P vlny. V této fázi jsou určeny parametry pro srovnání výsledků a dále jsou statisticky zhodnoceny. V kapitole 8 jsou umístěny ukázky jednotlivých detekcí na databázi PhysioNet, jejichž vyhodnocení je formou tabulek. Následuje diskuze, která pojednává o většině dosažených výsledků. Program téměř dosáhl kvality detektoru srovnatelnou s návrhy od jiných autorů. Kvalitnější detekce by se mohlo dosáhnout kombinací více technik detekce a konečné porovnání jejich výsledků, například pomocí shlukové analýzy.

Zadání diplomové práce bylo tímto splněno.

## Použitá literatura

- [1] WILHELM, Zdeněk. *Stručný přehled fyziologie člověka pro bakalářské studijní programy*. Brno: Masarykova univerzita v Brně, 2002, 116 s. ISBN 80-210-2837-8.
- [2] SILBERNAGL, Stefan a Agamemnon DESPOPOULOS. *Atlas fyziologie člověka. 6. přeprac. a rozš. vyd.* Praha: Grada, 2004, XII, 435 s. ISBN 80-247-0630-X.
- [3] KOZUMPLÍK, J. *Analýza biologických signálů*, VUT v Brně, 2011.
- [4] HAMAN, MUDr. Petr. Výukový web EKG. In: *Výukový web EKG* [online]. Plzeň, - [cit. 2014-12-13]. Dostupné z: <http://ekg.kvalitne.cz/>
- [5] KOHLER, B.-U., C. HENNIG a R. ORGLMEISTER. The principles of software QRS detection. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine* [online]. 2002, vol. 21, issue 1, s. 42-57 [cit. 2014-12-13]. DOI: 10.1109/51.993193. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=993193>
- [6] 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.
- [7] BALDA, R. A.; DILLER, G.; DEARDORFF, E. et al. The HP ECG analysis program. In *Proceedings of Trends in Computer-Processed Electrocardiograms*, Amsterdam, The Netherlands 1977, pp. 197-204.
- [8] M.L. Ahlstrom and W.J. Tompkins, *Automated high-speed analysis of holter tapes with microcomputers*, IEEE Trans. Biomed. Eng., vol.30, pp. 651-657, Oct. 1983.
- [9] M. Okada, *A digital filter for the QRS complex detection*, IEEE Trans. Biomed. Eng., vol.26, pp. 700-703, Dec. 1979.
- [10] Z. Dokur, T. Olmez, E. Yazgan, and O.K.Ersoy, "Detection of ECG waveforms by neural networks," Med. Eng. Phys., vol. 19, no. 8, pp.738-741, 1997.
- [11] B.C. Yu, S. Liu, M. Lee, C.Y. Chen, and B.N. Chiang, "A nonlinear digital filter for cardiac QRS complex detection," J. Clin. Eng., vol.10, pp. 193-201, 1985.
- [12] P.S. Hamilton and W.J. Tompkins, "Quantitative investigation of QRS detection rules using the MIT/BIH arrhythmic database," IEEE Trans.Biomed. Eng., vol. 33, pp.1157-1165, 1986.
- [13] C.S. Burrus, R.A. Gopinath, and H. Guo, *Introduction to Wavelets and Wavelet Transforms*. Upper Saddle River, NJ: Prentice Hall, 1998.

- [14] G. Strang and T. Nguyen, *Wavelets and Filter Banks*. Cambridge, MA: Wellesley-Cambridge Press, 1996.
- [15] S. Mallat and W.L. Hwang, "Singularity detection and processing with wavelets," *IEEE Trans. Inform. Theory*, vol. 38, pp. 617-643, 1992.
- [16] J.A. Crowe, N.M. Gibson, M.S. Woolfson, and M.G. Somekh, "Wavelet transform as a potential tool for ECG analysis and compression," *J.Biomed. Eng.*, vol. 14, no. 3, pp. 268-272, 1992.
- [17] H.-H. Bothe, *Neuro-Fuzzy-Methoden*. Berlin, Germany: Springer-Verlag, 1997.
- [18] D.A. Coast, R.M. Stern, G.G. Cano, and S.A. Briller, "An approach to cardiac arrhythmia analysis using hidden Markov models," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 37, pp. 826-836, 1990.
- [19] P.E. Trahanias, "An approach to QRS complex detection using mathematical morphology," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 40, no. 2, pp. 201-205, 1993.
- [20] Q. Xue, Y. H. Hu, and W. J. Tompkins, "Neural-network-based adaptive matched filtering for QRS detection," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 39, pp. 317-329, 1992.
- [21] R. Poli, S. Cagnoni, and G. Valli, "Genetic design of optimum linear and nonlinear QRS detectors," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 42, pp. 1137-1141, 1995.
- [22] VÍTEK, M.; KOZUMPLÍK, J. *Detekce komplexů QRS v signálech EKG založená na spojitě vlnkové transformaci*. Elektrevue - Internetový časopis (<http://www.elektrevue.cz>), 2009, roč. 2009, č. 21, s. 1-5. ISSN: 1213- 1539.
- [23] YOON, Uk-Jin, In-Seop HWANG, Yeon-Sik NOH, In-Cheol CHUNG a Hyung-Ro YOON. Comparison of CWT with DWT for detecting Qrs Complex on Wearable ECG Recorder. *2010 International Conference on Wavelet Analysis and Pattern Recognition* [online]. IEEE, 2010, č. 10, s. 300-303 [cit. 2015-2-15]. DOI: 10.1109/ICWAPR.2010.5576361. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=5576361>
- [24] FAYN, J., P. RUBEL a P.W. MACFARLANE. Can the lessons learned from the assessment of automated electrocardiogram analysis in the Common Standards for quantitative Electrocardiography study benefit measurement of delayed contrast-enhanced magnetic resonance images?. *Journal of Electrocardiology*. 2007, roč. 40, č. 3, s. 246–250. ISSN 0022-0736.
- [25] The CSE working party. Common standards for quantitative electrocardiography: CD-ROM version of the CSE data bases. 1990.

- [26] WILLEMS, J.L., P. ARNAUD, J.H. VANBEMMEL, P.J. BOURDILLON, R. DEGANI, B. DENIS, F.M. A. HARMS, P.W. MACFARLANE, G. MAZZOCCA, J. MEYER, H.J. RITSEMA VAN ECK, E.O. ROBLES DE MEDINA a C. ZYWIETZ. Establishment of a reference library for evaluating computer ECG measurement programs. *Computers and Biomedical Research*. 1985, roč. 18, č. 5, s. 439–457. ISSN 0010-4809.
- [27] WILLEMS, J.L., P. ARNAUD, J.H. VANBEMMEL, P.J. BOURDILLON, R. DEGANI, B. DENIS, I. GRAHAM, F.M.A. HARMS, P.W. MACFARLANE, G. MAZZOCCA, J. MEYER a C. ZYWIETZ. A reference database for multilead electrocardiographic computer measurement programs. *Journal of the American College of Cardiology*. 1987, roč. 10, č. 6, s. 1313–1321. ISSN 0735 1097.
- [28] WILLEMS, J.L., P. ARNAUD, J.H. VANBEMMEL, R. DEGANI, P.W. MACFARLANE a C. ZYWIETZ. Common standards for quantitative electrocardiography: goals and main results. *Methods of Information in Medicine*. 1990, roč. 29, č. 4, s. 263–271. ISSN 0026-1270.
- [29] MUDr. Jiří. *EKG obecně* [online]. 2011 [cit. 2015-05-19]. Dostupné z: <http://www.stefajir.cz/?q=ekg-obecne>
- [30] H.K. Chatterjee, R. Gupta, M. Mitra, Real time P and T wave detection from ECG using FPGA, *Procedia Technol.* 4(2012)840–844.
- [31] M.R. Homaeinezhad, M.N. Erfanian, H. Naseri, A correlation analysis-based detection and delineation of ECG characteristic events using template wave-forms extracted by ensemble averaging of clustered heart cycles, *Comput. Biol. Med.* 44(1)(2014)66–75.
- [32] A. Martínez, R. Alcaraz, J.J. Rieta, Application of the phase transform for automatic delineation of single-lead ECG fiducial points, *Physiol. Meas.* 31(11) (2010) 1467–1485.

# Seznam zkratek

|           |                                                                                                                |
|-----------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| a         | měřítko (dilatace) vlnky                                                                                       |
| AHA       | standardní databáze signálů EKG (z angl. The American Heart Association)                                       |
| AP        | akční potenciál                                                                                                |
| $a_{vh}$  | vhodná měřítka vlnkové transformace                                                                            |
| avL       | průměrná délka slova (z angl. average Length)                                                                  |
| b         | posun (translace) vlnky                                                                                        |
| CSE       | 1. projekt, 2. standardní databáze signálů EKG (z angl. Common Standards for Quantitative Electrocardiography) |
| CWT       | spojitá vlnková transformace (z angl. Continuous Wavelet Transform)                                            |
| DTW       | vlnková transformace s diskretním časem (z angl. Discrete-Time Wavelet Transform)                              |
| DyDTWT    | dyadická forma vlnkové transformace s diskretním časem (z angl. Dyadic Discrete-Time Wavelet Transform)        |
| EKG       | elektrokardiogram                                                                                              |
| $f_{vz}$  | vzorkovací frekvence                                                                                           |
| LVQ       | samoučící se síť (z angl. Learning Vector Quantization)                                                        |
| m         | průměrná odchylka mezi referenčními a detekovanými pozicemi                                                    |
| MLP       | vícevrstvý perceptron (z angl. Multilayer Perceptron)                                                          |
| RBF       | funkce s radiální bází (z angl. Radial Basis Function)                                                         |
| RR        | interval mezi dvěma po sobě jdoucími vlnami R                                                                  |
| WT        | vlnková transformace (z angl. Wavelet Transform)                                                               |
| $\xi$     | prahová hodnota pro detekci                                                                                    |
| $\psi(t)$ | mateřská vlnka                                                                                                 |

# Seznam příloh

**P1** Tabulky výsledku automatického vyhodnocení

# P1 Tabulky výsledku automatického vyhodnocení

**Tab. 8: A: Records from MIT-BIH Arrhythmia Database**

| Záznam | Zaznačené beats | TP | FP   | FN | Se (%) | +P (%) | $\sigma$ [ms] |
|--------|-----------------|----|------|----|--------|--------|---------------|
| sel103 | 30              | 30 | 1016 | 0  | 100    | 2,86   | 28            |
| sel116 | 50              | 50 | 1149 | 0  | 100    | 4,17   | 12            |
| sel117 | 30              | 30 | 734  | 0  | 100    | 3,92   | 26            |
| sel123 | 30              | 30 | 724  | 0  | 100    | 3,97   | 22            |
| sel213 | 71              | 71 | 1583 | 0  | 100    | 4,29   | 10            |
| sel223 | 31              | 30 | 1282 | 1  | 96,77  | 2,28   | 6             |
| sel231 | 50              | 49 | 681  | 1  | 98     | 6,71   | 33            |
| sel233 | 30              | 30 | 1525 | 0  | 100    | 1,92   | 9             |

**Tab. 9: B: Records from MIT-BIH ST Change Database**

| Záznam | Zaznačené beats | TP | FP   | FN | Se (%) | +P (%) | $\sigma$ [ms] |
|--------|-----------------|----|------|----|--------|--------|---------------|
| sel301 | 30              | 30 | 1321 | 0  | 100    | 2,22   | 5             |
| sel302 | 30              | 30 | 1470 | 0  | 100    | 2      | 13            |
| sel306 | 36              | 35 | 1003 | 1  | 97,22  | 3,37   | 22            |
| sel307 | 30              | 30 | 822  | 0  | 100    | 3,52   | 13            |
| sel308 | 50              | 50 | 1386 | 0  | 100    | 3,48   | 7             |

**Tab. 10: C: Records from MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia Database**

| Záznam | Zaznačené beats | TP | FP   | FN | Se (%) | +P (%) | $\sigma$ [ms] |
|--------|-----------------|----|------|----|--------|--------|---------------|
| sel803 | 30              | 30 | 994  | 0  | 100    | 2.92   | 5             |
| sel808 | 30              | 30 | 874  | 0  | 100    | 3.31   | 20            |
| sel811 | 30              | 29 | 674  | 1  | 96,66  | 4.13   | 39            |
| sel820 | 30              | 30 | 1127 | 0  | 100    | 2.59   | 21            |
| sel821 | 26              | 25 | 1531 | 1  | 96,15  | 1.60   | 31            |
| sel840 | 47              | 47 | 1132 | 0  | 100    | 3.98   | 32            |
| sel847 | 33              | 33 | 774  | 0  | 100    | 4.08   | 5             |
| sel853 | 30              | 29 | 1095 | 1  | 96,66  | 2.58   | 39            |
| sel871 | 70              | 67 | 848  | 3  | 95,71  | 7.32   | 31            |
| sel872 | 30              | 30 | 958  | 0  | 100    | 3.03   | 6             |
| sel873 | 33              | 33 | 824  | 0  | 100    | 3.85   | 19            |
| sel883 | 30              | 30 | 860  | 0  | 100    | 3.37   | 11            |
| sel891 | 58              | 56 | 1209 | 2  | 96,55  | 4.4269 | 36            |

**Tab. 11: G: Records from MIT-BIH Long-Term ECG Database**

| Záznam   | Zaznačené beats | TP | FP   | FN | Se (%) | +P (%) | $\sigma$ [ms] |
|----------|-----------------|----|------|----|--------|--------|---------------|
| sel14046 | 31              | 31 | 1245 | 0  | 100    | 2,42   | 21            |
| sel14157 | 28              | 28 | 1055 | 0  | 100    | 2,58   | 4             |
| sel14172 | 50              | 33 | 628  | 17 | 66     | 4,99   | 41            |
| sel15814 | 30              | 30 | 1000 | 0  | 100    | 2,91   | 5             |

**Tab. 12: E: Records from European ST-T Database**

| Záznam   | Zaznačené<br>beats | TP | FP   | FN | Se<br>(%) | +P (%) | $\sigma$ [ms] |
|----------|--------------------|----|------|----|-----------|--------|---------------|
| sele0104 | 30                 | 29 | 773  | 1  | 96,66     | 3,61   | 29            |
| sele0106 | 30                 | 28 | 870  | 2  | 93,33     | 3,11   | 37            |
| sele0107 | 34                 | 29 | 788  | 5  | 85,29     | 3,54   | 22            |
| sele0110 | 30                 | 29 | 930  | 1  | 96,66     | 3,02   | 21            |
| sele0111 | 30                 | 30 | 880  | 0  | 100       | 3,29   | 16            |
| sele0112 | 50                 | 47 | 639  | 3  | 94        | 6,85   | 21            |
| sele0114 | 30                 | 22 | 674  | 8  | 73,33     | 3,16   | 37            |
| sele0116 | 30                 | 15 | 544  | 15 | 50        | 2,68   | 41            |
| sele0121 | 30                 | 30 | 1399 | 0  | 100       | 2,09   | 2             |
| sele0122 | 30                 | 30 | 1382 | 0  | 100       | 2,12   | 11            |
| sele0124 | 50                 | 50 | 1069 | 0  | 100       | 4,46   | 15            |
| sele0126 | 30                 | 30 | 913  | 0  | 100       | 3,18   | 5             |
| sele0129 | 30                 | 28 | 722  | 2  | 93,33     | 3,73   | 25            |
| sele0133 | 30                 | 30 | 808  | 0  | 100       | 3,57   | 31            |
| sele0136 | 30                 | 27 | 780  | 3  | 90        | 3,34   | 37            |
| sele0166 | 36                 | 35 | 753  | 1  | 97,22     | 4,31   | 22            |
| sele0170 | 30                 | 30 | 865  | 0  | 100       | 3,35   | 5             |
| sele0203 | 30                 | 30 | 1215 | 0  | 100       | 2,40   | 28            |
| sele0210 | 30                 | 30 | 1031 | 0  | 100       | 2,82   | 23            |
| sele0211 | 30                 | 30 | 1543 | 0  | 100       | 1,90   | 5             |
| sele0303 | 30                 | 30 | 1014 | 0  | 100       | 2,87   | 25            |
| sele0405 | 30                 | 30 | 1183 | 0  | 100       | 2,47   | 23            |
| sele0406 | 31                 | 30 | 928  | 1  | 96,77     | 3,13   | 11            |
| sele0409 | 30                 | 30 | 1705 | 0  | 100       | 1,72   | 21            |
| sele0411 | 30                 | 30 | 1172 | 0  | 100       | 2,49   | 5             |
| sele0509 | 30                 | 30 | 996  | 0  | 100       | 2,92   | 6             |
| sele0603 | 30                 | 30 | 848  | 0  | 100       | 3,41   | 13            |
| sele0604 | 30                 | 30 | 1094 | 0  | 100       | 2,66   | 30            |
| sele0606 | 30                 | 30 | 1412 | 0  | 100       | 2,08   | 31            |
| sele0607 | 30                 | 30 | 1153 | 0  | 100       | 2,53   | 15            |
| sele0609 | 30                 | 29 | 1095 | 1  | 96,66     | 2,58   | 33            |
| sele0612 | 30                 | 29 | 720  | 1  | 96,66     | 3,87   | 30            |
| sele0704 | 30                 | 27 | 1063 | 3  | 90        | 2,47   | 16            |