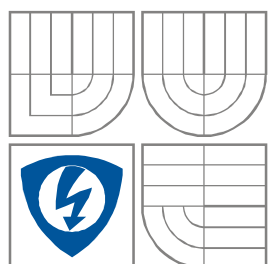




VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ**

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

DETEKCE A ROZMĚŘOVÁNÍ V SIGNÁLU EKG

A DETECTION AND MEASUREMENTS IN ECG SIGNALS

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. Vojtěch Toušek

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. Jiří KOZUMPLÍK, CSc.

BRNO, 2008

LICENČNÍ SMLOUVA POSKYTOVANÁ K VÝKONU PRÁVA UŽÍT ŠKOLNÍ DÍLO

uzavřená mezi smluvními stranami:

1. Pan/paní

Jméno a příjmení: Vojtěch Toušek
Bytem: Alšova 267/4, Jeseník, 790 01
Narozen/a (datum a místo): 12. srpna 1983 v Jeseníku

(dále jen „autor“)

a

2. Vysoké učení technické v Brně

Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií
se sídlem Údolní 53, Brno, 602 00
jejímž jménem jedná na základě písemného pověření děkanem fakulty:
prof. Ing. Jiří Jan, CSc, předseda rady oboru Biomedicínské a ekologické inženýrství
(dále jen „nabyvatel“)

Čl. 1

Specifikace školního díla

1. Předmětem této smlouvy je vysokoškolská kvalifikační práce (VŠKP):

- disertační práce
 - diplomová práce
 - bakalářská práce
 - jiná práce, jejíž druh je specifikován jako
- (dále jen VŠKP nebo dílo)

Název VŠKP: Detekce a rozměřování v signálu EKG

Vedoucí/ školitel VŠKP: doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.

Ústav: Ústav biomedicínského inženýrství

Datum obhajoby VŠKP: _____

VŠKP odevzdal autor nabyvateli*:

- v tištěné formě – počet exemplářů: 2
- v elektronické formě – počet exemplářů: 2

2. Autor prohlašuje, že vytvořil samostatnou vlastní tvůrčí činností dílo shora popsané a specifikované. Autor dále prohlašuje, že při zpracovávání díla se sám nedostal do rozporu s autorským zákonem a předpisy souvisejícími a že je dílo dílem původním.

3. Dílo je chráněno jako dílo dle autorského zákona v platném znění.

4. Autor potvrzuje, že listinná a elektronická verze díla je identická.

* hodíci se zaškrtněte

Článek 2

Udělení licenčního oprávnění

1. Autor touto smlouvou poskytuje nabyvateli oprávnění (licenci) k výkonu práva uvedené dílo nevýdělečně užít, archivovat a zpřístupnit ke studijním, výukovým a výzkumným účelům včetně pořizování výpisů, opisů a rozmnoženin.
2. Licence je poskytována celosvětově, pro celou dobu trvání autorských a majetkových práv k dílu.
3. Autor souhlasí se zveřejněním díla v databázi přístupné v mezinárodní síti
 - ihned po uzavření této smlouvy
 - 1 rok po uzavření této smlouvy
 - 3 roky po uzavření této smlouvy
 - 5 let po uzavření této smlouvy
 - 10 let po uzavření této smlouvy
(z důvodu utajení v něm obsažených informací)
4. Nevýdělečné zveřejňování díla nabyvatelem v souladu s ustanovením § 47b zákona č. 111/ 1998 Sb., v platném znění, nevyžaduje licenci a nabyvatel je k němu povinen a oprávněn ze zákona.

Článek 3

Závěrečná ustanovení

1. Smlouva je sepsána ve třech vyhotoveních s platností originálu, přičemž po jednom vyhotovení obdrží autor a nabyvatel, další vyhotovení je vloženo do VŠKP.
2. Vztahy mezi smluvními stranami vzniklé a neupravené touto smlouvou se řídí autorským zákonem, občanským zákoníkem, vysokoškolským zákonem, zákonem o archivnictví, v platném znění a popř. dalšími právními předpisy.
3. Licenční smlouva byla uzavřena na základě svobodné a pravé vůle smluvních stran, s plným porozuměním jejímu textu i důsledkům, nikoliv v tísní a za nápadně nevýhodných podmínek.
4. Licenční smlouva nabývá platnosti a účinnosti dnem jejího podpisu oběma smluvními stranami.

V Brně dne: 30. května 2008

.....
Nabyvatel

.....
Autor

Abstrakt

Automatická detekce charakteristických vln v EKG signálu a jejich rozměření je základní procedurou jakékoliv počítačové analýzy EKG. Zároveň je nezbytným krokem k usnadnění práce lékařům při vyhodnocování dlouhých záznamů. V této práci byla navržena a vyhodnocena metoda detekce a rozměřování jednosvodového záznamu EKG využívající dyadickou vlnkovou transformaci s následnou korekcí v pseudoortogonálním svodovém systému vybraného ze standardního 12-ti svodového systému.

Metoda využívá informace o pozici páru pozitivní maximum – negativní minimum k detekci charakteristických vln. Nejprve je detekován QRS komplex a jeho morfologie, tedy přítomnost vlny Q a S, následně jsou stanoveny začátek a konec QRS komplexu. Poté je v definovaném vyhledávacím okně detekována a rozměřena vlna T a nakonec je detekována a rozměřena vlna P. Při použití této metody byly porovnány výsledky pro dva typy vlněk, haarovu a quadratic spline. Navržená metoda byla otestována na databázi CSE. Při použití haarovy vlnky byla senzitivita QRS komplexu 99,14%. V práci byla následně otestována i přesnost rozměřování P-vlny, komplexu QRS a T-vlny. Při rozměřování P-vlny a komplexu QRS bylo dosaženo poměrně dobrých výsledků. Při detekci konce T-vlny byly výsledky horší. Odchylky jsou v práci přehledně zobrazeny v histogramech.

Klíčová slova

Rozměřování vln EKG, detekce komplexu QRS, P-vlna, T-vlna, vlnková transformace,

Abstract

Automatic detection and delineation of ECG characteristic points is a basic procedure of any analyze of ECG using computer. This detection is a necessary step to simplify the work of cardiologists to evaluate long ECG records. In this thesis is proposed and evaluate a method of detection and delineation in a single-lead ECG using dyadic wavelet transform followed by correction in pseudo-orthogonal lead system taken from standard 12-lead system.

The method uses information about position of positive maximum – negative minimum pair to detect ECG characteristic waves. At first the QRS complex is detected and than its morphology (waves Q and S) and the onset and end of the complex. After that the T-wave is detected and delineated within a searching window dependent on QRS position. And last the P-wave is detected and delineated. There are used two types of wavelets in developed method, “haar” and “quadratic spline”. The developed method was evaluated on CSE database. When haar wavelet was used the QRS detector sensitivity was 99.14%. In the work is also evaluated the accuracy of delineation characteristic points. As the P-wave and QRS complex delineation produced quite good results the T-wave end delineator produced relatively big deviations. All deviations are presented in histograms.

Keywords

ECG wave delineation, QRS detection, P wave, T wave, wavelet transform

Prohlášení

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma Detekce a rozměřování v signálu EKG jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této diplomové práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 30. května 2008

.....
podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu diplomové práce Doc. Ing. Jiřímu Kozumplíkovi, CSc. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé diplomové práce.

V Brně dne 30. května 2008

.....
podpis autora

Obsah

| | |
|---|----|
| 1. Úvod | 7 |
| 1.1 Popisované téma..... | 7 |
| 1.2 Cíle | 7 |
| 2. Signál EKG..... | 8 |
| 2.1 Vznik signálu EKG | 8 |
| 2.2 Svodové techniky | 9 |
| 3. Vlnková transformace | 11 |
| 3.1 Definice | 11 |
| 3.2 Použité mateřské vlnky | 12 |
| 4. Používané metody | 15 |
| 4.1 Detektor využívající paketovou DWT | 15 |
| 4.2 Detektor založený na dyadické WT | 16 |
| 4.3 Detektor založený na spojité WT | 18 |
| 5. Navržená metoda | 21 |
| 5.1 Detekce komplexu QRS | 22 |
| 5.2 Identifikace jednotlivých vln QRS komplexu..... | 24 |
| 5.3 Rozměřování QRS komplexu..... | 25 |
| 5.4 Detekce a rozměřování vlny T | 26 |
| 5.5 Detekce a rozměřování vlny P | 28 |
| 5.6 Vícesvodová technika korekce rozměření..... | 30 |
| 5.7 Struktura navrženého programu | 36 |
| 6. Testování | 38 |
| 6.1 Odolnost vůči rušení..... | 38 |
| 6.2 Plavání nulové izolinie | 39 |
| 6.3 Ostré T-vlny a P-vlny | 39 |
| 6.4 Extrasystoly | 40 |
| 6.5 Porucha převodního cyklu..... | 41 |
| 6.6 Impulsy kardiostimulátoru | 41 |
| 6.7 Vyhodnocení chybovosti QRS detektoru | 42 |
| 6.8 Vyhodnocení spolehlivosti rozměřování..... | 43 |
| 7. Závěr..... | 50 |
| 8. Literatura | 51 |
| 9. Přílohy | 52 |
| A. Tabulka odchylek pro použitou vlnku Haar | 52 |
| B. Tabulka odchylek pro použitou vlnku Quadratic spline | 54 |

1. Úvod

1.1 Popisované téma

Analýza signálu EKG je používána k diagnostice srdečních chorob, které jsou nejčastější příčinou úmrtí v rozvinutých zemích. Protože většina použitelné informace se vyskytuje v intervalech definovaných významnými body (charakteristickými vlnami EKG) je navržen robustní metody automatického rozměrování EKG velmi důležité. Automatické rozměrování signálu EKG usnadňuje práci lékařskému personálu, zejména při vyhodnocování dlouhých záznamů, ve kterých je potřeba hledat patologické jevy. Nebo může být součástí systému pro automatické vyhodnocení některých jevů, například detektoru alternací T vlny – TWA (T wave alternans).

V této práci byla navržena a otestována metoda automatického rozměrování EKG signálu, která využívá dyadickou vlnkovou transformaci. Tato metoda je založena na detekci v jednosvodovém záznamu EKG a následném upřesnění významných bodů pomocí jednoduchých rozhodovacích pravidel ve třech pseudoortogonálních svodech vybraných ze standardního 12-ti svodového záznamu EKG.

1.2 Cíle

Cílem práce je navrhnout funkční, pokud možno co nejrobustnější, detektor významných vln EKG signálu (tj. QRS-komplex, vlna T, vlna P) a u nich následně detekovat začátky a konce. Toto je předpoklad pro pozdější využití při vyměrování sledovaných intervalů v záznamu (QT interval, PQ interval, PR interval). A navrženou metodu otestovat na reálných signálech a zjistit tak její spolehlivost (chybovost).

Důraz je kladen zejména na vyhodnocení spolehlivosti navržené metody při detekci začátku a konce vlny P, začátku a konce QRS komplexu a konce vlny T.

2. Signál EKG

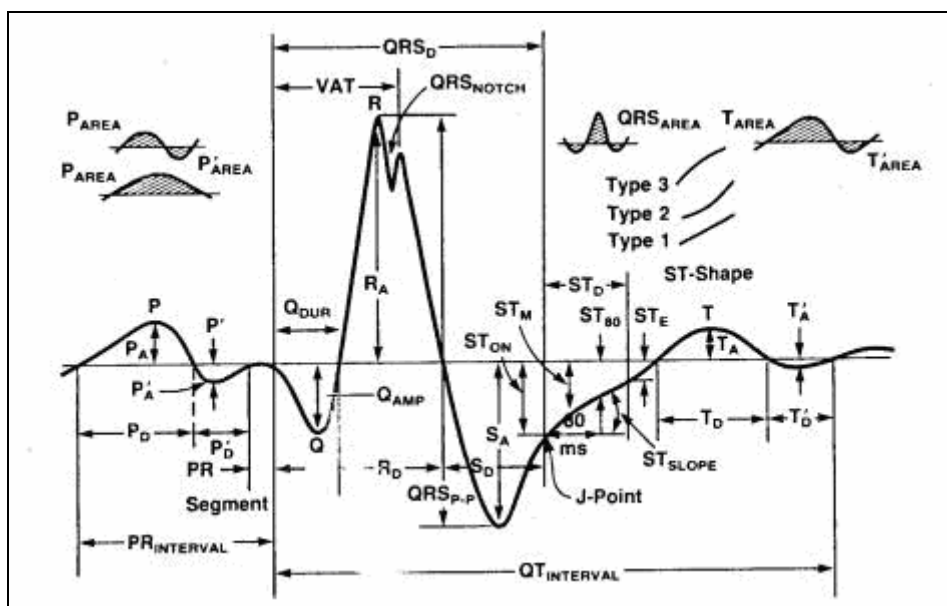
2.1 Vznik signálu EKG

Elektrokardiogram (EKG) je grafický záznam srdečních potenciálů snímaných z povrchu těla nebo ze srdečních dutin.

Stah svalových buněk začíná elektrickou změnou zvanou depolarizace. EKG snímané z povrchu těla zaznamenává depolarizaci všech jednotlivých buněk srdečního svalu. Tvar EKG vln závisí na sekvenci iontových změn, které depolarizaci působí, a na způsobu jak se tyto šíří srdcem. Je-li jednotlivá svalová buňka v klidu, její povrch je nabit pozitivně a vnitřek negativně. Rozdíl potenciálů na membráně je okolo -90mV . Elektrický podnět způsobí rychlý tok Na^+ z extracelulární tekutiny do buňky, čímž se vnitřek buňky stává oproti okolí pozitivním. Membránový potenciál rychle dosáhne $+30\text{mV}$. Počáteční proud sodíkových iontů rychle ustává a je následován pomalým vstupem dalších Na^+ iontů. V tomto stadiu se také pohybují relativně pomalu do svalové buňky kalciové ionty. Společný vstup těchto dvou iontů směřuje k tomu, aby se membránový potenciál stal ještě více pozitivním. Avšak toto je vyváženo únikem kalciového iontu z buňky ven.

Elektrickým výsledkem těchto pozdějších toků iontů je, že membránový potenciál svalové buňky se udržuje okolo nuly asi po 200ms a potom nastane repolarizační fáze, při níž klesá membránový potenciál na klidových -90mV .

Když povrch jedné srdeční buňky změní polaritu z pozitivní na negativní, vznikne proud pozitivních iontů z extracelulární tekutiny z přilehlých buněk k depolarizované. Tento iontový pohyb spustí depolarizaci v klidových buňkách. Depolarizace se tedy šíří jako postupující vlna z buňky, která byla jako první depolarizována. Povrchový elektrokardiogram zaznamená tuto vlnu depolarizace. Jelikož buňky myokardu jsou depolarizované, EKG zaznamená změnu elektrické aktivity na povrchu těla, ale když srdeční buňky jsou úplně depolarizované se stálým membránovým potenciálem rovným nule, EKG se vrátí k základní nulové linii. Během repolarizace vzniká druhá elektrická vlna na tělesném povrchu a EKG zaznamená další odklon, kterým je vlna T.



Obr. 2.1. Typický průběh signálu EKG a popis jednotlivých segmentů [6]

Charakteristický průběh signálu EKG je na **Obr.2.1**.

- **Vlna P** – představuje depolarizaci myokardu síní
- **Interval PQ (PR interval)** – představuje čas za který se depolarizace rozšíří po myokardu síní, přes A-V uzel a Hisův svazek
- **Komplex QRS** – představuje rozšíření depolarizace po myokardu komor
- **Segment ST** - doba, kdy jsou komory aktivovány (plató akčního potenciálu)
- **Vlna T** – představuje repolarizaci myokardu komor začínající u buněk, které byly aktivovány jako poslední (největší akční potenciál), a proto má vlna T stejnou polaritu jako největší výchylka komplexu QRS

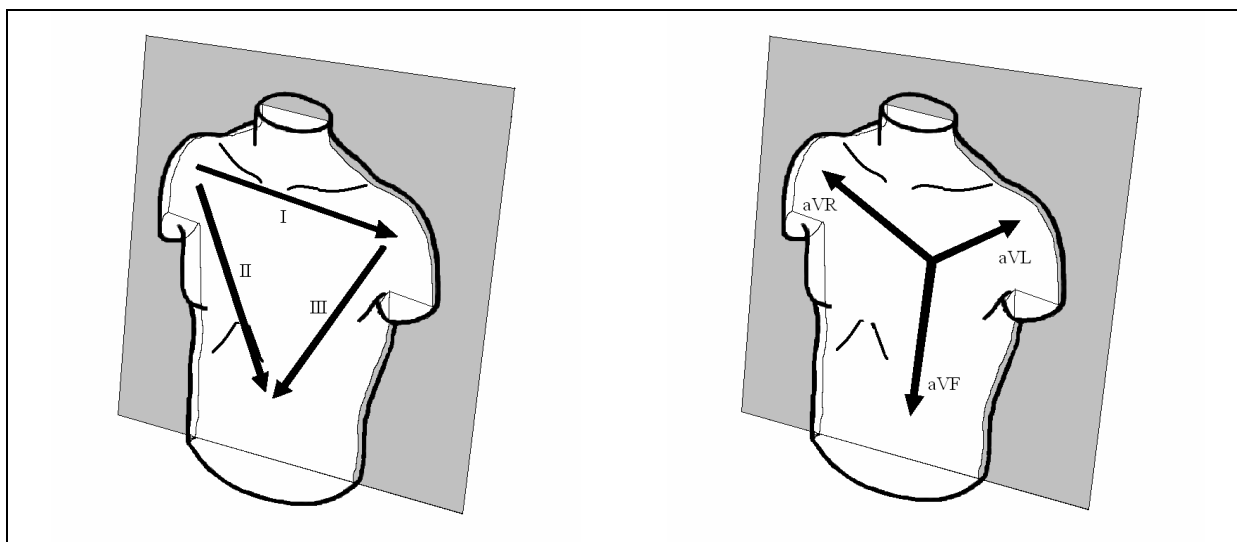
2.2 Svodové techniky

Standardní EKG se skládá ze zápisu 12 svodů. Termínem „svod“ se označuje křivka EKG vzniklá záznamem rozdílů potenciálů (elektrického napětí) mezi dvěma elektrodami.

Standardní končetinové svody (bipolární) se označují římskými čísly I, II, III a byly popsány na počátku 20. století objevitelem elektrokardiografie Einthovenem. Snímací elektrody jsou připojeny ke končetinám a podle konvence značeny vždy stejnou barvou.

- **Svod I** registruje rozdíl potenciálů mezi elektrodami na levé (LHK) a pravé horní končetině (PHK).
- **Svod II** registruje rozdíl potenciálů mezi elektrodami na levé dolní končetině (LDK) a pravé horní končetině (PHK).
- **Svod III** registruje rozdíl potenciálů mezi elektrodami na levé dolní končetině (LDK) a levé horní končetině (LHK).

Unipolární svody byly do praxe zavedeny Wilsonem v roce 1932. Registrují rozdíl potenciálů mezi snímací elektrodou a indifferenční elektrodou, která má velmi nízký potenciál blízký nule. Indifferenční elektroda je tvořena vzájemně propojenými třemi končetinovými elektrodami přes odpor 5k Ω .



Obr. 2.2. Vlevo – standardní bipolární končetinové svody. Vpravo – osy unipolárních končetinových svodů.

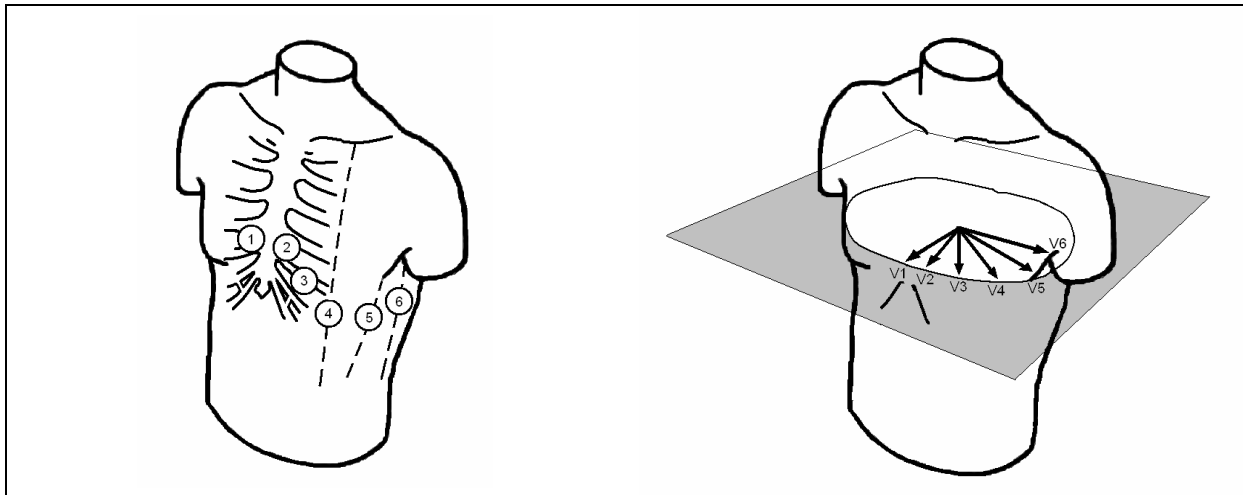
Unipolární končetinové svody. Snímací elektroda je umístěna na jedné z končetin a negativní pól je tvořen indifferenční elektrodou modifikovanou tak, že je z ní vynechána

končetina na které je elektroda snímací. Tato úprava zvyšuje amplitudu snímaného EKG a svody jsou potom označeny písmenem „a“ (jako augmentované).

- **aVR** z pravé horní končetiny
- **aVL** z levé horní končetiny
- **aVF** z levé dolní končetiny

Unipolární hrudní svody. Snímací elektrody jsou umístěny na přesně definovaných místech stěny hrudní. Hrudních elektrod se běžně používá šest a umísťují se (znázorněno na **Obr. 3.3.**) takto:

- **V₁**: 4. mezižebří parasternálně vpravo
- **V₂**: 4. mezižebří parasternálně vlevo
- **V₃**: uprostřed mezi V₂ a V₄
- **V₄**: v 5. mezižebří vlevo do medioklavikulární čáry
- **V₅**: v 5. mezižebří vlevo do přední axiální čáry
- **V₆**: v 5. mezižebří vlevo do střední axiální čáry



Obr. 2.3. Vlevo – standardní rozmístění unipolárních hrudních elektrod. Vpravo – osy hrudních svodů.

3. Vlnková transformace

3.1 Definice

Vlnková transformace se spojitým časem (WT – Wavelet Transform) je definovaná jako

$$W_a x(b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt, \quad a > 0 \quad (3.1)$$

Jedná se o časově-měřítkový rozklad, který může být interpretován jako korelace originálního signálu s vlnkami odvozenými z vlnky mateřské $\psi(t)$, která je obecně komplexní a musí mít nulovou střední hodnotu. Výsledná funkce $W_a x(b)$ je stejně jako jednotlivé vlnky popsána dvěma spojitě proměnnými parametry – dilatací a a translací b . Čím větší je konstanta a , tím širší je básová funkce a proto dává informaci o nízkofrekvenčních komponentách signálu a naopak. Z toho plyne, že časové rozlišení je vyšší na vyšších frekvencích než na nižších.

Zvláštním případem transformace je diskretní vlnková transformace (DWT) s parametry $a = a_0^m$ a $b = 2^m kT$, kde $a_0 > 1$, $T > 0$ a m, k jsou celočíselné. Nejčastější je dyadická DWT pro $a = 2^m$, $b = 2^m kT$, $m > 0$. Rovnice (3.1) pak přejde na tvar

$$W_{2^m} x(k) = \frac{1}{\sqrt{2^m}} \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \psi(2^{-m} t - kT) dt \quad (3.2)$$

Index m reprezentuje kmitočtové měřítko, index k časové měřítko, konstanta T udává hustotu vzorkování koeficientů na časové ose pro jednotlivé kmitočtové úrovně m .

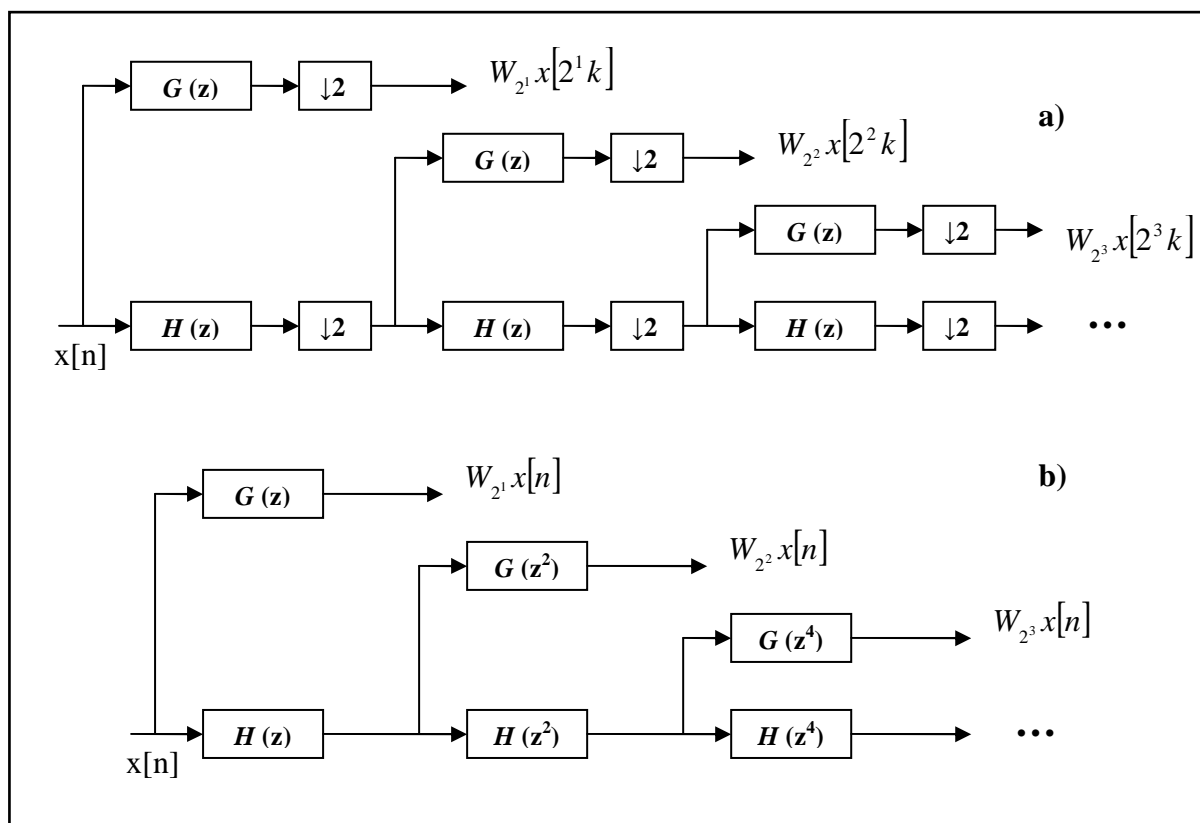
Dyadická DWT je charakteristická oktávovou podobou spekter soustavy vlnek. To je dáno tím, že s rostoucím m se krok posunutí a zvětšuje 2^m -krát. Transformaci lze tedy realizovat pomocí banky spojitých oktávových filtrů.

Vzhledem k tomu, že WT bývá ve většině případů realizována číslicově, mluví se sice o spojitě transformaci, ale jak vstupní signál, tak jeho transformace jsou diskretní. Dyadická vlnková transformace s diskretním časem (DTWT) je definována [7] jako

$$W_{2^m} x(n) = \sum_{i=-\infty}^{\infty} x(i) h_m(2^m n - i) = \sum_{i=-\infty}^{\infty} h_m(i) x(2^m n - i) \quad (3.3)$$

Lze ji tedy realizovat jako rozklad pomocí banky diskretních oktávových filtrů s impulsními charakteristikami $h_m(n)$ a může být realizována jako kaskáda identických buněk (dolní a horní propust typu FIR), jak je ukázáno na **Obr3.1.(a)**. Vzorkovací kmitočet na výstupu m -tého filtru je 2^m -krát nižší než vzorkovací kmitočet originálního signálu.

Z transformačních koeficientů a výsledku transformace lze znovu vytvořit originální signál pomocí rekonstrukční banky filtrů. Přesto v dané aplikaci budeme uvažovat pouze banku filtrů k dekompozici.



Obr. 3.1. Dva algoritmy pro DWT. (a) Mallatův algoritmus. (b) Algoritmus bez decimace (*à trous*)

Podvzorkování (decimace) za každým filtrem odstraňuje redundanci signálové reprezentace. Jako vedlejší efekt však dělá signálovou reprezentaci časově variantní a snižuje časové rozlišení vlnkových koeficientů pro vyšší kmitočtová měřítka m . Pro udržení časové invariance a časového rozlišení v různých měřítkách, byl použit stejný vzorkovací kmitočet pro každé měřítko m , což bylo dosaženo odstraněním decimačních stupňů a interpolací impulsní odezvy předcházejícího měřítka. Tento algoritmus je ukázán na **Obr.3.1.(b)**.

3.2 Použité mateřské vlnky

V metodě navržené v této práci byly použity dvě mateřské vlnky. První z nich – haarova vlnka – je implementovaná v prostředí Matlab a to buď přímo jako *haar*, nebo jako jedna z rodiny biortogonálních vlnek *bior1.1* a nebo jako vlnka z rodiny daubechies *db1*. Impulsní charakteristiky dekompozičních filtrů jsou

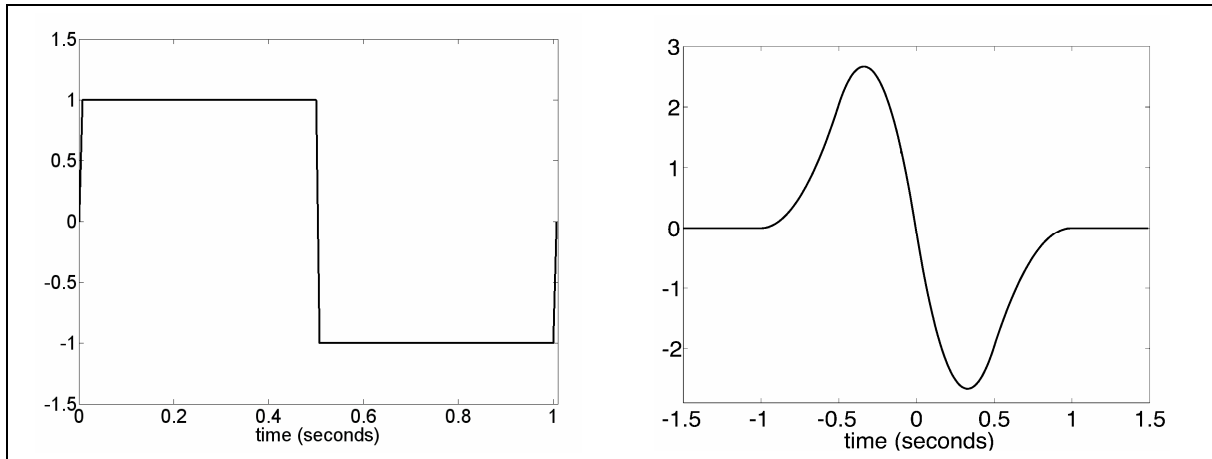
$$\begin{aligned}
 h[n] &= \frac{1}{\sqrt{2}} \{ \delta[n+1] + \delta[n] \} \\
 g[n] &= \frac{1}{\sqrt{2}} \cdot \{ -\delta[n+1] + \delta[n] \}
 \end{aligned}
 \tag{3.4}$$

kde $h[n]$ je impulsní charakteristika rozkladové dolní propusti a $g[n]$ impulsní charakteristika horní propusti. Časový průběh vlnky je na **Obr.3.2.** vlevo. Frekvenční vlastnosti na jednotlivých výstupech (pro různé měřítkové faktory m) jsou potom na **Obr.3.3.**

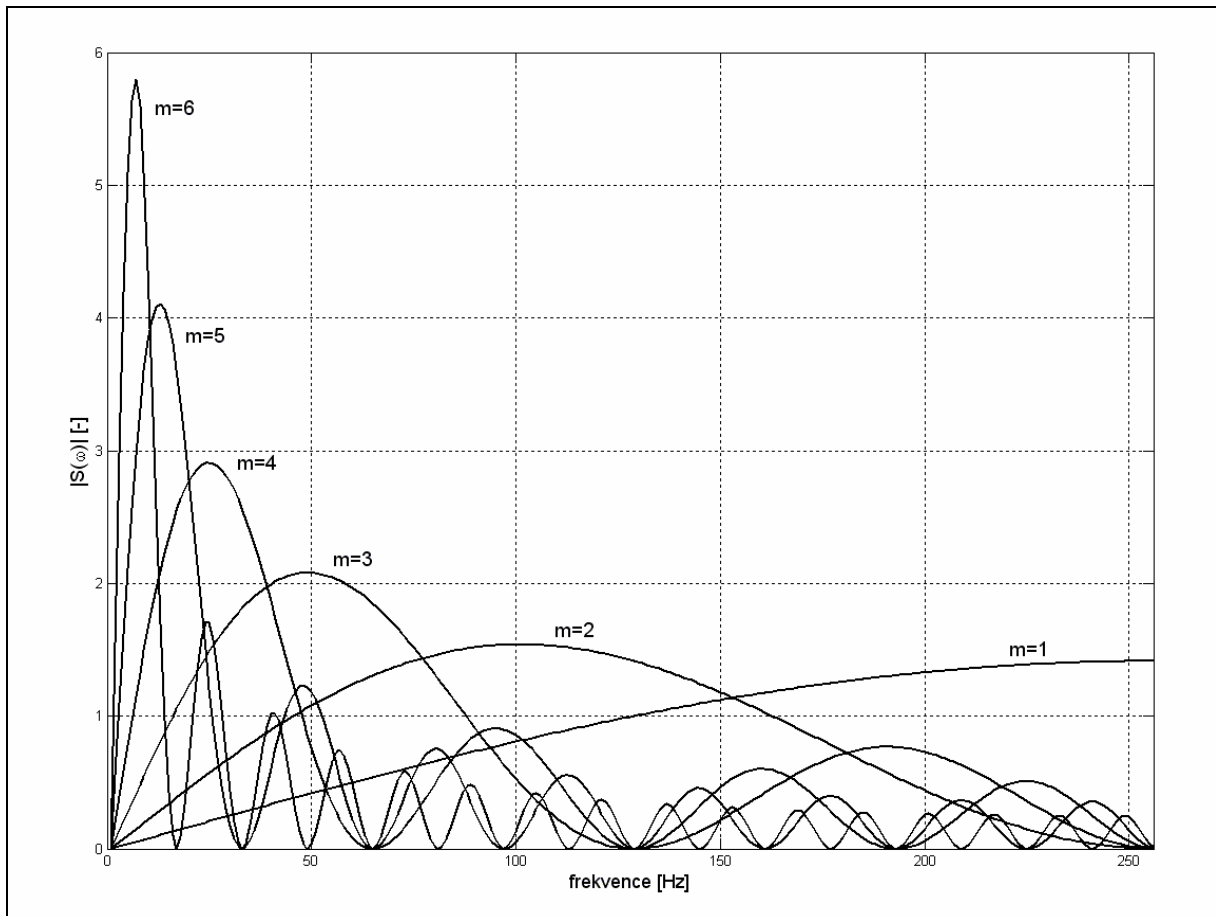
Druhá použitá vlnka – quadratic spline – popsaná v [1] má impulsní charakteristiky filtrů použitých k dekompozici signálu

$$h[n] = \frac{1}{8} \cdot \{\delta[n+2] + 3\delta[n+1] + 3\delta[n] + \delta[n-1]\}$$

$$g[n] = 2 \cdot \{\delta[n+1] - \delta[n]\}$$
(3.5)

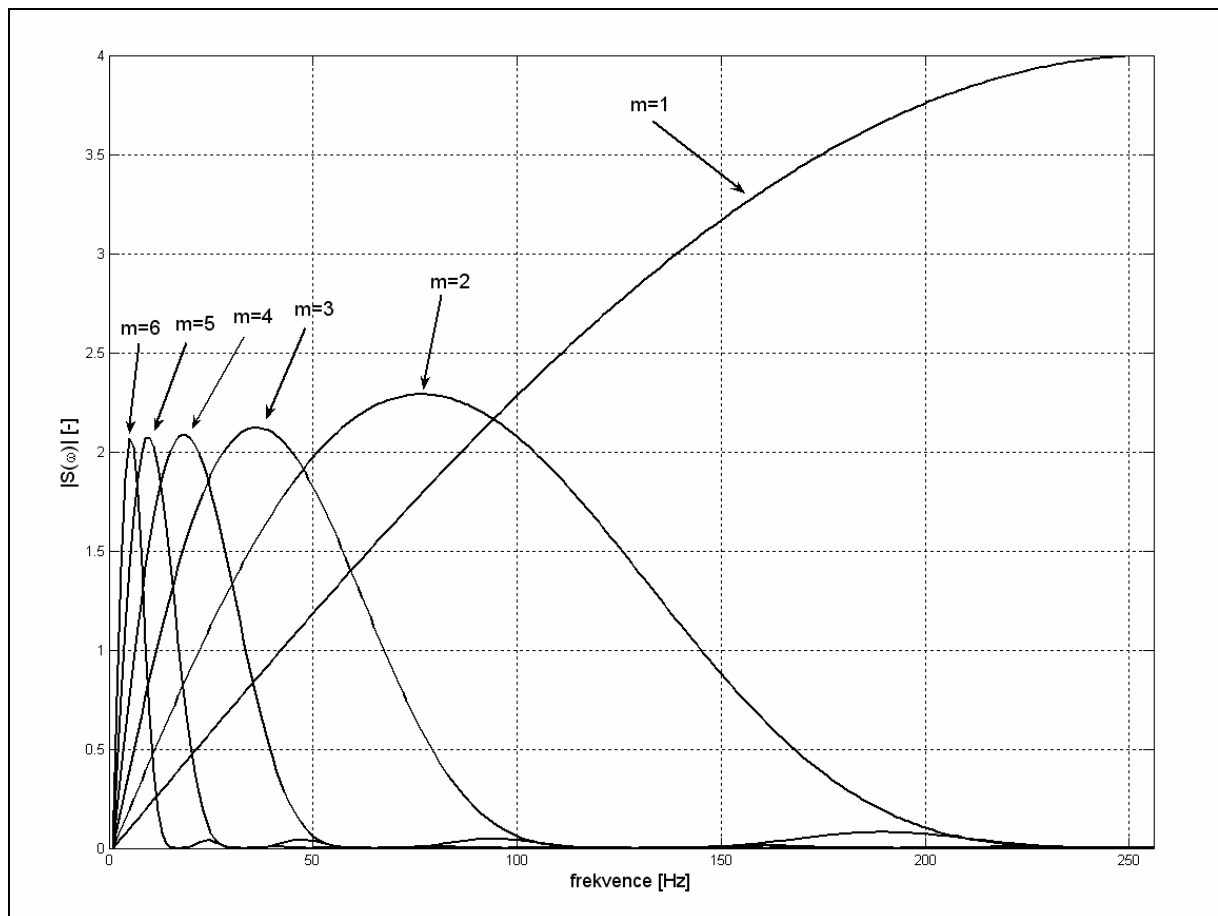


Obr.3.2. Časové průběhy použitých vlnek. **Vlevo – Haar. Vpravo – Quadratic spline**



Obr.3.3. Frekvenční odezvy DWT při použité vlnce typu Haar

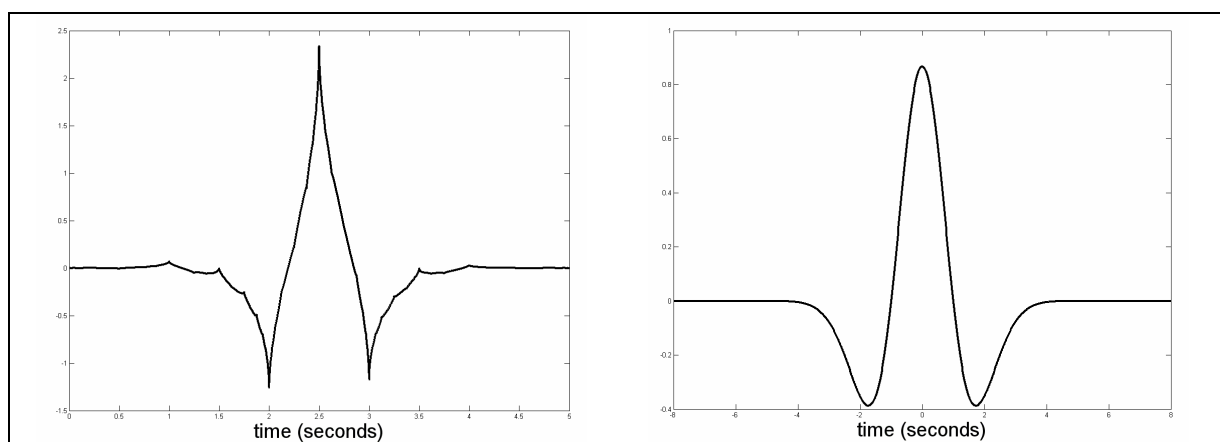
Časový průběh vlnky typu quadratic spline je na obrázku na **Obr.3.2.** vpravo. A frekvenční odezvy na výstupech na **Obr.3.4.**



Obr.3.4. Frekvenční odezvy DWT při použité vlnce typu *Quadratic spline*

Obě vlnky jsou si velice podobné a mají tedy i podobné filtrační vlastnosti. Rozdíl je pouze strmost a potlačení bočních laloků, které je lepší u vlnky typu Quadratic spline.

Na **Obr.3.5.** jsou uvedeny další dva typy vlnek, které jsou v práci zmiňovány. Vlevo vlnka typu coiflet, vpravo vlnka typu mexický klobouk.



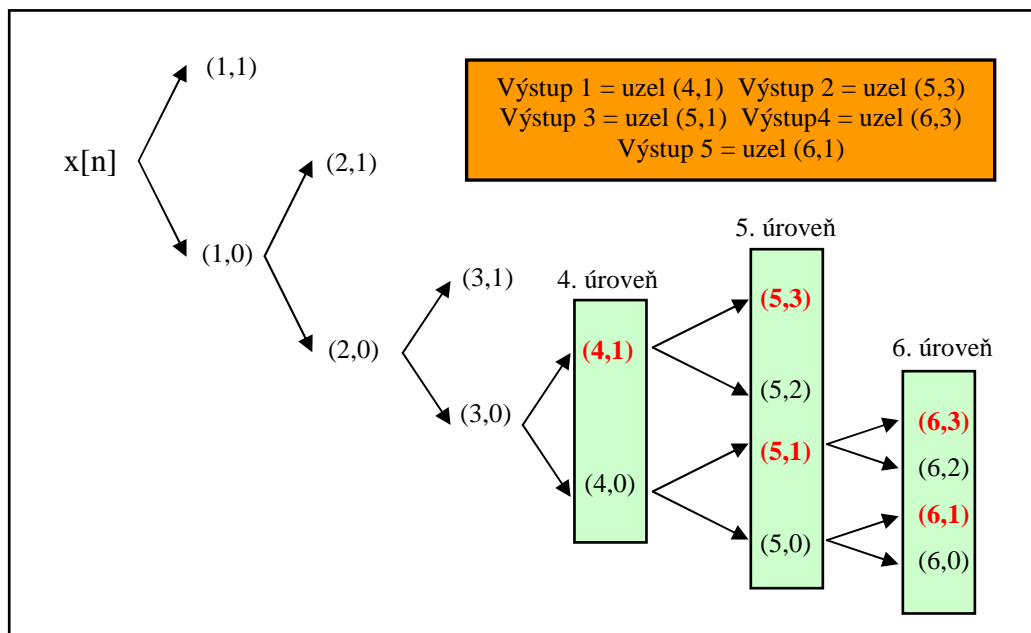
Obr.3.5. Časové průběhy použitých vlnek. **Vlevo** – *Coiflet1*. **Vpravo** – *Mexický klobouk*

4. Používané metody

4.1 Detektor využívající paketovou DWT

Vlnková transformace je realizována bankou filtrů obsahující sadu rozkladových filtrů, které rozkládají pásmo vstupního signálu do dílčích subpásem stejné šířky. Rozklad vstupního EKG signálu bankou filtrů může být znázorněn například stromovou strukturou podobnou dyadické transformaci, v každé úrovni však filtry rozdělí pásmo vstupního signálu ideálně na dvě stejně široká pásma – horní a dolní.

S ohledem na spektrální rozložení komplexu QRS, jehož největší energie je soustředěna v pásmu 6 až 30 Hz, pracuje detektor [8] s uzly (4, 1), (5, 1), (5, 3), (6, 1), (6, 3) viz **Obr.4.1.**, což odpovídá frekvenčnímu pásmu od 7,8 Hz do 62,5 Hz při vzorkovací frekvenci EKG signálu 500 Hz. Tento postup představuje neuniformní (s neúplnou stromovou strukturou) redundantní paketovou vlnkovou transformaci, kdy výstupní koeficienty rozkladu nejsou podvzorkovány, a tedy detaily potřebné k detekci v signálu jsou ve všech výstupních pásmech zachovány.



Obr.4.1. Stromová struktura paketové transformace

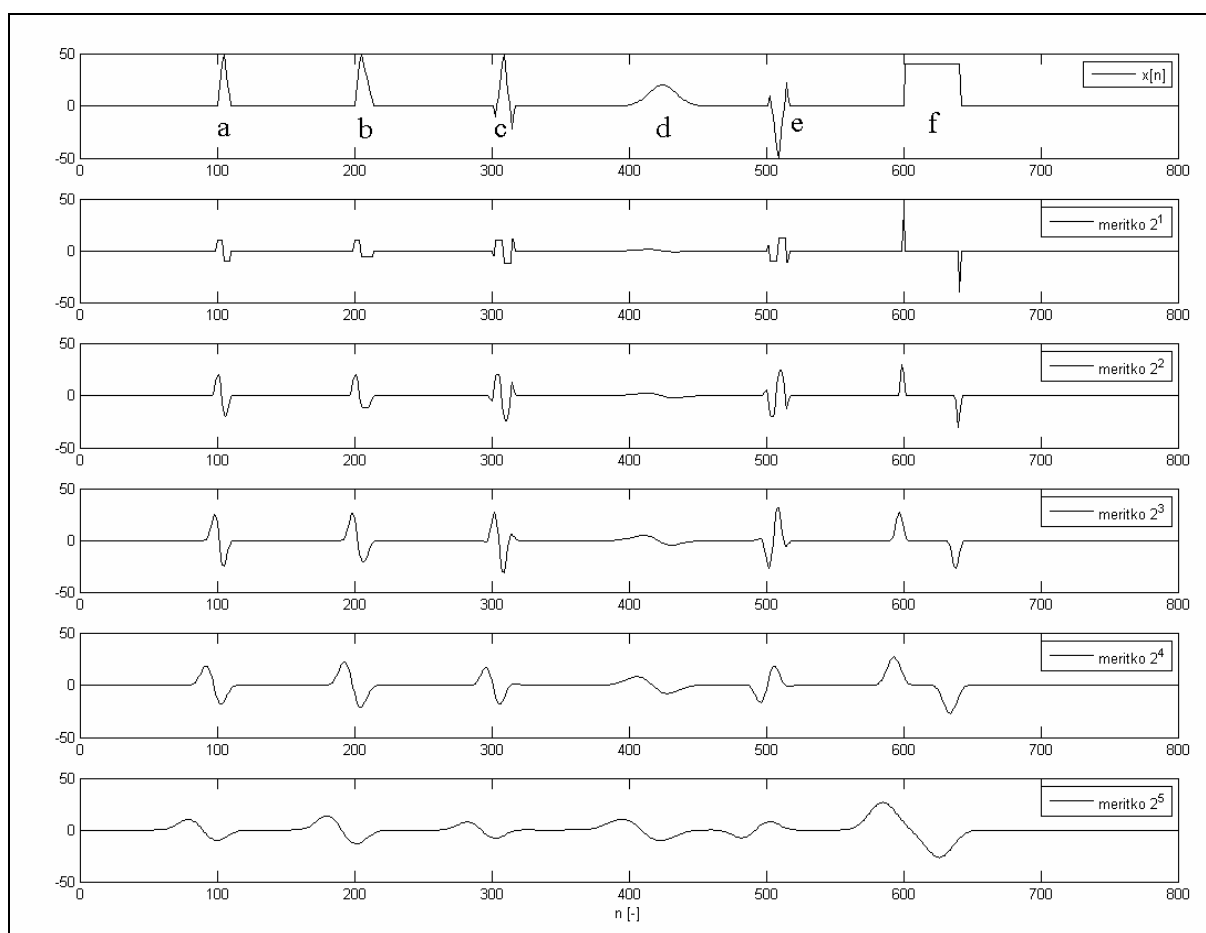
Jako rozkladové filtry jsou v [8] použity filtry známé pod jménem `coif11` (`coiflet1`). Výstupní koeficienty jednotlivých úrovní jsou převedeny na absolutní hodnoty. Další zpracování probíhá v rámci bloků o délce 1024 vzorků. V těchto blocích jsou pak nastaveny prahové hodnoty. V těch úsecích bloků, kde přesahují hodnoty výstupních koeficientů prahové hodnoty, jsou nalezena lokální maxima. Z takto nalezených maxim se dále vyberou ta, jejichž vzdálenost od následujícího maxima je větší než refrakterní doba.

Konečný výběr komplexů QRS se děje po blocích přes sousední výstupy. Porovnává se počet nalezených maxim v 1. a 2. výstupu daného bloku. Je-li počet stejný, prohlásí se detekce z vyššího pásma (zde tedy z 1. úrovně) za komplexy QRS. Vyšší pásmo obsahuje více detailů signálu, a tak je tato volba vhodná pro co nejpřesnější určení pozice kmitů R. Není-li tomu tak, přistoupí se k porovnání 2. a 3. výstupu ... atd. Pokud se nenalezne shodný počet ani v posledním páru výstupů, za komplexy QRS jsou prohlášeny detekce ze 4. výstupu.

4.2 Detektor založený na dyadické WT

Tento detektor je nejčastěji používanou variantou pro detekci a zároveň i rozměrování signálu EKG [1] [2] [3]. Algoritmus většinou nevyužívá předzpracování signálu (filtrování), protože samotný výpočet dyadické vlnkové transformace je realizován filtrací signálu. Tato vlastnost dělá systém robustním a dovoluje aplikaci přímo na surovém signálu.

Metoda využívá schopnosti vlnkové transformace, zachytit singularitu (ostré změny) v originálním signálu. Tyto vlastnosti popsal Mallat [9]. V této aplikaci se využívá vlnka typu quadratic spline, nebo méně často derivace Gaussovy funkce. Z vlastností vlnkové transformace uvedených výše a z vlastností použité vlnky vyplývá, že nejvíce energie signálu EKG bude ležet v měřítkách od 2^1 do 2^5 (pro vzorkovací kmitočet signálu 256Hz). Energie QRS komplexu potom bude především v měřítkách do 2^4 a ve všech vyšších bude nižší. Vlny P a T budou mít nejvíce energie a významných komponent v měřítku 2^4 a 2^5 , ale zde se již bude také projevovat „plavání“ nulové izolinie.



Obr.4.2. Dyadická vlnková transformace simulovaných vln (pro prvních pět měřítek)

Vlna **a** (na **Obr.4.2.**) simuluje R vlnu v signálu. Je vidět, že jednofázová vlna produkuje ve vlnkové transformaci ve všech měřítkách pár pozitivní maximum – negativní minimum (pořadí záleží na polaritě originální vlny). Vlna **b** simuluje asymetrickou R vlnu. Je patrné, že poloha vlny je určena průchodem nulou právě mezi pozitivním maximem a negativním minimem, které odpovídají dané vlně. Vlny **c** a **e** simulují QRS komplex a je zřejmé, že vlny Q a S odpovídají průchodům nulou hlavně v měřítkách 2^1 a 2^2 . Oproti tomu vlny P a T simulované na obrázku vlnou **d** mají hlavní komponenty v měřítkách 2^4 a 2^5 . Poslední jev **f**

v signálu na **Obr.4.2.** může simulovat např. pohybový artefakt a ve vlnkové transformaci se projeví jako izolované maximum (minimum).

Využitím informace o lokálních maximech, minimech a průchodech nulou v různých škálách identifikuje algoritmus významné body v následujících krocích:

- 1) Detekce QRS komplexu
- 2) Identifikace jednotlivých vln QRS komplexu (Q, R, S)
- 3) Detekce začátku a konce QRS komplexu
- 4) Detekce T-vlny (a rozměření)
- 5) Detekce P-vlny (a rozměření)

Detekce QRS komplexu (R-vlny) je založena na detekci blízkých extrémů a průchodů nulami mezi nimi. V měřítku 2^4 jsou nalezeny všechny páry maximum – minimum odpovídající vlně R, které jsou větší než prahová hodnota. Poté jsou odpovídající maxima resp. minima hledána postupně v nižších škálách. Pokud existuje více extrémů je vybrán větší, jestliže naopak v nižším měřítku není odpovídající bod nalezen jsou odpovídající extrémy ve všech měřítkách označena za nulové (nepřítomné). Nakonec je poloha vlny R určena jako průchod nulou mezi párem kladné maximum – záporné minimum (pořadí udává polaritu R-vlny) v měřítku 2^1 . Tento postup je vhodný zejména proto, že ve vyšších měřítkách se méně projevuje šum, ale mají horší časové rozlišení.

Většinou daná R-vlna odpovídá páru pozitivní maximum – negativní minimum, ale v některých případech, zejména za přítomnosti šumu se mohou objevit dvě nebo více maxim (minim), ze kterých je však použitelné pouze jedno. Pokud jsou v okolí pozitivního maxima dvě negativní minima MIN1, MIN2 s absolutními hodnotami A1, A2 a vzdálenostmi k maximu L1, L2, je použito následující pravidlo

1. jestliže platí $\frac{A1}{L1} > 1,2 \frac{A2}{L2}$, pak je MIN2 redundantní
2. jestliže platí $\frac{A2}{L2} > 1,2 \frac{A1}{L1}$, pak je MIN1 redundantní

V některých případech se mohou vyskytnout dvě maxima na stejné straně vzhledem k jednomu minimu. Potom je maximum s větší vzdáleností od minima označeno za redundantní. Stejně pravidlo se používá v případě dvou minim na stejné straně jednoho maxima.

V některých modifikacích metody [2] se také využívá určení stupně singularity popisovaným Lipschitz exponentem, nazývaným také exponent regularity.

Dále jsou aplikovány následující časové podmínky pro výskyt QRS komplexu. Vzdálenost mezi sousedními QRS komplexy nemůže být menší než nejširší možný QRS komplex (150ms [3]). Pokud v delším intervalu není nalezen QRS komplex prohledávají se zpětně měřítká se sníženými prahy.

Po detekci R-vlny následuje detekce vln Q a S. Ta je založena na detekci významných maxim (minim) před a za extrémy odpovídajícími R-vlně. Pokud takový extrém je větší než prahová hodnota pro danou vlnu je vlna Q, nebo S označena jako průchod nulou mezi prvním extrémem odpovídajícím R-vlně a opačným extrémem před ním, pro Q-vlnu. Jako průchod

nulou mezi druhým extrémem odpovídajícím R-vlně a následujícím opačným, pro S-vlnu. Vzhledem k tomu že obě vlny (Q i S) mají nejvíce energie na vyšších frekvencích používá se pro jejich detekci měřítko 2^2 vlnkové transformace.

Začátek a konec QRS komplexu jsou hledány také v měřítku 2^2 . Nejprve je určena první a poslední významná vlna QRS komplexu. To znamená, že pokud se v komplexu QRS nachází vlna Q je označen jí odpovídající extrém, pokud ne, tak první extrém odpovídající vlně R. Podobně je označen poslední extrém (buď odpovídající vlně S, nebo R). A je hledána pozice, kde amplituda vlnkové transformace klesne (směrem k nule) pod prahovou hodnotu určenou prvním resp. Posledním významným extrémem odpovídajícím QRS komplexu.

Detekce T-vlny probíhá podobně jako detekce R-vlny s tím rozdílem, že jsou uvažovány pouze vyšší měřítko 2^4 a 2^5 (odpovídají nižším frekvencím). Detekce probíhá ve vyhledávacím okně vztaženém ke konci QRS komplexu (T-vlna (repolarizace myokardu komor) se vyskytuje vždy v návaznosti na QRS komplex (depolarizace myokardu komor) a to buď v pevně stanoveném intervalu (běžně 200ms), nebo relativně ke zkoumanému RR intervalu. V měřítku 2^4 vlnkové jsou ve vyhledávacím okně izolovány všechny extrémy větší než práh a podle jejich počtu je rozhodnuto o morfologii T-vlny. Ta může mít následující tvary:

- Pouze rostoucí {max}
- Pouze klesající {min}
- Kladná půlvlna {max min}
- Záporná půlvlna {min max}
- Bifázická (kladná/záporná {max min max}, záporná/kladná {min max min})

Odpovídající počet a složení izolovaných extrémů je ve složených závorkách. Pokud T-vlna není nalezena opakuje se postup v měřítku 2^5 . Extrémům vlny T v originálním signálu EKG odpovídají v DWT průchody nulou.

Začátek a konec T-vlny jsou opět detekovány podobně jako u QRS komplexu. Hledá se kdy absolutní hodnota $W_{2^i}x(n)$ před prvním a za posledním významným extrémem klesne pod prahovou úroveň.

Detekce P-vlny je provedena obdobně jako detekce T-vlny, pouze s tím rozdílem, že je odlišně definované vyhledávací okno a P-vlna se nepředpokládá jako pouze rostoucí, nebo klesající. Vyhledávací okno bývá stanoveno pevně [3] jako 200ms před začátkem QRS komplexu. Začátek a konec P-vlny je detekován stejně jako u T-vlny, pouze s rozdílnými prahovými hodnotami.

4.3 Detektor založený na spojitě WT

Detektor je založený na časově – frekvenční (časově – měřítkové) analýze signálu EKG. Spojitá vlnková transformace (CWT) je definovaná rovnicí (3.1). Jako mateřská vlnka ψ byla pro detekci QRS komplexu zvolena v [10] vlnka typu Coiflet. Měřítko bylo zvoleno v intervalu $\langle 1; 32 \rangle$.

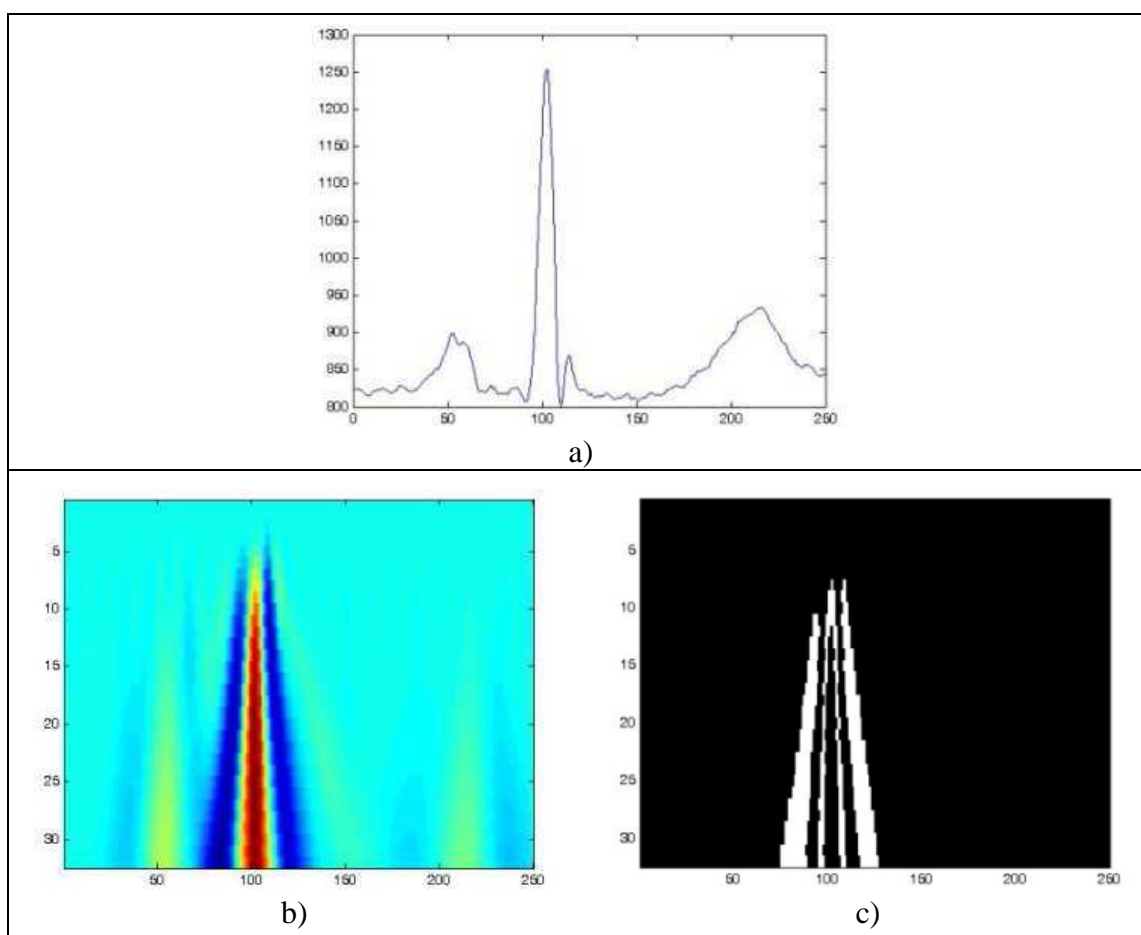
2D normalizovaný obraz $CWT_{abs}(a,b)$ (**Obr.4.3.b**) je pro další zpracování zjednodušen řezem v rovině z pro zvolenou hodnotu $L < 0; 1 \rangle$, čímž vznikne konturový obrazec C_L (**Obr.4.3.c**) definovaný jako

$$C_L(a,b) = \begin{cases} 1 & \text{jestliže } CWT_{abs}(a,b) \in \langle L-\varepsilon; L+\varepsilon \rangle \\ 0 & \text{jinak} \end{cases} \quad (4.1)$$

kde ε je malé číslo. V dalším kroku je uvažována jen ta část kontury, která je nejbližší nejvyšším frekvencím (obalovou křivku řezu). Taková kontura je nazývána konturovou obálkou EC

$$EC(b) = \min_{a \in A, C_L(a,b) \neq 0} [a] \quad (4.2)$$

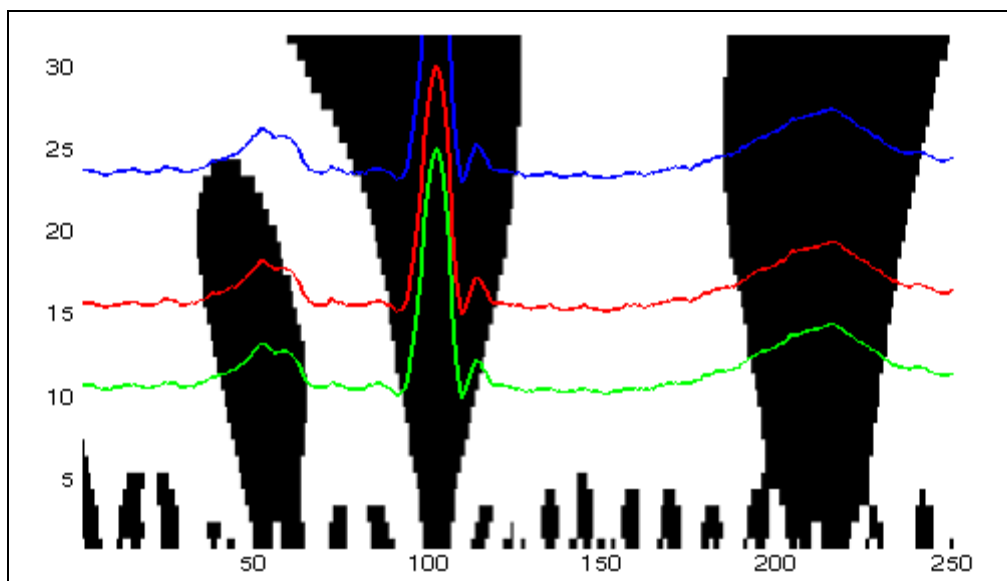
pro všechna b . A je diskretní množina měřítek. Konturová obálka EC je 1D funkce, která je dále zpracovávána klasickými algoritmy pracujícími v časové oblasti. EC je použita pro detekci Q a R vlny a konec T vlny je detekován jako lokální extrém v EKG signálu. transformovaném pouze jedním experimentálně zvoleným měřítkem $a=20$ a vlnkou typu mexický klobouk.



Obr.4.3. a) Originální signál b) Normalizovaný obraz $CWT_{abs}(a,b)$ c) Konturový obrazec [10]

Jiná metoda využívající CWT používá prahovaný obrazek I_z z CWT a vlnku typu mexický klobouk. Hodnoty CWT koeficientů jsou prahovány přes nulový práh ($I_z(a,b) = 1$ když $CWT(a,b) \geq 0$ a $I_z(a,b) = 0$ jinde). Poté je proveden řez prahovaným obrazem CWT (**Obr.4.4**) pro konkrétní měřítko a hrany (tj. rozhraní černá – bílá) určují hranice jednotlivých vln. V [10] použitá měřítka pro jednotlivé vlny: pro T vlnu $a=25$ (na obrázku

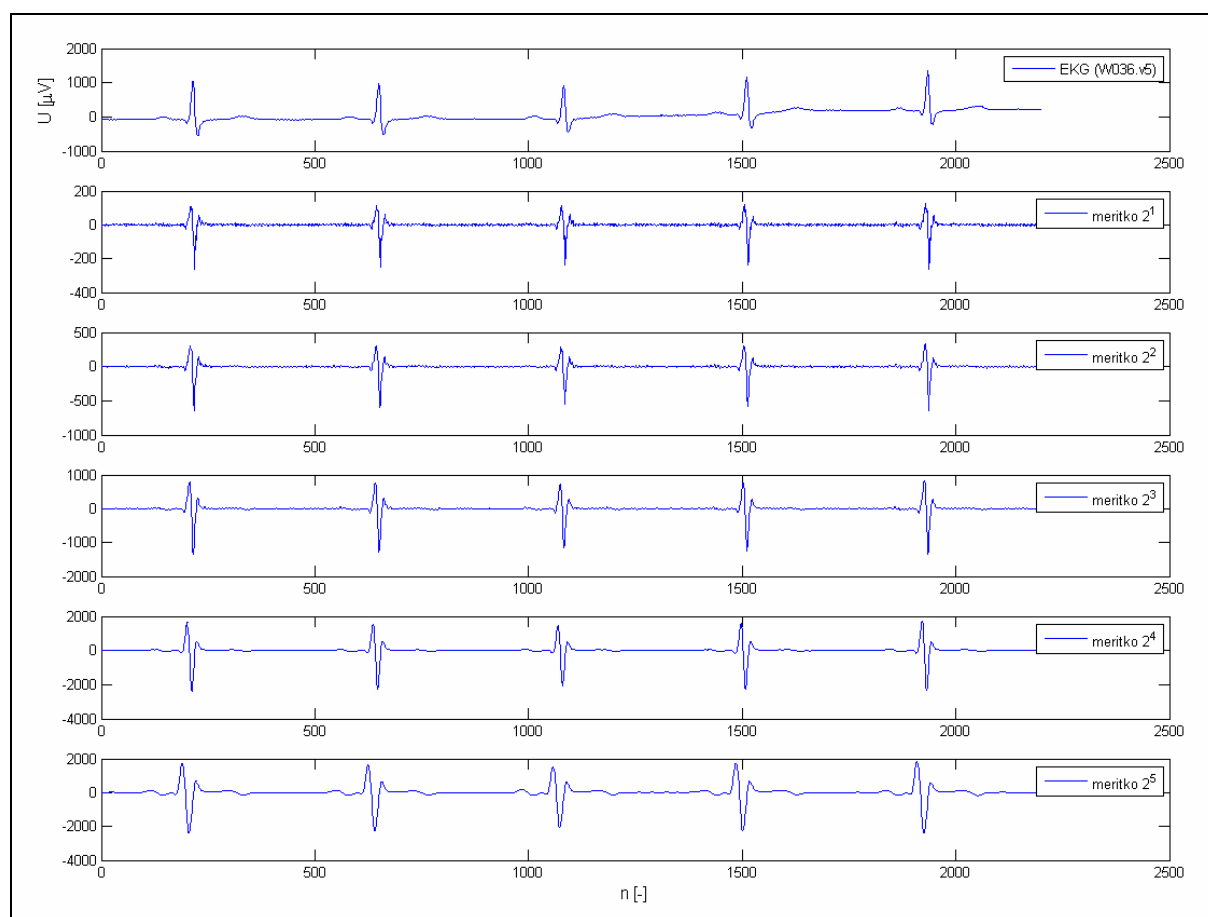
modrá křivka), pro QRS komplex $a=17$ (na obrázku červená křivka) a pro P vlnu $a=12$ (na obrázku zelená křivka).



Obr.4.4. Prahovaný obraz CWT a jeho souvislost s vlnami EKG [10]

5. Navržená metoda

Metoda detekce a rozměrování navržená v této práci vychází z metody využívající dyadickou WT. Byla však oproti [1-3] optimalizována pro vzorkovací kmitočet signálu EKG $f_{vz}=500\text{Hz}$. Z toho plynou některé odlišnosti. Frekvenční zastoupení charakteristických vln signálu EKG v jednotlivých měřítkách je následující: Komplex QRS má významné složky zejména v měřítkách menších než 2^5 (včetně), přičemž v měřítku 2^1 je informace v některých případech natolik znehodnocena šumem, že se pro detekci ukázalo jako nevhodné. Vlny T a P mají významné složky hlavně v měřítkách 2^5 a 2^6 . Dekompozice reálného signálu EKG pro měřítko 2^1 až 2^5 je na **Obr.5.1**.



Obr.5.1. Dekompozice signálu EKG

Byla použita dyadická vlnková transformace s vlnkami typu haar a quadratic spline. Jak bylo uvedeno v kapitole 4.2 odezvou na izolovanou vlnu v originálním signálu je ve všech škálách pár pozitivní maximum – negativní minimum. Využitím informace o lokálních maximech, minimech a průchodech nulou v různých škálách identifikuje algoritmus významné body v následujících krocích:

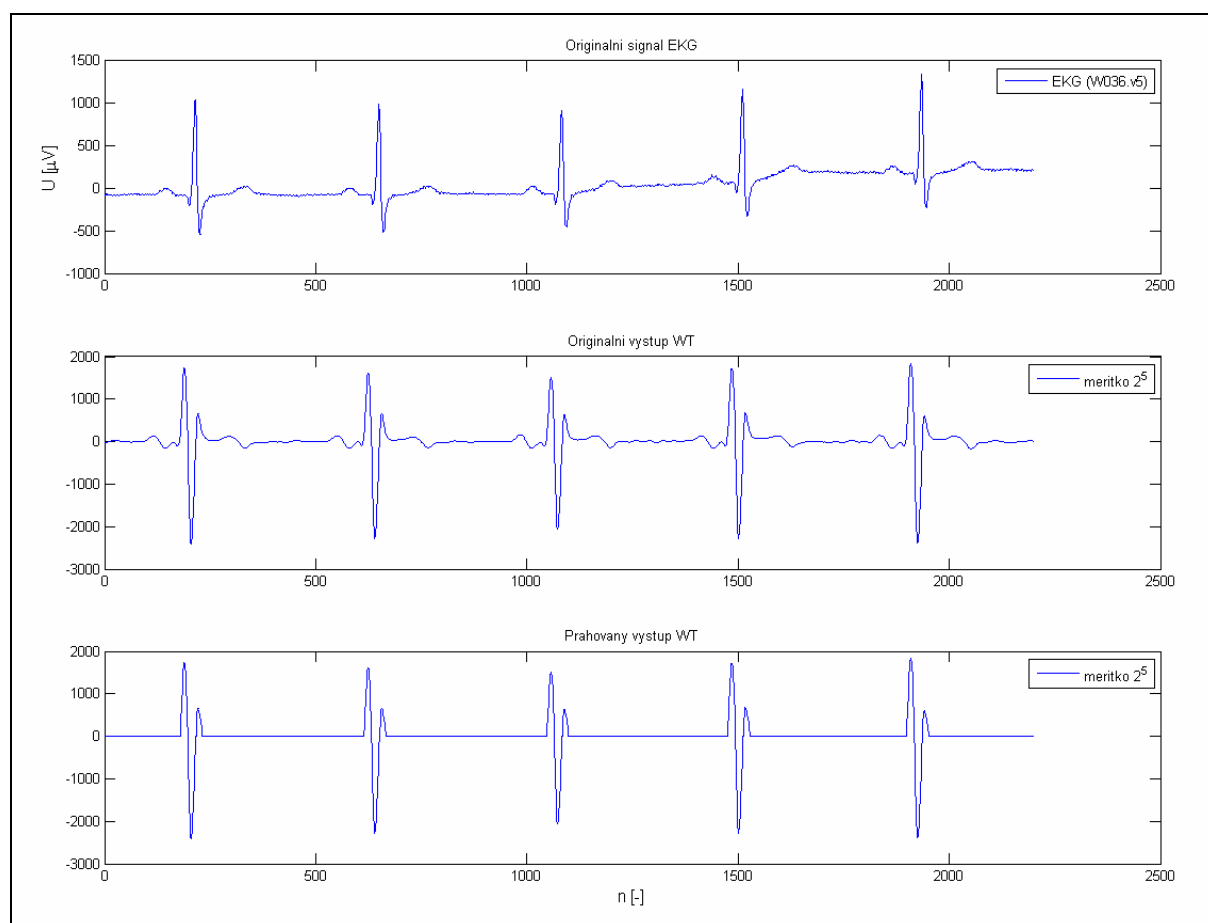
- 1) Detekce QRS komplexu
- 2) Identifikace jednotlivých vln QRS komplexu (Q, R, S)
- 3) Detekce začátku a konce QRS komplexu
- 4) Detekce T-vlny (a jejího trvání)
- 5) Detekce P-vlny (a jejího trvání)
- 6) Využití informace z více svodů pro minimalizaci chyb

5.1 Detekce komplexu QRS

Pro detekci komplexu QRS (R-vlny) byla použita metoda detekce v souvisejících měřítkách. Nejprve jsou koeficienty v jednotlivých měřítkách prahovány pro detekci QRS komplexu navrženými prahy ε_{QRS}^i

$$\begin{aligned}\varepsilon_{QRS}^i &= RMS(W_{2^i}x[n]), i=1, 2, 3, 4 \\ \varepsilon_{QRS}^5 &= 0,5RMS(W_{2^5}x[n])\end{aligned}\quad (5.1)$$

To zabraňuje falešným detekcím nevýrazných vln (T, P, U), nebo jiných artefaktů vyvolaných např. šumem. Porovnání neprahovaného a prahovaného výstupu je na **Obr.5.2**.



Obr.5.2. Prahování koeficientů WT

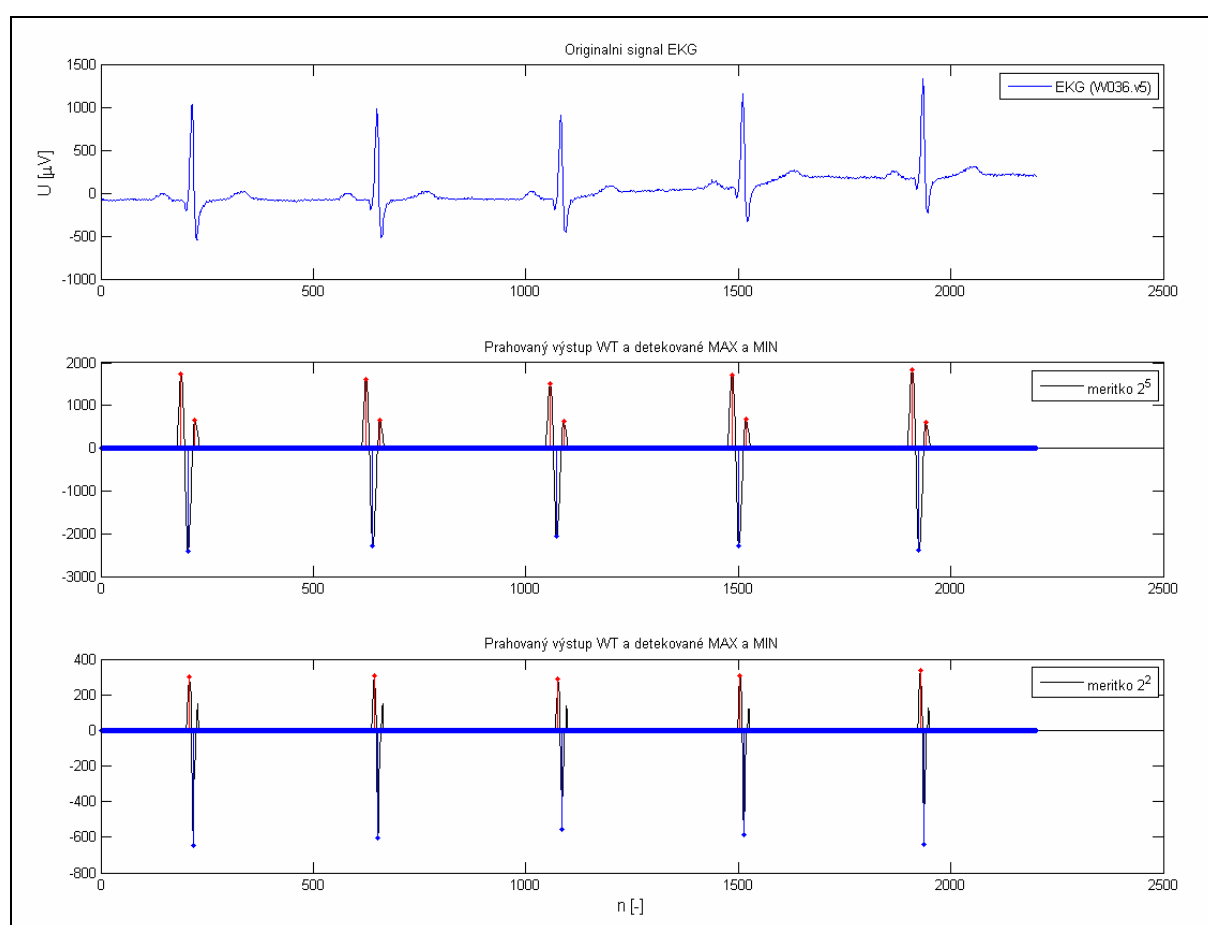
Následně jsou měřítku 2^5 nalezeny lokální extrémy – pozitivní maxima a negativní minima. A jsou odstraněny samostatně stojící extrémy, které mohou být způsobeny výrazným plaváním nulové izolinie (např. při pohybu).

Ze všech nalezených párů pozitivní maximum – negativní minimum jsou následně vybrána ta která odpovídají R-vlně. A to podle následujících pravidel: V okolí ± 50 vzorkovacích intervalů kolem detekovaného pozitivního maxima je vyjádřena hodnota globálního maxima $N_{quality}^+$. Pokud je tomto okolí jiné maximum je ponecháno pouze jestliže je větší než $0,8 \cdot N_{quality}^+$. Pokud jsou nadále kolem jednoho minima dvě maxima je ponecháno

první. Podobně jsou zpracovány i minima. V okolí ± 50 vzorkovacích intervalů je vyjádřena hodnota $N_{quality}^-$ pokud je v tomto intervalu více negativních minim je vybráno pouze to které je rovno $N_{quality}^-$.

V některých případech je možné že se detekuje vícenásobný počet maxim na stejné straně vzhledem k minimu. V tomto případě je vybráno jako platné maximum to, které je bližší k minimu. Stejný postup je aplikován i pro opačný případ, tedy dvě minima na stejné straně vzhledem k maximum.

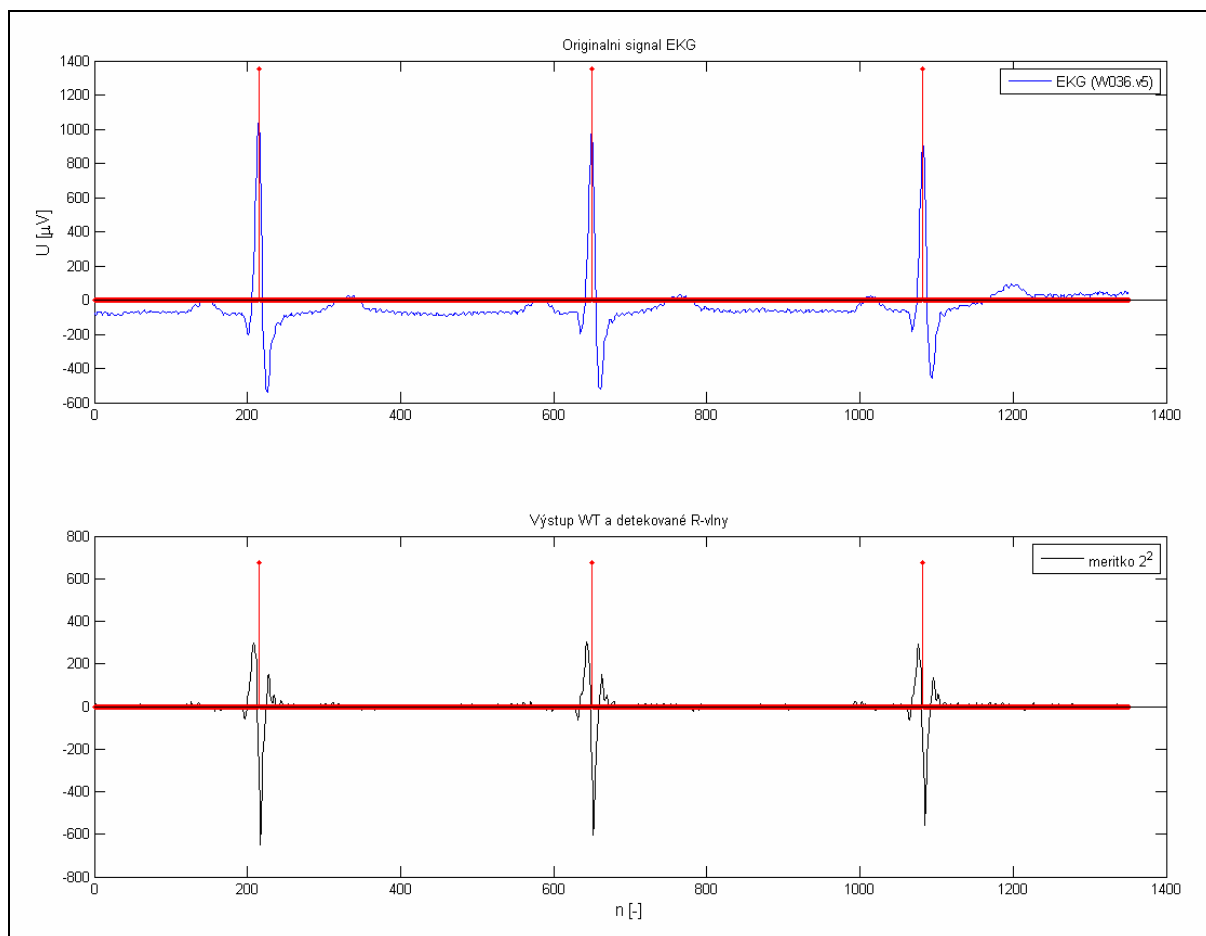
Tento postup se opakuje postupně v nižších měřítkách až v měřítku 2^2 jsou průchody nulou mezi párem pozitivní maximum – negativní minimum označeny jako vlna R. Rozdíl mezi extrémy detekovanými v prvním kroku, tedy v měřítku 2^5 , a extrémy (páry pozitivní maximum – negativní minimum) detekovanými na konci algoritmu v měřítku 2^2 je na **Obr.5.3**.



Obr.5.3. Porovnání detekovaných extrémů v různých měřítkách

Vzhledem k tomu, že průchody nulou se nehledají v prahovaném signálu, ale přímo v originále WT, aby nedošlo ke ztrátě časového rozlišení, může nastat případ, kdy mezi párem maximum – minimum je více průchodů nulami, které jsou označeny jako vlny R. V navržené metodě je možné použít buď výběr podle amplitudy originálního signálu EKG odpovídající průchodu nulou. Jako R-vlna je pak označen ten průchod nulou, kterému odpovídá větší amplituda v originálním signálu. Nebo je možné zvolit výpočet polohy R-vlny jako průměru z poloh všech detekovaných průchodů nulou v rámci jednoho QRS komplexu (jednoho páru

maximum – minimum). Označené průchody nulami v měřítku 2^2 a tomu odpovídající označení R-vln v komplexu QRS jsou na **Obr.5.4**.



Obr.5.4. Detekované R-vlny v originálním signálu (nahore), jako průchody nulou v měřítku 2^2 .

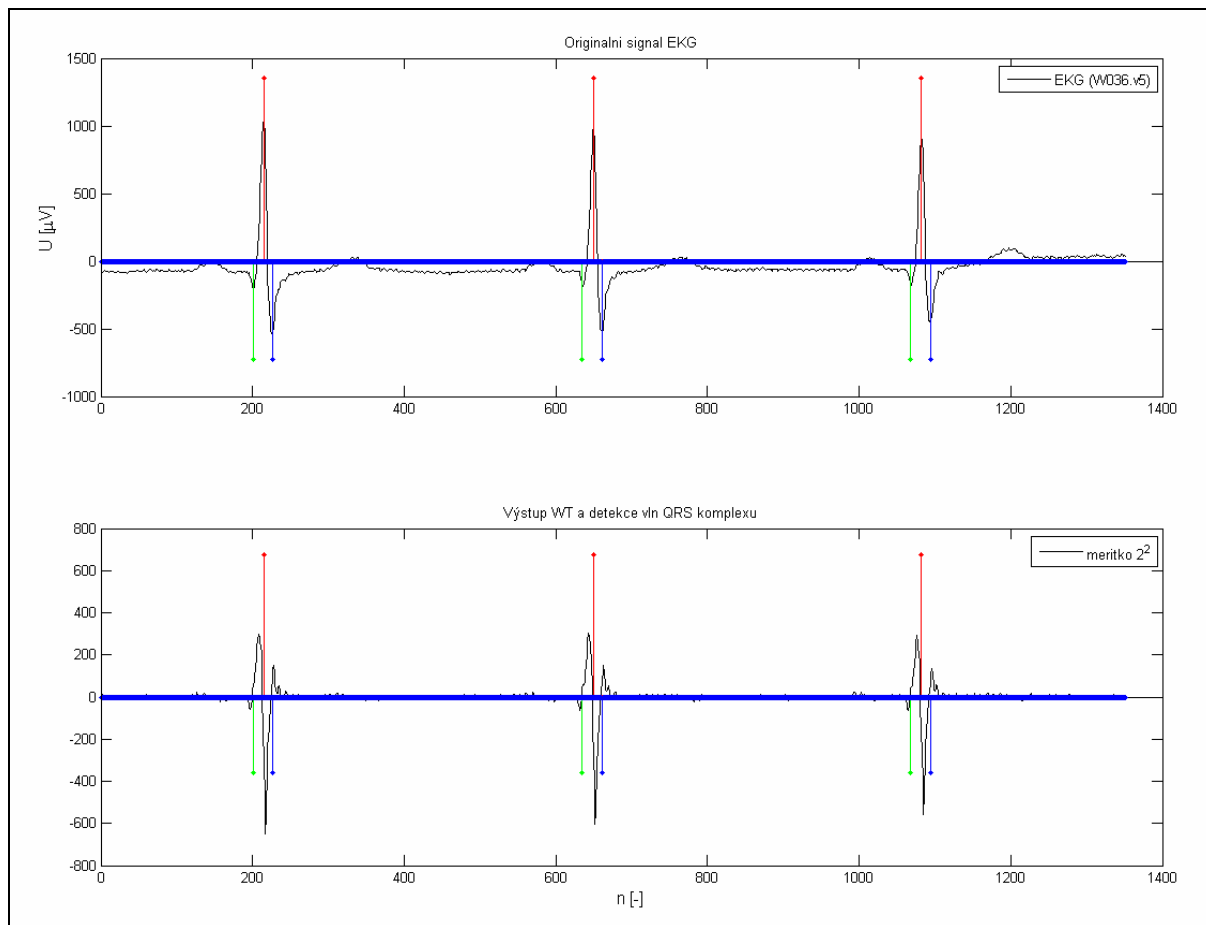
5.2 Identifikace jednotlivých vln QRS komplexu

Vlny Q a S jsou hledány v závislosti na poloze R-vlny. V definovaném intervalu před a za R vlnou (před a za odpovídajícími extrémy v měřítku 2^2) jsou hledány další maxima, minima (které odpovídají jednotlivým vlnám). Aby bylo rozhodnuto je-li maximum nebo minimum definující danou vlnu platné, byly experimentálně stanoveny prahy. γ_{QRSpre} pro Q-vlnu a $\gamma_{QRSpost}$ pro S-vlnu.

$$\begin{aligned}\gamma_{QRSpre} &= 0,055 \max(|W_{2^i}x[n]|) \\ \gamma_{QRSpost} &= 0,07 \max(|W_{2^i}x[n]|)\end{aligned}\tag{5.2}$$

pokud takové maximum (minimum) existuje, pak je poloha vlny Q nebo S určena jako průchod nulou mezi příslušnými extrémy. Navržený algoritmus tak zahrnuje detekci jakékoli morfologie komplexu QRS se třemi nebo méně vlnkami (QRS, QR, RS, R). Příklad detekovaných vln je na **Obr.5.5**. Q-vlny jsou v obrázku vyznačeny zelenou barvou, S-vlny jsou vyznačeny modře, červeně jsou označeny R-vlny. Schválně byl vybrán nezašuměný signál EKG, ve kterém detekce správně funguje. Šum se totiž v nízkých měřítkách velmi zřetelně projevuje a znesnadňuje tak detekci hlavně vln Q, které bývají nevýrazné a tak bývají

extrémy, které přítomnost Q-vlny v měřítku 2^2 definují, často zaměnitelné za extrémy, které produkuje šum.



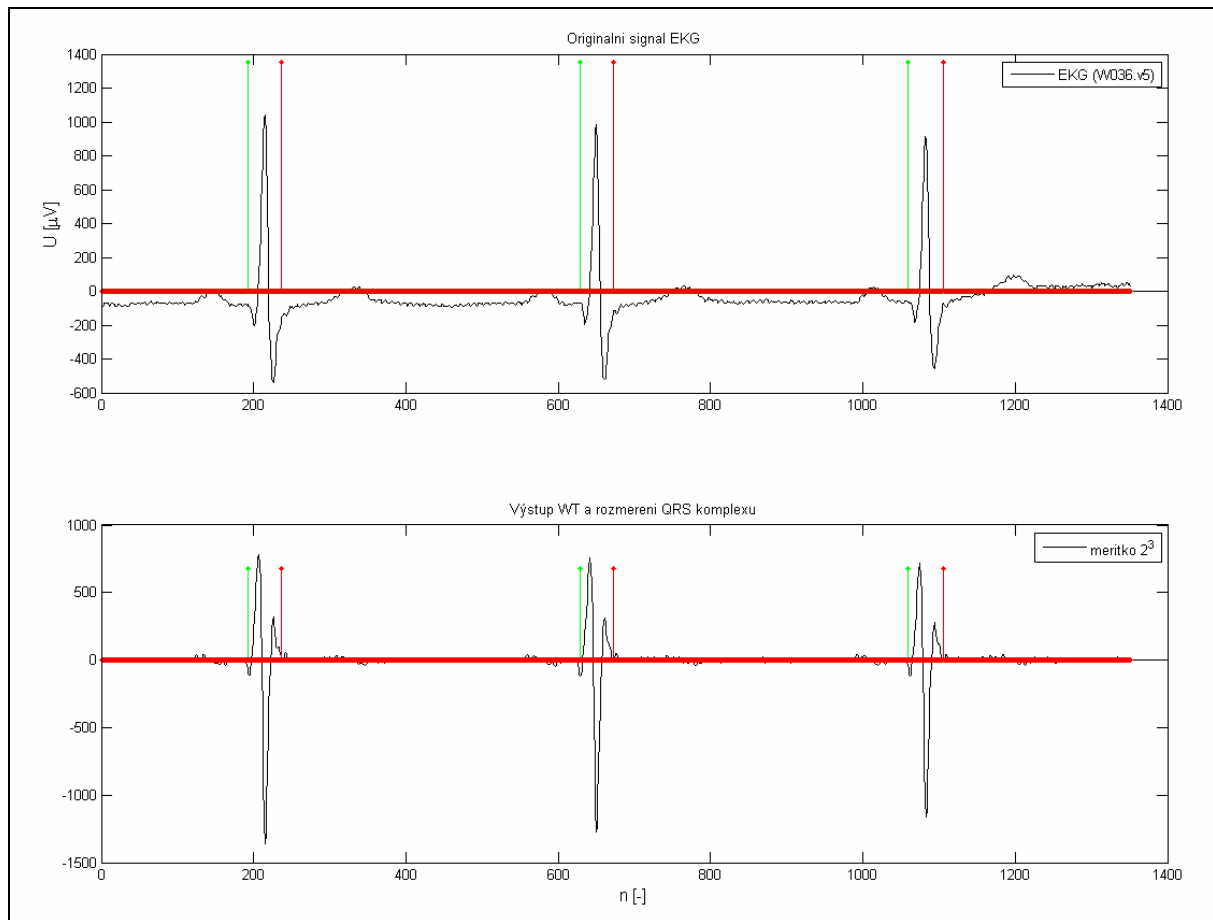
Obr.5.5. Detekované vlny Q, R a S v originálním signálu (nahore), jako průchody nulou v měřítku 2^2 .

5.3 Rozměřování QRS komplexu

Pro určení začátku resp. konce QRS komplexu je v měřítku 2^3 hledáno před první n_{first} resp. za poslední n_{last} vlnkou místo, kdy je signál menší než prahová hodnota navržená pro tento detektor. Tyto prahy jsou vztaheny k prvním (posledním) významnému extrému QRS komplexu v měřítku 2^3 . Tyto extrémy jsou vybrány tak, že pokud je v QRS komplexu přítomná vlna Q, je jako n_{first} označen první extrém, který této vlně odpovídá. Pokud Q-vlna v komplexu QRS přítomná není, pak je jako n_{first} označen první extrém odpovídající vlně R. Stejným způsobem jsou nalezeny poslední významné vlny pokud je přítomná vlna S, tak je jako n_{last} označen poslední extrém odpovídající S-vlně, pokud S-vlna detekována není, pak je jako n_{last} označen poslední extrém odpovídající vlně R. Prahy pro detekci začátku a konce QRS komplexu jsou

$$\begin{aligned}
 \xi_{QRSon} &= 0,05W_{2^3}x[n_{first}], \text{ když } W_{2^3}x[n_{first}] > 0 \\
 \xi_{QRSon} &= 0,07W_{2^3}x[n_{first}], \text{ když } W_{2^3}x[n_{first}] < 0 \\
 \xi_{QRSend} &= 0,125W_{2^3}x[n_{last}], \text{ když } W_{2^3}x[n_{last}] > 0 \\
 \xi_{QRSend} &= 0,71W_{2^3}x[n_{last}], \text{ když } W_{2^3}x[n_{last}] < 0
 \end{aligned} \tag{5.3}$$

Prahy jsou definovány vždy zvlášť pro kladný a záporný extrém. To bylo shledáno jako robustnější než definování pouze jednoho univerzálního prahu. Příklad rozměření QRS komplexu je na **Obr.5.6**.



Obr.5.6. Detekované začátky a konce QRS komplexu v originálním signálu (nahoře), jako průchody nulou v měřítku 2^3 .

5.4 Detekce a rozměrování vlny T

Z frekvenčních vlastností T-vlny plyne že nejvíce energie bude mít v měřítku 2^5 a 2^6 (při vzorkovacím kmitočtu $f_{vz}=500\text{Hz}$). Navržený detektor T-vlny nalezne všechny lokální extrémy (pozitivní maxima, negativní minima) v prohledávacím okně. To je definováno v závislosti na poloze QRS komplexu a závislé na každém RR intervalu jako okno délky t_{len} s počátkem definovaným

$$p_k^T = Rpol_k + b_k \quad [ms] \quad (5.4)$$

kde $Rpol_k$ [ms] je poloha špičky vlny R k -tého cyklu v signálu EKG. Konstanta b_k je definována

$$b_k = 50 + 1,3 \cdot \sqrt{RR_k} \quad [ms] \quad (5.5)$$

RR_k je délka intervalu RR v k -tém cyklu. Začátek vyhledávacího okna p_k^T je dále omezen koncem souvisejícího QRS komplexu a to tak, že pokud $p_k^T < QRSend_k$ je začátek okna stanoven jako

$$p_k^T = QRSend_k + m \quad [ms] \quad (5.6)$$

Kde byla konstanta m experimentálně stanovena na 20 vzorkovacích intervalů (tedy $m=40ms$) Délka okna t_{len} je definovaná

$$t_{len} = \frac{(220 / f_{vz})}{f_{tep}} [s] \quad (5.7)$$

kde f_{vz} je vzorkovací kmitočet a f_{tep} je střední tepová frekvence v celé zkoumané části signálu. Konec okna je tedy definován jako

$$q_k^T = p_k^T + t_{len} \quad (5.8)$$

Dále je konec okna omezen tak, že pokud je menší než $\frac{1}{2}$ zkoumaného RR intervalu, tak je vyhledávací interval zkrácen a konec okna posunut na $\frac{1}{2}$ RR intervalu. A dále pokud je konec vyhledávacího okna později než začátek následujícího QRS komplexu $QRSon_{k+1}$, pak je vyhledávací okno patřičně zkráceno, tak aby byl jeho konec dříve než začátek dalšího QRS komplexu.

V rámci vyhledávacího okna jsou hledány lokální extrémů v měřítku 2^5 . Pokud alespoň jeden z těchto extrémů přesáhne práh ε_T , tak je T-vlna považována za přítomnou.

$$\varepsilon_T = 0,4 \cdot \max(W_{2^5} x[n]), \text{ kde } n \in \langle p_k^T; q_k^T \rangle \quad (5.9)$$

V závislosti na tom kolik je nalezeno významných extrémů je rozhodnuto o typu morfologie T-vlny. Možnosti jsou následující:

- pozitivní – detekováno je jedno maximum a jedno minimum (v tomto pořadí)
- negativní - detekováno je jedno minimum a jedno maximum (v tomto pořadí)
- pouze rostoucí – detekováno je pouze jedno maximum
- pouze klesající – detekováno je pouze jedno minimum
- bifázická (kladná / záporná půlvlna) – detekovány jsou 3 extrémů v pořadí maximum, minimum, maximum
- bifázická (záporná / kladná půlvlna) – detekovány jsou 3 extrémů v pořadí minimum, maximum, minimum

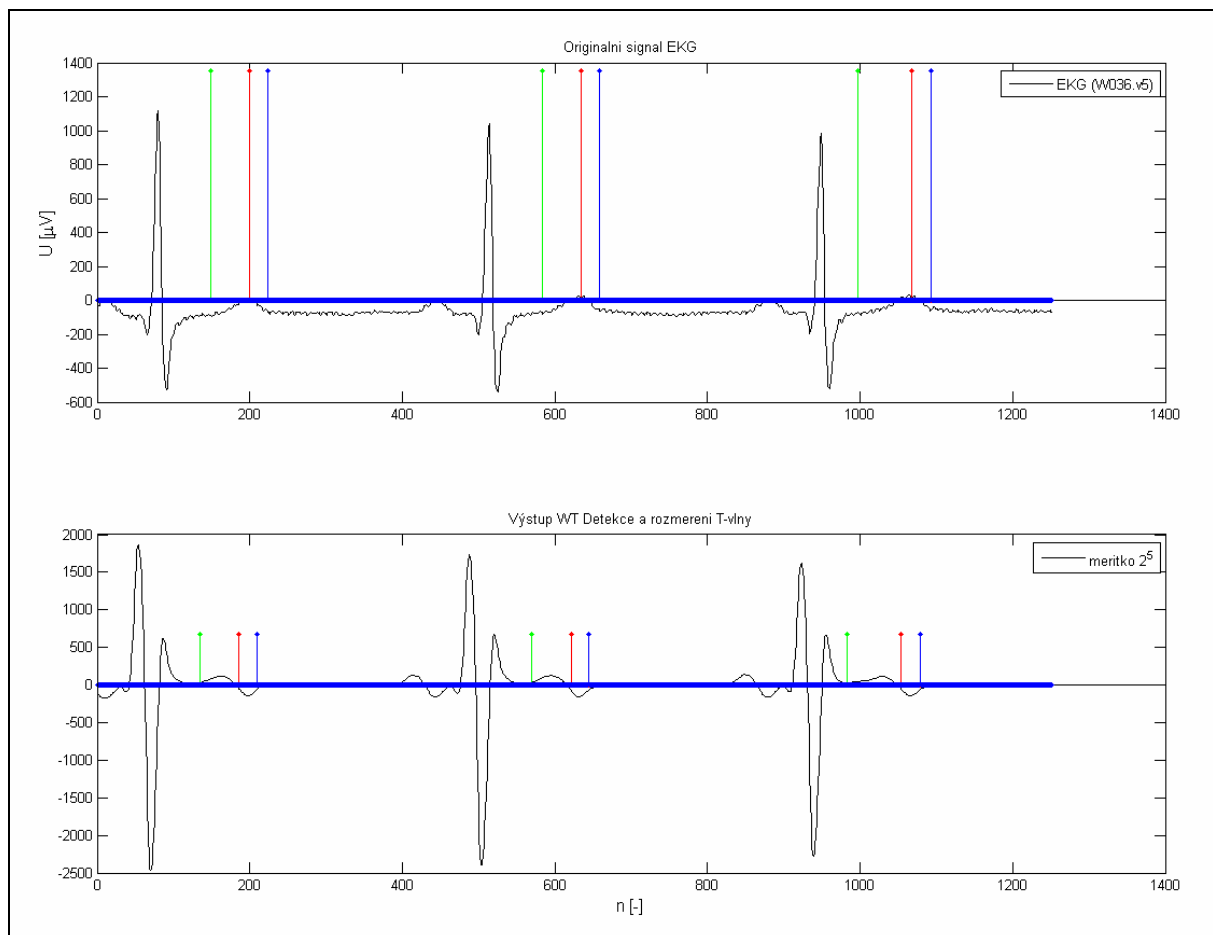
V případě, že je T-vlna pouze rostoucí, nebo pouze klesající je její poloha označena jako poloha detekovaného maxima nebo minima v měřítku 2^5 . Pokud je detekováno více extrémů, tedy v ostatních případech morfologie T-vlny je poloha T-vlny označena jako průchod nulou (u bifázické T-vlny dva průchody nulou) Příklad detekce T-vlny (pozitivní půlvlna) je na **Obr.5.7** červeně.

Rozměření T vlny vychází z detekovaných extrémů ve vyhledávacím okně. Hledá se kdy koeficient WT před prvním detekovaným extrémem a za posledním detekovaným extrémem v měřítku 2^5 klesne (ve smyslu k nule) pod prahovou hodnotu. Prahy pro začátek a konec T- vlny jsou

$$\begin{aligned}\xi_{Ton} &= 0,25 \cdot W_{2^5} x[n_{first}] \\ \xi_{Tend} &= 0,4 \cdot W_{2^4} x[n_{last}]\end{aligned}\quad (5.10)$$

, kde n_{first} je první detekovaný extrém a n_{last} je poslední detekovaný extrém. U čistě rostoucí T-vlny a u čistě klesající T-vlny se jedná o jeden extrém.

Detekce začátku T-vlny je v metodě obsažena, ale pro vyhodnocování signálu EKG nemá detekovat tento bod příliš velký význam. To je dáno tím, že ve velkém počtu záznamů navazuje vlna T plynule na vlnu S a nedá se tedy přesně určit její začátek. I na **Obr.5.7** je vidět, že u tří velmi podobných T-vln je začátek detekován vždy v jiné pozici. Začátek je značen zeleně konec vlny T pak modře.



Obr.5.7. Detekce T-vlny (červeně) a její rozměření – začátek (zeleně) a konec (modře)

5.5 Detekce a rozměřování vlny P

Detektor vlny P je navržen podobně jako detektor T-vlny. To je dáno tím, že obě vlny mají podobné frekvenční vlastnosti. Proto i detekce vlny P probíhá v měřítku 2^5 . Je definováno vyhledávací okno jehož začátek je stanoven jako

$$p_k^{1P} = QR\text{Son}_k - d \quad [-] \quad (5.11)$$

kde d bylo stanoveno experimentálně na hodnotu 130 vzorkovacích intervalů (to odpovídá časovému intervalu 260ms při vzorkovacím kmitočtu 500Hz) a $QR\text{Son}_k$ je začátek následujícího QRS komplexu. Dalším omezením pro začátek vyhledávacího okna byl konec předcházející T-vlny. Pokud je totiž $p_k^{1P} < Tend_{k-1}$ je začátek prohledávacího okna posunut na hodnotu

$$p_k^{2P} = Tend_{k-1} + g \quad [-] \quad (5.12)$$

kde hodnota g byla stanovena na hodnotu 20 vzorkovacích intervalů (tj. časový interval 40ms). Toto zpoždění za koncem vlny T bylo použito se záměrem zabránit falešné detekci extrémní hodnoty odpovídající sestupné hraně maxima nebo minima na konci T-vlny. A poslední omezení bylo zařazeno kvůli dlouhým RR intervalům, kdy může být velmi dlouhý PQ interval.

$$p_k^{3P} = Tend_{k-1} + \frac{QR\text{Son}_k - Tend_{k-1}}{2} \quad [-] \quad (5.13)$$

Tato hodnota je použita, v případě kdy $p_k^P \geq p_k^{3P} > p_k^{2P}$. Konec vyhledávacího okna pak byl vždy určen jako

$$q_k^P = QR\text{Son}_k - h \quad [-] \quad (5.14)$$

kde hodnota h byla experimentálně stanovena na hodnotu 30 vzorkovacích intervalů (to odpovídá časovému intervalu 60ms). A byla použita k odstranění možných chyb způsobených zahrnutím náběžné hrany prvního detekovaného extrému náležícího komplexu QRS do vyhledávacího okna a s tím spojené možné ovlivnění prahových hodnot a počtu a polohy detekovaných významných extrémů. Pro detekci P-vlny je následně vypočten práh pro detekci extrémů, které této vlně odpovídají. Tento práh je určen následovně

$$\varepsilon_p = 0,125 \cdot \max(W_{2^5} x[n]), \text{ kde } n \in \langle p_k^P; q_k^P \rangle \quad (5.15)$$

Poloha P-vlny je následně určena podle počtu detekovaných extrémů ve vyhledávacím okně (podobně jako u T-vlny). Detekovány jsou následující morfologie:

- pozitivní – detekováno je jedno maximum a jedno minimum (v tomto pořadí)
- negativní - detekováno je jedno minimum a jedno maximum (v tomto pořadí)
- pouze rostoucí – detekováno je pouze jedno maximum
- pouze klesající – detekováno je pouze jedno minimum

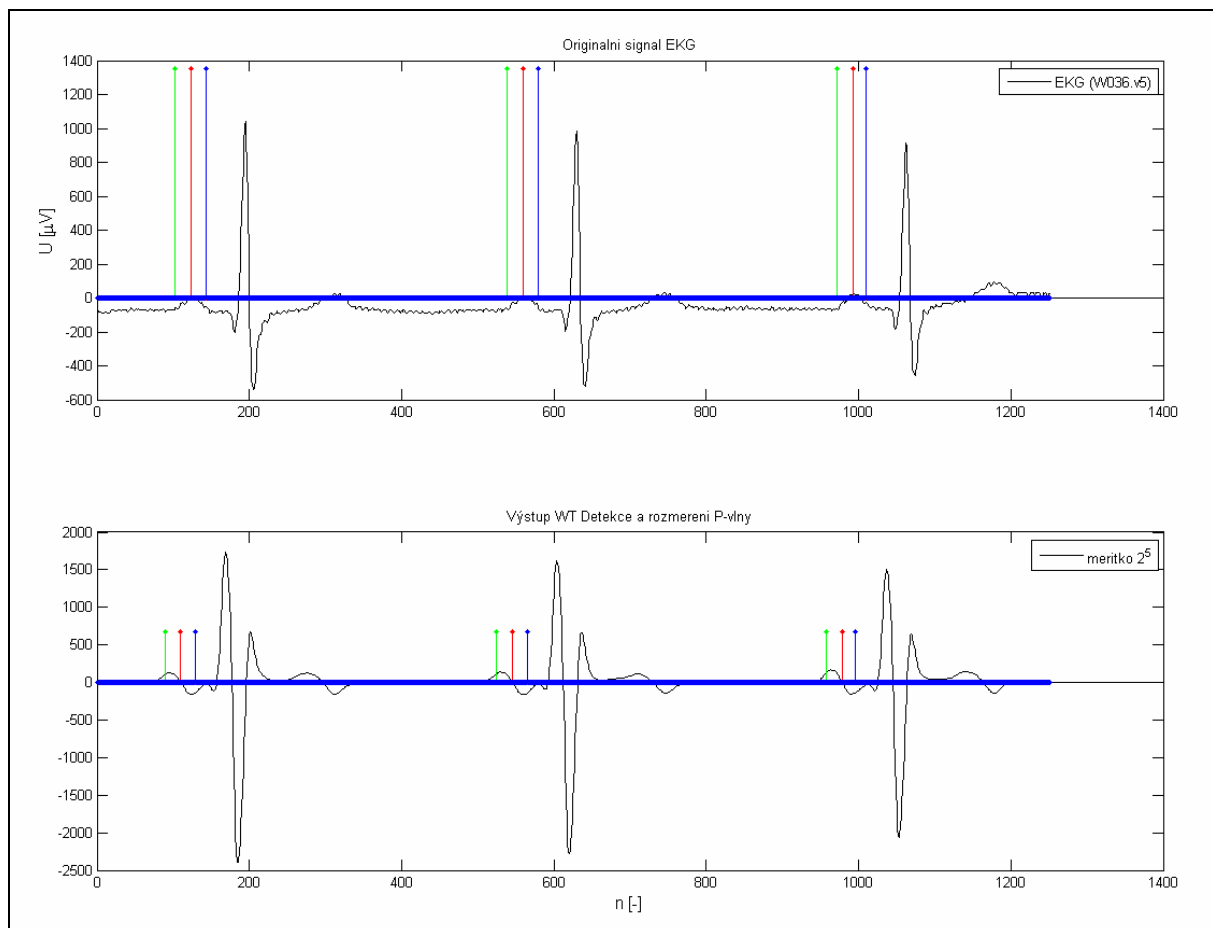
Oproti T-vlně tedy chybí detekce bifázických vln, které se u vlny P nepředpokládají. Jako poloha P-vlny je pak určen průchod nulou v měřítku 2^5 (jedná-li se o pozitivní, nebo negativní půlvlnu), nebo poloha detekovaného extrému v případě pouze klesající a pouze

rostoucí vlny. Příklad detekce P-vln je na **Obr.5.8** červenou barvou a to v originálním signálu (nahore) a v měřítku 2^5 vlnkové transformace (dole).

Začátek a konec P-vlny se detekuje před prvním a za posledním maximem (minimem), kdy klesne koeficient WT v měřítku 2^5 pod hodnotu prahu pro detekci začátku (konce) ve smyslu k nule. Použité prahy jsou

$$\begin{aligned}\xi_{Pon} &= 0,8 \cdot W_{2^5} x[n_{first}] \\ \xi_{Pend} &= 0,9 \cdot W_{2^4} x[n_{last}]\end{aligned}\quad (5.16)$$

, kde n_{first} je první detekovaný extrém a n_{last} je poslední detekovaný extrém ve vyhledávacím okně. U čistě klesající a rostoucí P-vlny se jedná o jeden a ten samý extrém. Příklad detekce je na **Obr.5.8**, kde je začátek P-vlny značen zeleně a konec P-vlny modrou barvou.



Obr.5.8. Detekce P-vlny (červeně) a její rozměření – začátek (zeleně) a konec (modře)

5.6 Vícesvodová technika korekce rozměření

Vzhledem k tomu, že v navržené metodě se díky závislosti vyhledávacích oken na předchozí detekci významných vln mohou kumulovat chyby. Byla výše popsána metoda doplněna o korekci založenou na shromáždění informací z více svodů. Použity byly pseudoortogonální svody II, v2 a v5.

Návaznosti vyhledávacích oken jsou následující. Na správné detekci páru pozitivní maximum – negativní minimum (odpovídající R-vlně) jsou přímo závislé tyto vyhledávací okna a detektory:

- identifikace jednotlivých vln QRS komplexu (Q, R, S)
- rozměření QRS komplexu (nalezení začátku a konce)
- poloha vyhledávacího okna T-vlny

kdy rozměření QRS komplexu je na správné identifikaci páru pozitivní maximum – negativní minimum závislé jak přímo, kvůli možnosti absence vlny Q a/nebo S, tak nepřímo pokud se v komplexu QRS vlny Q a S vyskytují. Nepřímo jsou na tomto detektoru závislé také všechny ostatní části navržené metody. A to vzhledem k tomu, že na správném rozměření QRS komplexu jsou závislé

- vyhledávací okno detektoru T-vlny
- vyhledávací okno detektoru P-vlny

Vyhledávací okno P-vlny je navíc závislé na detekci konce vlny T.

Korekce chyb byla aplikována na významné body, pro jejichž detekci byla metoda navržena. Jsou to začátek a konec vlny P, začátek a konec QRS komplexu a konec vlny T.

Korekce začátku vlny P

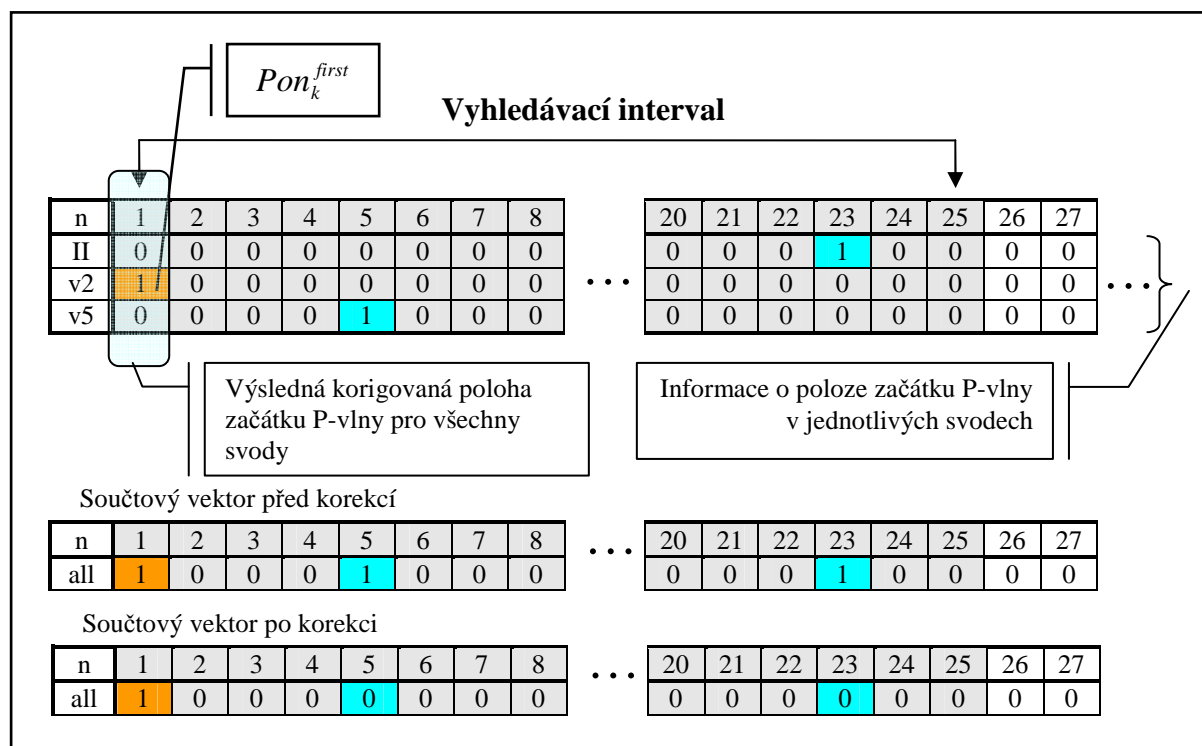
Pro korekci začátku vlny P byl použit následující postup (jeho ilustrace je na **Obr.5.9**). Je vybrán první detekovaný začátek P-vlny v k -tém cyklu Pon_k^{first} ze všech tří uvažovaných svodů (na obrázku oranžově) a následně je prohledáván interval 25 vzorkovacích intervalů (50ms) za tímto bodem (včetně) v ostatních svodech (na obrázku znázorněn šedou barvou). Je-li alespoň v jednom z těchto svodů v rámci intervalu nalezen detekovaný začátek vlny P (na obrázku tyrkysově), je detekce označena za platnou a jako začátek P-vlny je označen první detekovaný v daném cyklu (tedy právě Pon_k^{first}). Pokud však v intervalu není v ostatních svodech nalezen detekovaný začátek vlny P, je detekce označena za falešnou a bod Pon_k^{first} je zanedbán.

V prostředí Matlab byl algoritmus realizován takto. Informace o poloze detekovaného začátku v každém svodu byla uložena do vektoru pro každý svod zvlášť (PonV2, PonV5, PonII). Součtem vektorů byla získána kombinace všech tří svodů (na **Obr.5.9** je tento vektor popsán jako součtový vektor před korekcí (*all*)). Pak pokud byla ve vektoru nenulová hodnota (může být 1, 2, 3) byl zjištěn součet všech vzorků signálu v daném intervalu (včetně první detekované hodnoty) $\sum_n^{n+25} all(n)$. Pokud tento součet byl větší než 1, pak byl jako začátek vlny

P označen vzorek s indexem n a ostatní vzorky v intervalu položeny rovny nule (na **Obr.5.9** je tento vektor popsán jako součtový vektor po korekci (*all*)). Pokud byl součet roven jedné, tedy v daném intervalu byla pouze jedna detekce, byl celý interval položen roven nule. Tímto postupem byly vyhodnoceny všechny cykly s nenulovou hodnotou.

Korekce konce vlny P

Korekce konce vlny P probíhá velmi podobně s tím rozdílem, že algoritmus postupuje od konce signálu. Je tedy vyhledán poslední detekovaný konec P-vlny $Pend_k^{last}$ ze všech tří svodů. Následně je v intervalu 25 vzorkovacích intervalů (50ms) před tímto bodem (včetně) hledán detekovaný konec P-vlny ve zbylých dvou svodech. Pokud je aspoň v jednom z nich v tomto intervalu nalezen detekovaný konec P-vlny je hodnota $Pend_k^{last}$ brána jako platná. Pokud ve zbylých dvou svodech není v intervalu nalezena detekce konce vlny P je $Pend_k^{last}$ považována za falešnou detekci. V prostředí Matlab byl algoritmus realizován podobně jako u začátku vlny P pomocí součtového vektoru. Jediným rozdílem bylo indexování, které probíhalo v opačném směru (od konce signálu k začátku).



Obr.5.9. Ilustrace postupu korekce chyb při detekci Začátku P-vlny

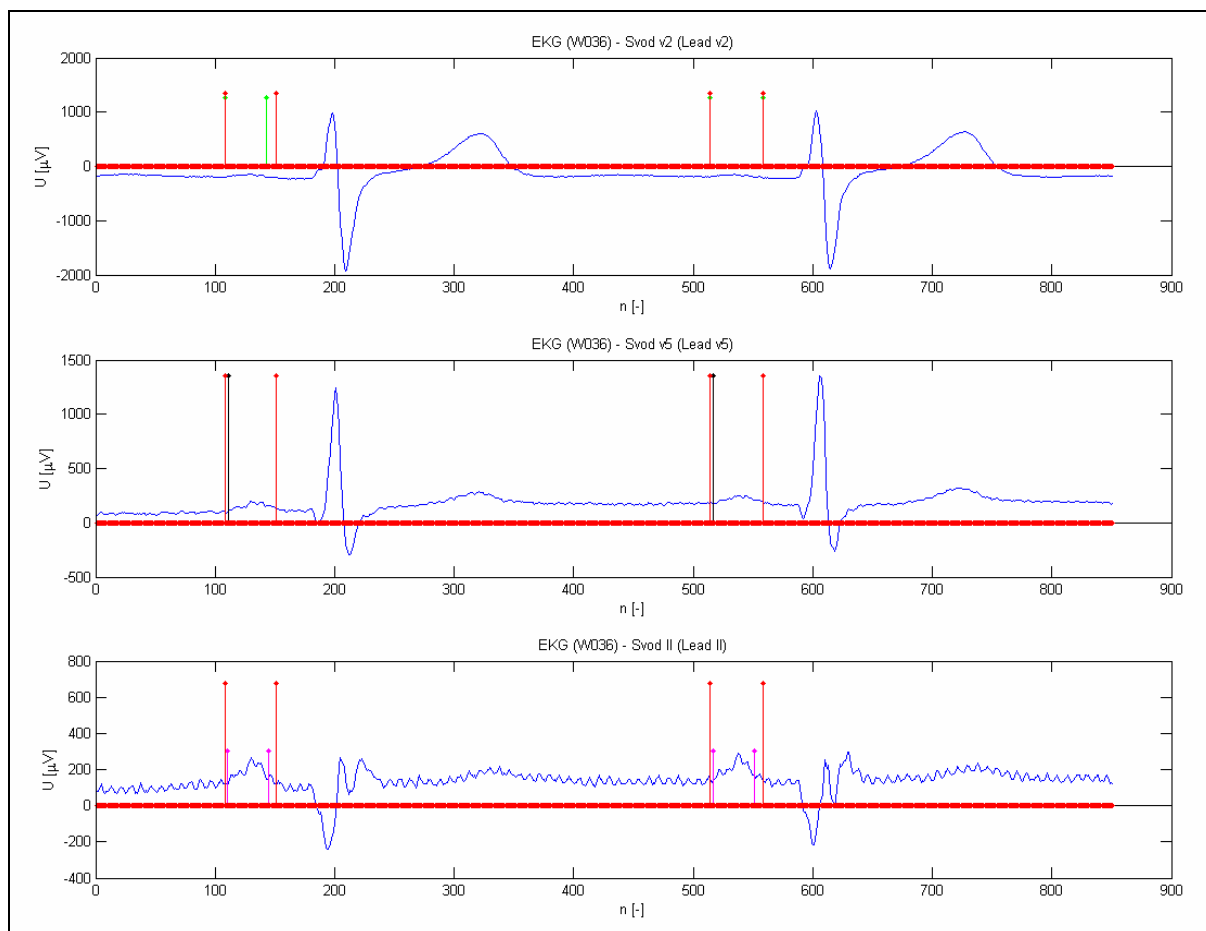
Korekci začátku a konce vlny P znázorňuje **Obr.5.10**. Na tomto obrázku jsou zobrazeny všechny tři uvažované svody signálu EKG a v nich detekované začátky a konce vlny P. Ve svodu v2 zelenou barvou, ve svodu v5 černou barvou a ve svodu II fialovou. Červeně je pak znázorněno rozměření po korekci. Je vidět že ve svodu v2 jsou téměř všechny body shodné, naproti tomu ve svodu II jsou drobné odchylky a detekované hodnoty jsou korigovány.

Korekce začátku QRS komplexu

Korekce začátku QRS komplexu byla navržena obdobně jako korekce začátku P-vlny. Je nalezen první detekovaný začátek QRS komplexu ve všech třech svodech $QRSon_k^{first}$. Následně jsou v intervalu 25 vzorkovacích intervalů (50ms) prohledány zbylé dva svody. Pokud je alespoň v jednom z nich nalezen detekovaný začátek QRS komplexu je detekce považována za platnou. Výsledná poloha QRS komplexu však není korigována na hodnotu $QRSon_k^{first}$, ale na průměrnou hodnotu všech definovaných začátků QRS komplexu v prohledávaném intervalu. Tento postup se ukázal být vhodnější, než označení prvního

detekovaného začátku, zejména kvůli falešným detekcím vlny Q v jednotlivých svodech, kdy poloha začátku QRS komplexu byla následně detekována ve špatné pozici. Výše uvedený postup tuto odchylku alespoň částečně omezuje.

V prostředí Matlab byl algoritmus opět realizován pomocí součtového vektoru. Na rozdíl od předchozích dvou korekcí však bylo nutné detekovat indexy n jednotlivých nenulových vzorků, ze kterých byl následně spočítán průměr zaokrouhlený na celá čísla \bar{n} . Zkoumaný interval byl celý položen roven nule a jako poloha začátku QRS komplexu byla označena $QRSon_k(n)$.



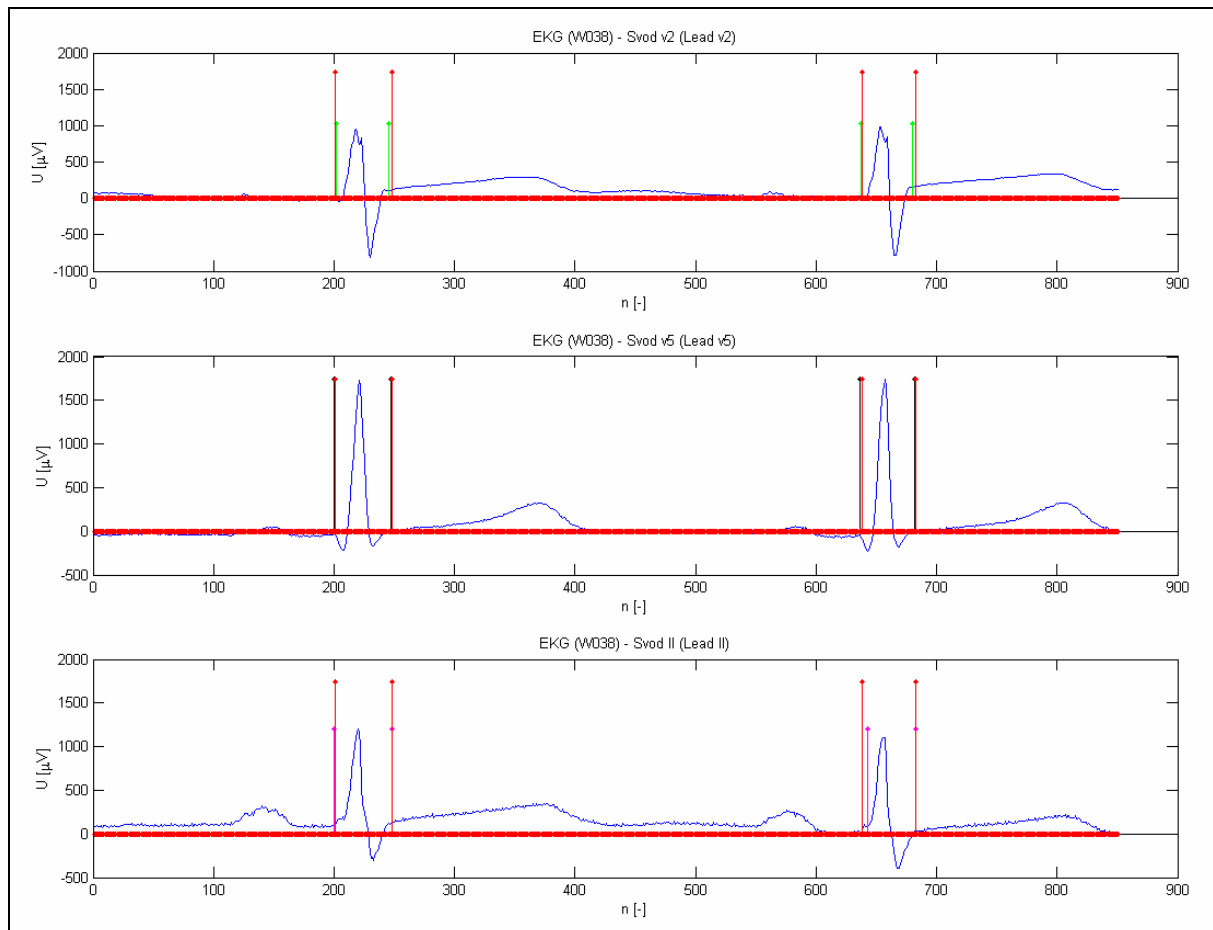
Obr.5.10. Korekce rozměření vlny P

Korekce konce QRS komplexu

Vícesvodová korekce konce komplexu QRS byla navržena stejným způsobem jako korekce konce P-vlny. Algoritmus tedy postupuje od konce signálu a hledá poslední (od konce první) detekovaný konec QRS komplexu ve všech uvažovaných svodech $QRSend_k^{last}$. Následně v intervalu 25 vzorkovacích intervalů (50ms) před tímto bodem (včetně) hledá, zda byl konec QRS komplexu detekován i v ostatních svodech. Pokud je alespoň v jednom z těchto svodů konec QRS komplexu nalezen, je hodnota $QRSend_k^{last}$ považována za platnou a označena jako konec QRS komplexu u všech tří svodů.

Korekce rozměření komplexu QRS je na Obr.5.11. Na obrázku jsou všechny tři uvažované svody a v nich detekované začátky a konce komplexu QRS (ve svodu v2 zelenou

barvou, ve svodu v5 černou barvou a ve svodu II fialově). Červenou jsou pak ve všech svodech značeny korigované hodnoty. Ve svodu II je (v prvním zobrazeném cyklu EKG signálu) vidět, že začátek QRS komplexu je brán, na rozdíl od korekce začátku vlny P, jako průměrná hodnota, tedy, že v tomto svodu detekovaný začátek QRS komplexu leží na časové ose před korigovanou hodnotou. V prostředí Matlab byl algoritmus realizován stejně, jako korekce konce vlny P.



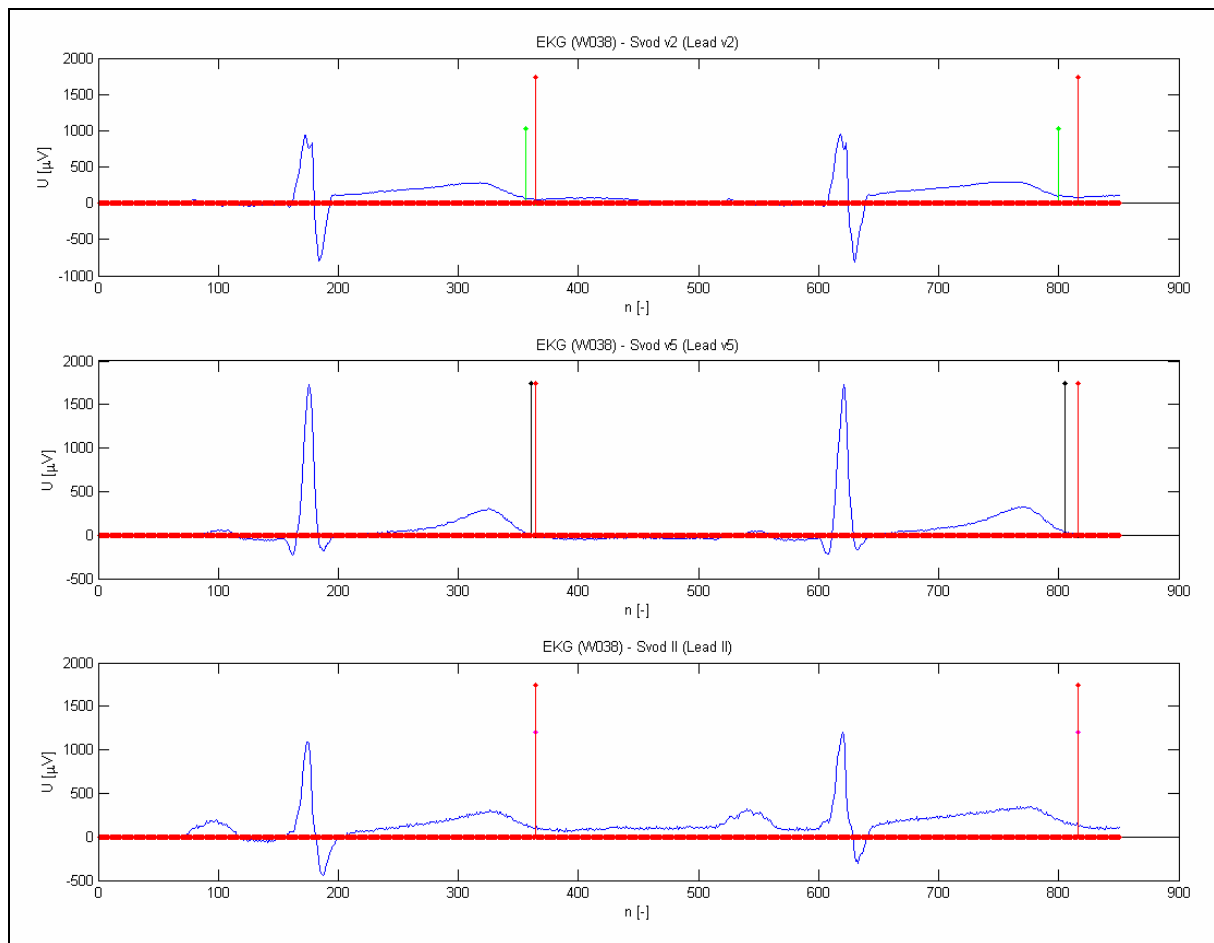
Obr.5.11. Korekce rozměření komplexu QRS

Korekce konce vlny T

Korekce konce vlny T je provedena podobným způsobem, jako korekce konce vlny P a konce QRS komplexu. Algoritmus opět postupuje od konce signálu a hledá poslední nalezený konec T-vlny ze všech tří uvažovaných svodů $Tend_k^{last}$. Následně je prohledáván interval 40 vzorkovacích intervalů (80ms) před touto hodnotou (včetně). Pokud je alespoň v jednom ze zbylých dvou svodů nalezen detekovaný konec T-vlny, je detekce považována za platnou a poloha $Tend_k^{last}$ je označena jako konec T-vlny ve všech uvažovaných svodech. V prostředí Matlab byl navržený algoritmus realizován stejným způsobem jako korekce konce vlny P a korekce konce QRS komplexu.

Oproti předcházejícím korekcím byl při korekci použit delší vyhledávací interval. To je důsledkem neostrého konce vlny T a různého tvaru vlny v jednotlivých svodech. Příklad korekce konce vlny T je na obrázku 5.11, kde jsou jednotlivé konce detekované v uvažovaných svodech značeny, ve svodu v2 zelenou barvou, ve svodu v5 černě a ve svodu II fialovou barvou. Červeně jsou pak ve všech svodech značeny korigované polohy.

Z porovnání obrázku s ostatními korekcemi je patrné, že použití delšího vyhledávacího intervalu při korekci vlny T je opodstatněné. Na **Obr.5.12** je to patrné zejména ve svodu v2 (nahore), kde se ve druhé ze zobrazených vln značně liší detekovaná poloha konce vlny T v samotném svodu od korigované.

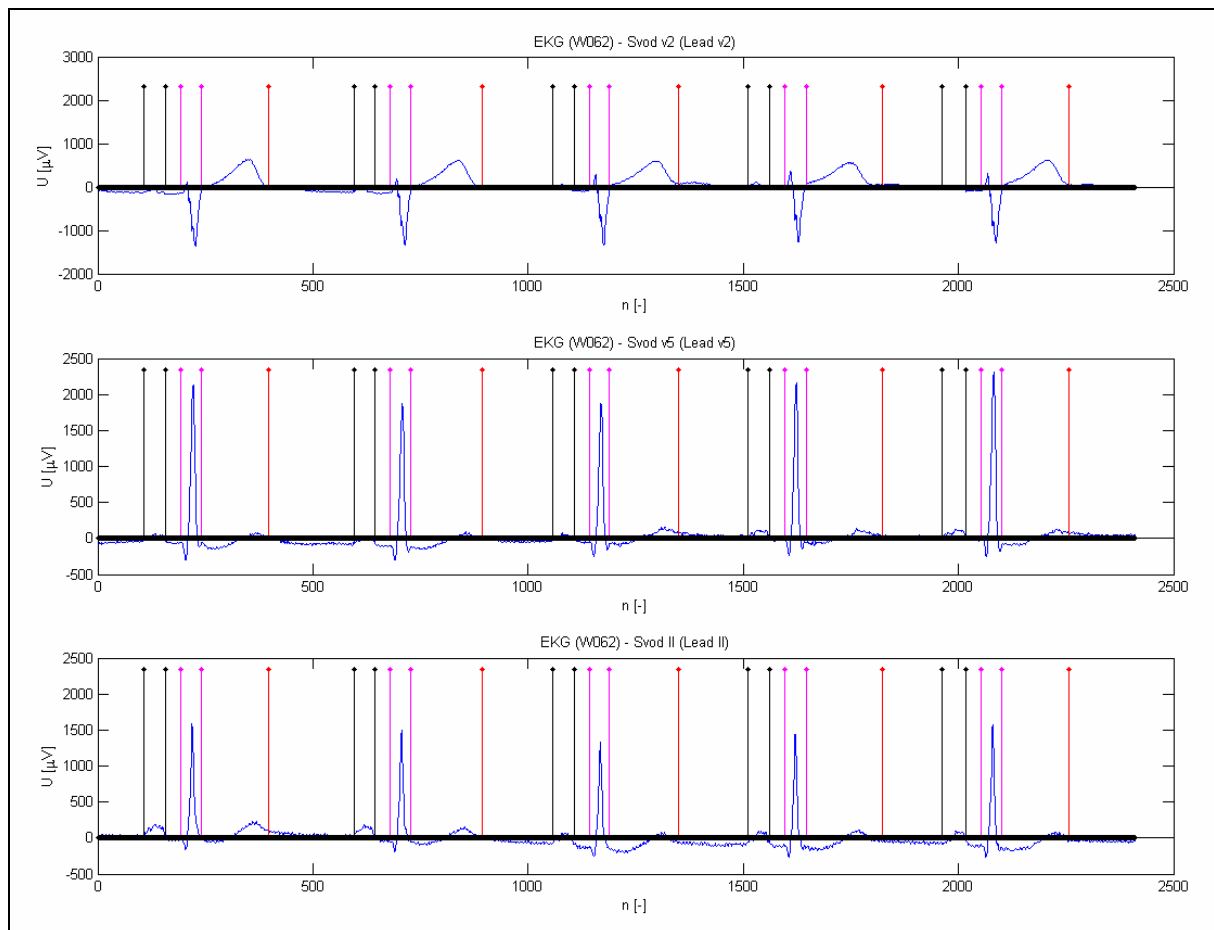


Obr.5.12. Korekce rozměření komplexu QRS

Korekce R-vlny

Korekce vlny R byla použita výhradně kvůli otestování spolehlivosti navrženého QRS detektoru. Postup při korekci byl shodný jako korekce počátku QRS komplexu. Byl tedy nalezen první detekovaný QRS komplex ve všech uvažovaných svodech. Pokud byl v intervalu 25 vzorkovacích intervalů (50ms) nalezen detekovaný QRS komplex i v některém jiném svodu, byla detekce označena za platnou a výsledná korigovaná poloha byla získána jako průměrná ze všech detekovaných poloh QRS komplexu v tomto intervalu.

Výstupem navržené metody bylo zobrazení tří uvažovaných svodů (v2, v5, II) s vyznačenými korigovanými hodnotami. Kvůli testování navrženého detektoru je umožněno specifikovat interval, který je zobrazen. Tento výstup je na **Obr5.13**. Černě jsou značené začátky a konce vlny P, fialovou barvou začátky a konce komplexu QRS a červenou barvou konce vlny T. Navržený program následně vypíše korigované hodnoty pro vybraný cyklus.



Obr.5.13. Výstup navržené metody (korigované hodnoty)

5.7 Struktura navrženého programu

Výše popsaná metoda byla navržena v programovém prostředí Matlab (verze 7.2.0.232 (R2006a)). Struktura programu je ilustrována následujícím Obr.5.14.

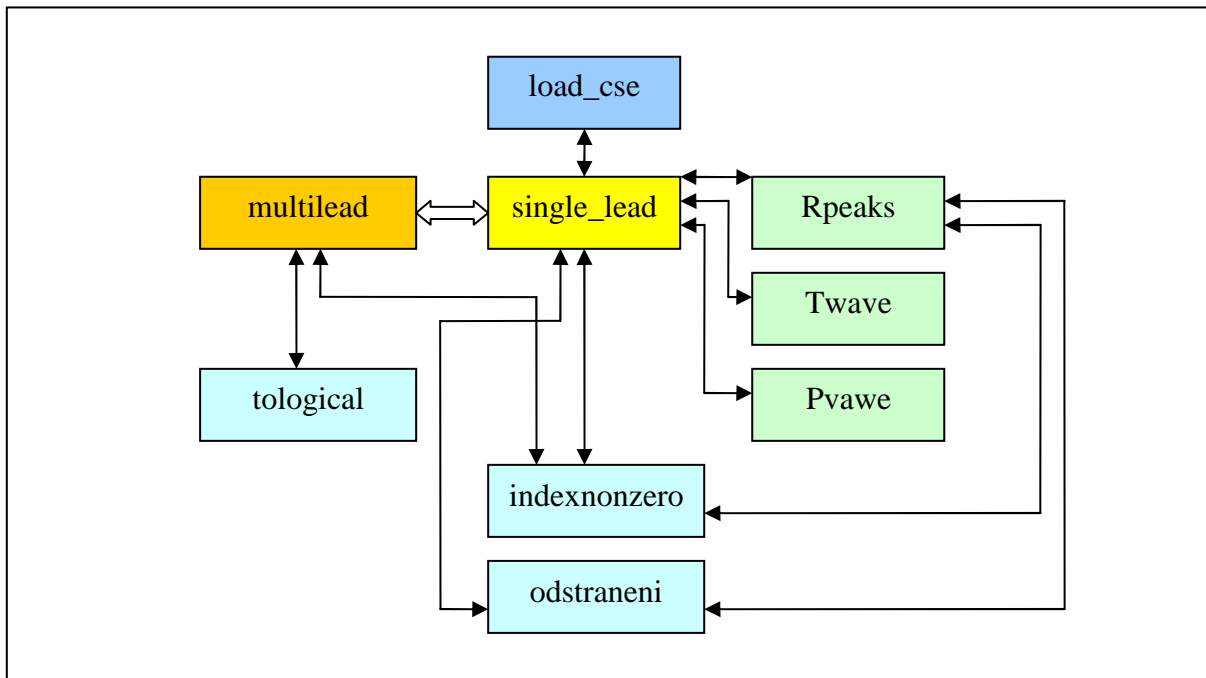
Hlavní funkce „multilead“ realizuje vícesvodovou korekci. Vstupními parametry jsou název EKG signálu a konstanty které definují začátek a konec vybraného cyklu. Funkce volá hlavní část programu – funkci „single_lead“.

V této funkci je nejprve volána funkce „load_cse“, kterou je realizováno načtení signálu. Poté je zde realizována vlnková transformace. Následuje prahování pro detekci QRS komplexu. Dále je v této funkci realizována detekce páru pozitivní maximum – negativní minimum odpovídající R-vlně voláním funkce „Rpeaks“, ve které je realizován algoritmus vyhledávání odpovídajících extrémů v nižším měřítku. Ve funkci „single_lead“ je dále realizována detekce jednotlivých vln QRS komplexu a detekce začátku a konce QRS komplexu. Dále jsou volány funkce „Twave“ a „Pwave“, ve kterých probíhá detekce T-vlny a jejího rozměření a detekce P-vlny a jejího rozměření.

Další volaná funkce „indexnonzero“ realizuje pomocný výpočet vektorů, jejichž hodnoty odkazují na indexy kde jsou polohy jednotlivých detekovaných bodů.

Funkce „odstraneni“ realizuje pomocný výpočet odstranění falešných extrémů při detekci páru pozitivní maximum – negativní minimum pro detektor R-vlny.

Funkce „tological“ realizuje pomocný přepočít vektorů, ve kterých nenulová hodnota značí detekované body, na logické hodnoty (0,1). Nenulová hodnota je změněna na 1.



Obr.5.14. Struktura navrženého programu

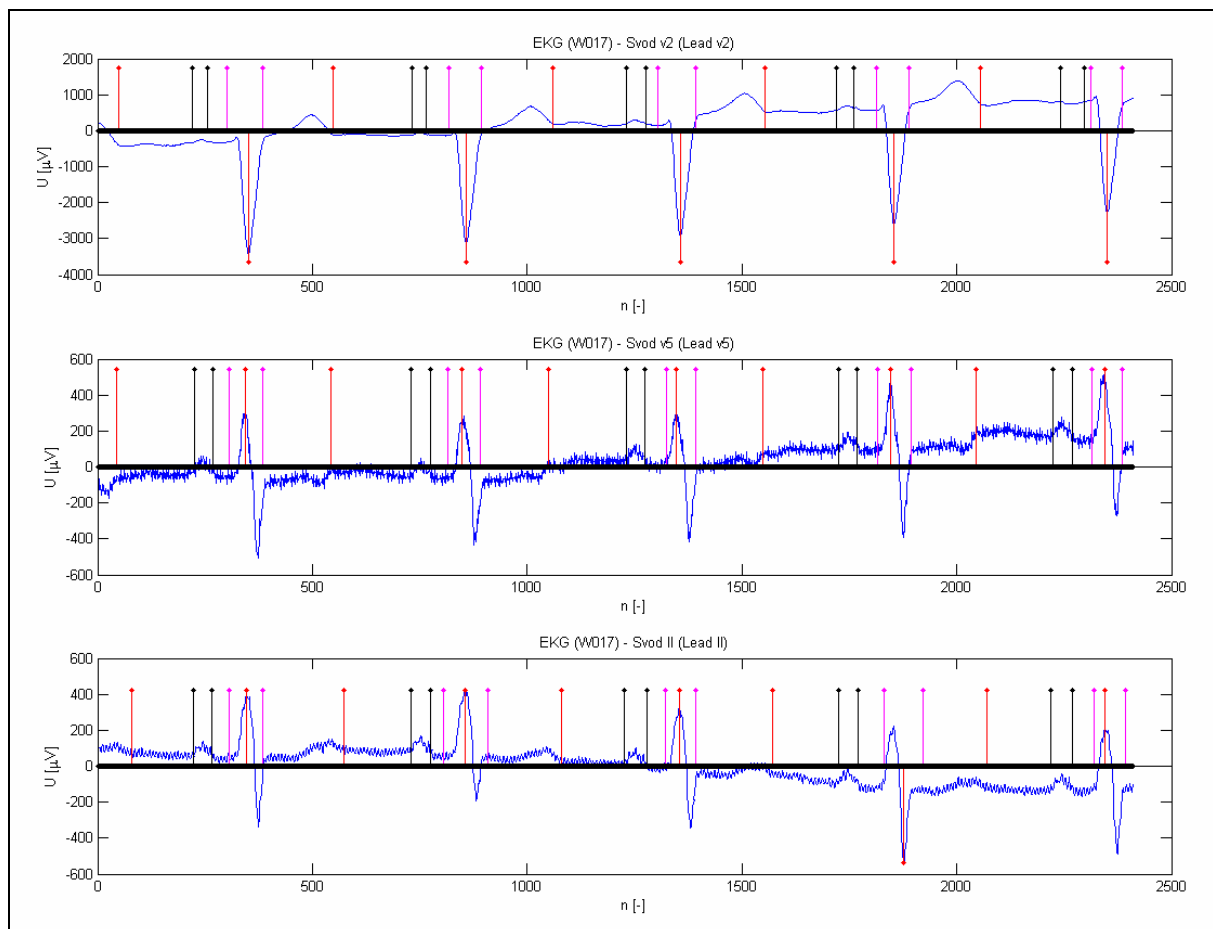
6. Testování

Navržená metoda byla realizována zejména kvůli rozměrování signálu EKG, tedy nalezení začátku a konce vlny P, začátku a konce komplexu QRS konce vlny T. Schopnost detektoru tyto významné body signálu EKG zachytit byla otestována na vybraných cyklech ve 125 signálech EKG z databáze CSE a porovnány se vztažnými hodnotami dodanými vedoucím práce.

Jak bylo zmíněno v kapitole 5.6 v navržené metodě takřka všechny další kroky závisí na správné detekci QRS komplexu (R-vlny), z těchto důvodů byl otestován i tento detektor.

6.1 Odolnost vůči rušení

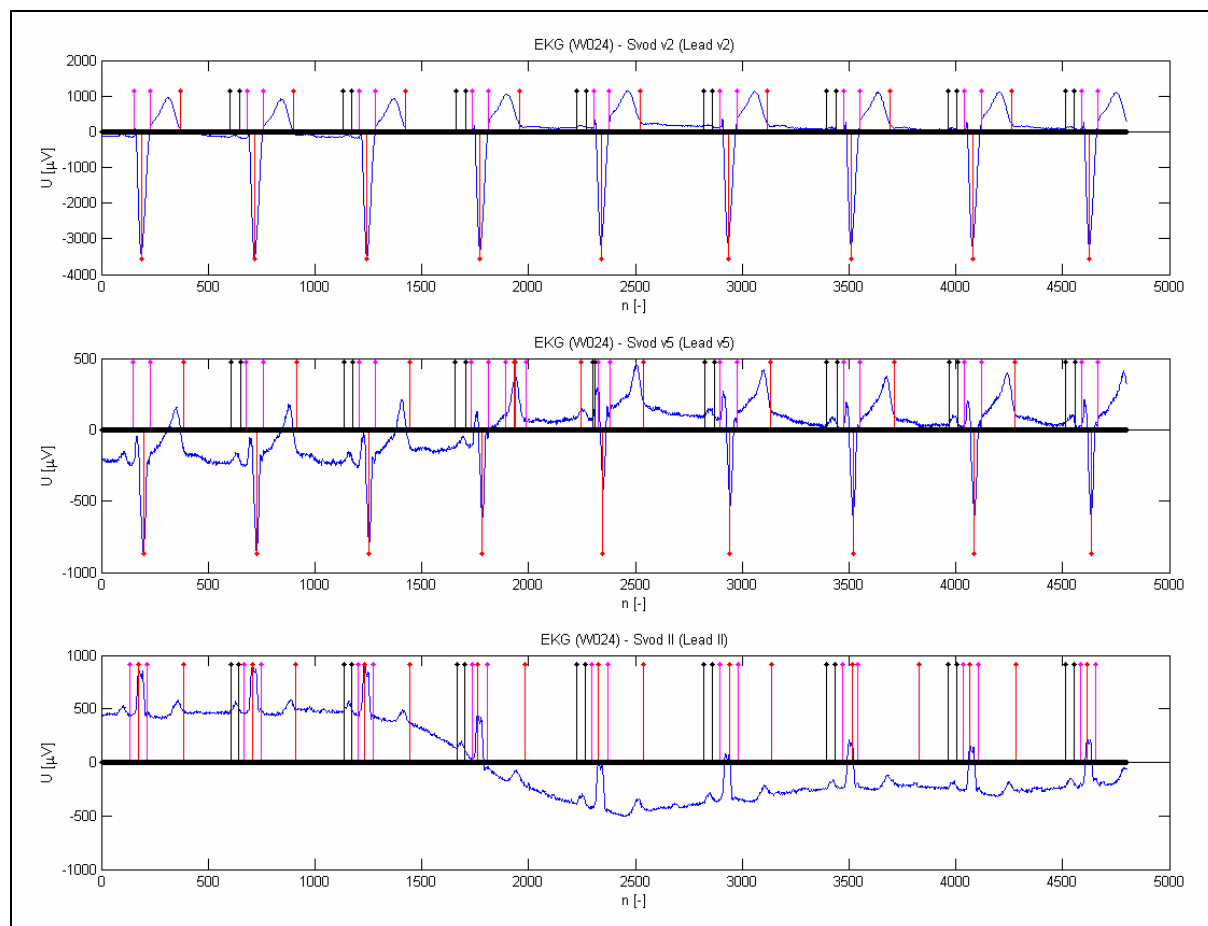
Navržená metoda je poměrně necitlivá na vysokofrekvenční šum, i co se týče detekce v jednom svodu i co se týká vícesvodové korekce. Na **Obr.6.1** je příklad rozměrování (bez vícesvodové korekce). Ve svodech v5 a II je vidět přítomnost vysokofrekvenčního šumu. Tento šum ale nemá na detekci vliv. Necitlivost na tento druh šumu vychází z principu navržené metody a to zejména z principu použité vlnkové transformace. Výstup každého měřítka je totiž filtrovaným signálem a tak jsou vysokofrekvenční složky pouze v nejnižších měřítkách 2^2 a 2^1 . V navržené metodě je však využito až měřítko 2^2 a to pouze k detekci QRS komplexu kdy R-vlna (pár pozitivní maximum – negativní minimum) je nejdříve hledána ve vyšších měřítkách.



Obr.6.1. Rozměrování v zašuměném EKG

6.2 Plavání nulové izolinie

Vůči tomuto častému artefaktu v signálu v EKG je navržená metoda také odolná. Tento artefakt se totiž projevuje ve vyšších měřítkách, kde sice probíhá detekce a rozměření vln T a vlny P, ale během testování tento artefakt nezpůsobil jejich selhání. Jev je vidět na následujícím **Obr.6.2** zejména pak ve svodu II. Na obrázku je také vidět falešná detekce R-vlny, kdy je jako R-vlna označena vlna T.



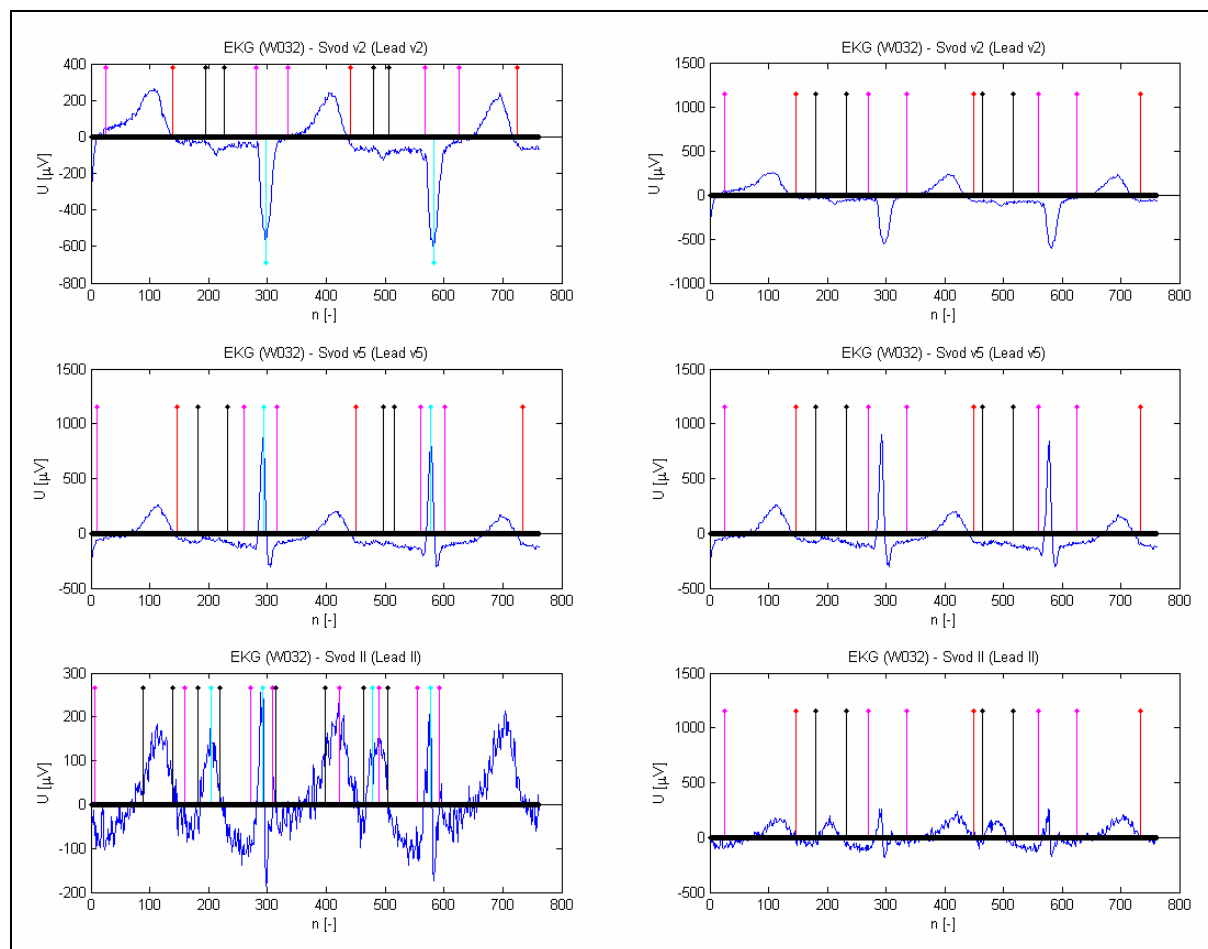
Obr.6.2. Rozměřování v signálu EKG a vliv plavání nulové izolinie

6.3 Ostré T-vlny a P-vlny

Necitlivost na tyto vlny je předpokladem pro kvalitní QRS detektor a následné rozměření. Navržená metoda je však na tyto vlny poměrně citlivá a to jak na ostré vlny T tak na ostré vlny P. Na **Obr.6.3** je vybrána část signálu, kde QRS detektor selhal na ostrých vlnách P. Na obrázku vlevo jsou jednotlivé svody s detekovanými vlnami R (tyrkysově), s detekovanými začátky a konci QRS komplexu (fialově), začátky a konci vlny P a konci vlny T (červeně) a to nekorigované. V pravém sloupci jsou potom korigované detekované polohy začátek a konec P-vlny černě, začátek a konec QRS komplexu fialově a konec vlny T červeně.

Z obrázku je patrné, že amplituda vlny P je ve svodu II srovnatelná s amplitudou QRS komplexu. V ostatních svodech je však vidět, že detektor funguje a z toho důvodu se po korekci falešně detekované QRS komplexy eliminují. V horším případě, kdyby detektor selhal i v některém se zbylých dvou svodů by však korekce chyby neodstranila. Buď by byl

QRS komplex detekován falešně, nebo by jeden QRS komplex detekován nebyl. Tím pádem by v daném cyklu nebyl QRS komplex detekován.



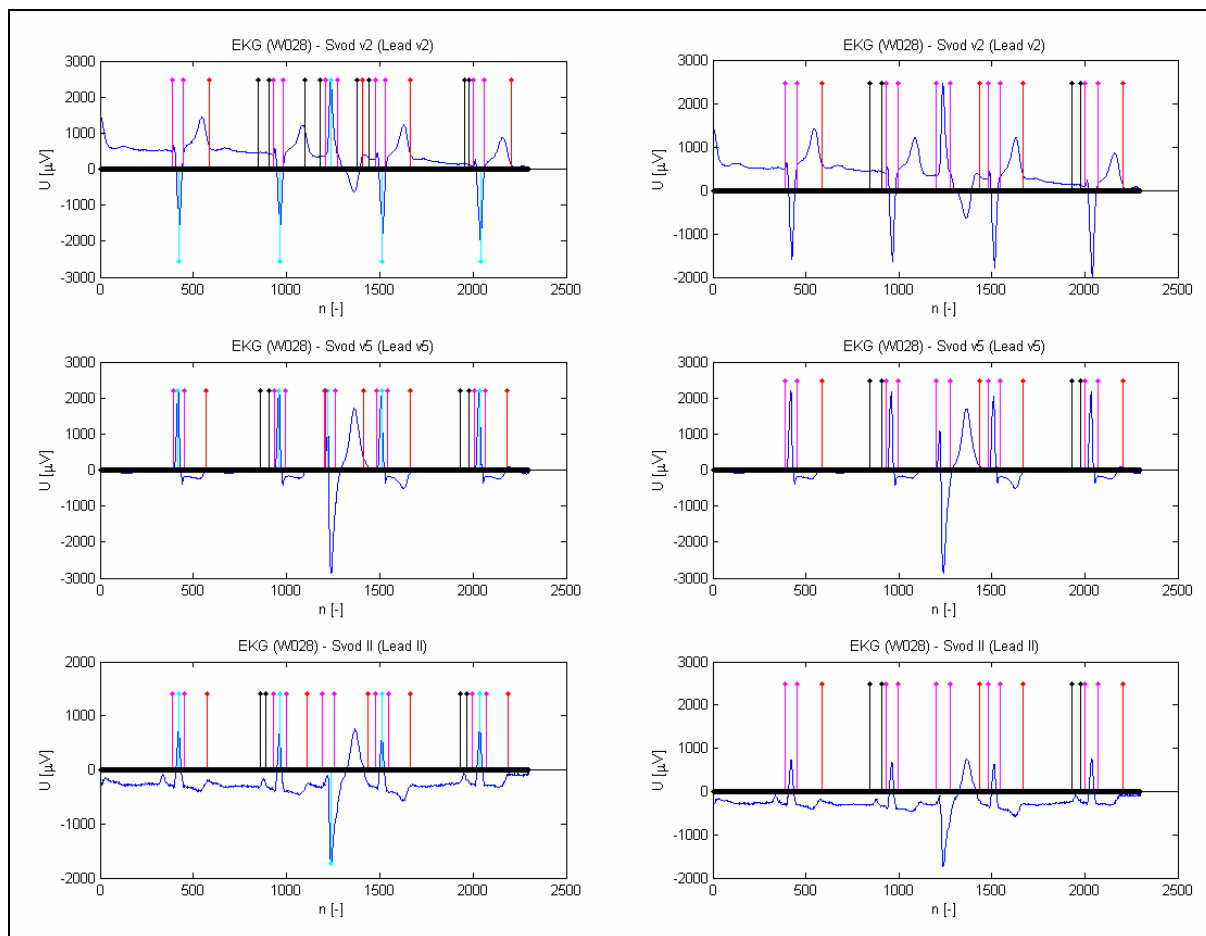
Obr.6.3. Rozměřování v signálu EKG a vliv ostrých T-vln a P-vln

6.4 Extrasystoly

Extrasystoly jsou přítomny ve velkém množství signálů z testované databáze. Při vyhodnocování chybovosti QRS detektoru byla jejich detekce (pokud byla extrasystola označena jako R-vlna) považována za správnou. V případě kdyby šlo o to navrhnout co nejspolehlivější QRS detektor, bylo by nutné je rozlišit od normálních QRS komplexů. Použití tvarovou a/nebo časovou analýzu. Navržený detektor pro detekci v jednom svodu většinu s extrasystol zachytí a označí jako vlnu R. Po korekci je účinnost opět lepší.

Příklad je uveden na následujícím **Obr.6.4**. V levém sloupci jsou signály z jednotlivých svodů s vyznačenými detekovanými významnými body detekcí v jednotlivých svodech. Detekované R-vlny jsou značeny tyrkysovou barvou, začátek a konec QRS komplexu jsou značeny fialovou barvou, začátek a konec vlny P černou barvou a konec vlny T je značen červeně. V pravém sloupci je v jednotlivých svodech značena informace o významných bodech po korekci. Fialově začátek a konec QRS komplexu, černě začátek a konec P vlny a červeně konec T-vlny. Poloha QRS komplexu v pravém sloupci značena není, ale poloha je udána pouze jeho rozměřením.

Je vidět, že extrasystola je detekována ve všech třech používaných svodech, proto je po korekci rozměřena jako QRS komplex.



Obr.6.4. Rozměřování v signálu EKG s extrasystolou

6.5 Porucha převodního cyklu

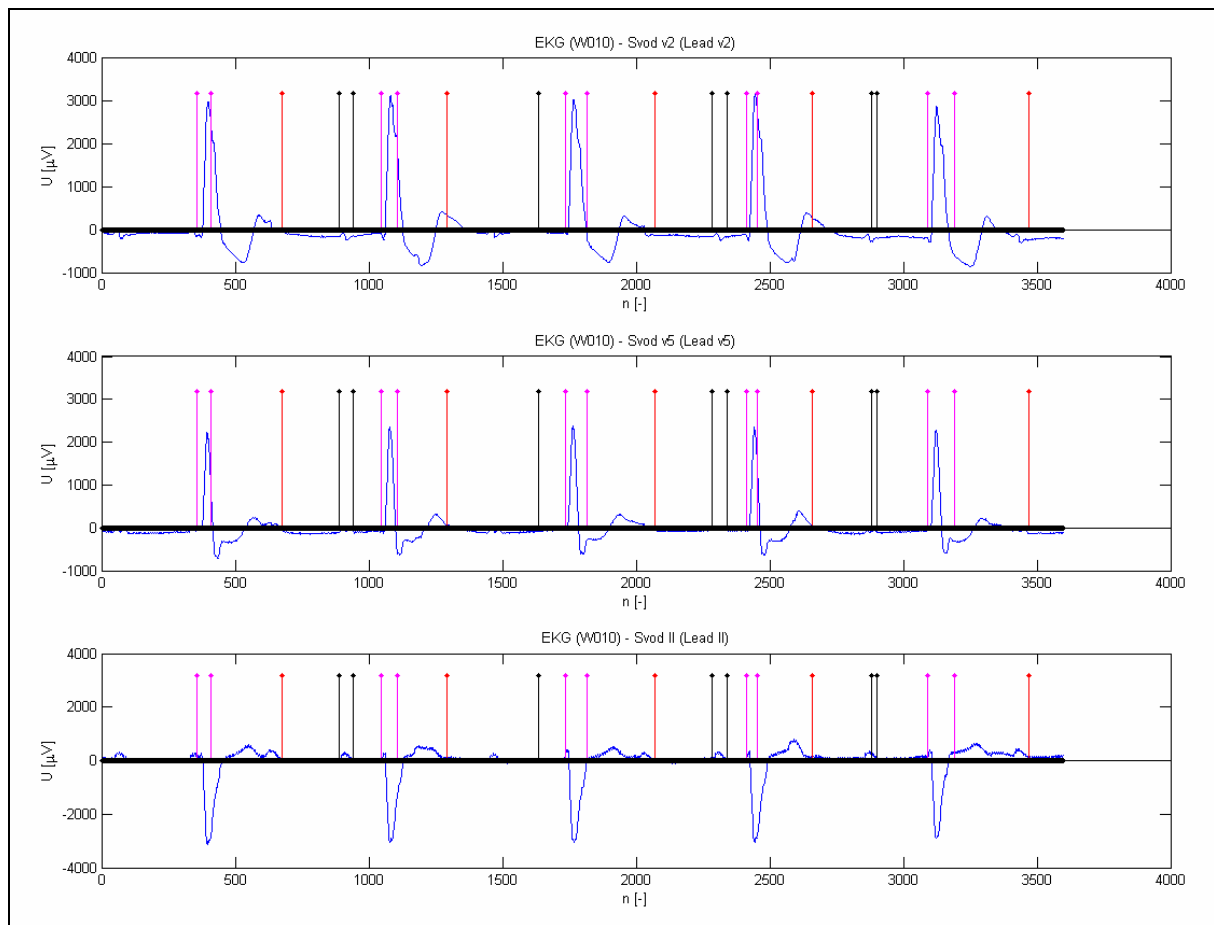
V navržené metodě je vyhledávací okno pro detekci vlny P závislé na detekovaném QRS komplexu. Z tohoto důvodu je detektor velmi citlivý na poruchy převodního cyklu mezi síněmi a komorami. V tomto případě totiž depolarizace komor není závislá na depolarizaci síní a vlna P se tak může vyskytovat nezávisle na QRS komplexu kdekoli v signálu EKG.

Na **Obr.6.5** je zobrazen výstup detektoru jednotlivých významných bodů po vícesvodové korekci. Začátek a konec QRS komplexu fialově, začátek a konec P-vlny černě a konec T-vlny červeně. Vlna P je zřetelná hlavně ve svodu II (na obrázku úplně dole). Již v prvním cyklu je vidět P-vlna na konci vlny T (kdy detekci vlny T znehodnocuje – poloha konce je detekována později, stejně jako ve třetím zobrazeném cyklu), pak správně detekovaná před QRS komplexem. V následujícím cyklu se P-vlna vyskytuje zhruba v polovině RR intervalu. V tomto místě již není detekována kvůli definici prohledávacího okna pro detekci a rozměření P vlny.

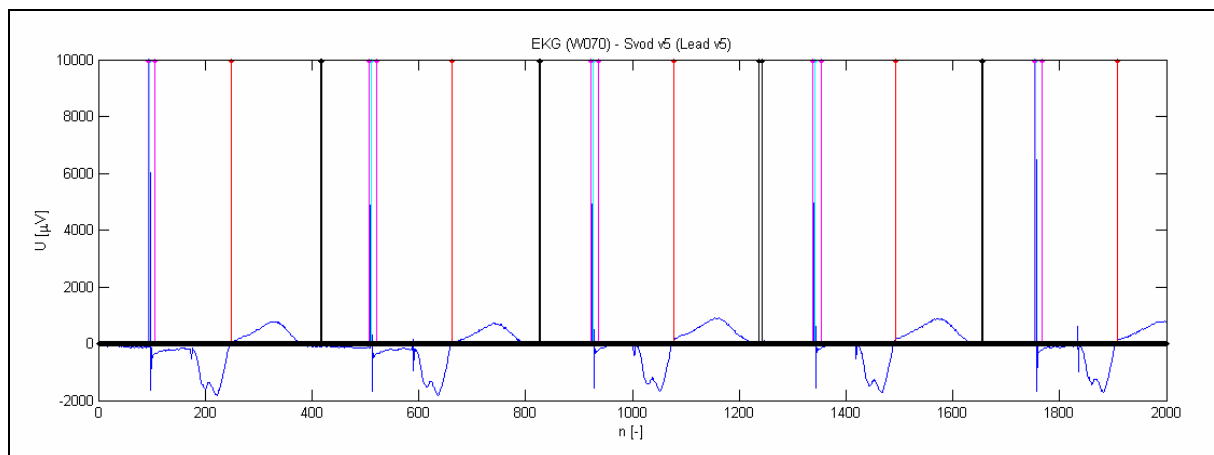
6.6 Impulsy kardiostimulátoru

Kvalitní QRS detektor by neměl být na tyto impulsy citlivý, nebo naopak měl by tyto impulsy detekovat, rozpoznat a při detekci je neuvažovat. Navržená metoda je však na tyto impulsy velmi citlivá a detekce v signálu EKG s impulsy selhala (v databázi byl takový signál

pouze jeden). Signál s impulsy je na **Obr.6.6**. Je vidět že impulsy jsou detekovány jako vlna R a díky tomu následně selhala i detekce vlny T a P.



Obr.6.5. Rozměřování v signálu EKG s poruchou převodního cyklu



Obr.6.6. Rozměřování v signálu EKG s impulsy kardiostimulátoru

6.7 Vyhodnocení chybovosti QRS detektoru

Pro vyhodnocení chybovosti navrženého QRS detektoru (pro každý jeden svod) bylo vizuálně zhodnoceno všech 125 signálů z databáze CSE ve třech svodech, tedy pro jednosvodový detektor 3x125 signálů. Pro korigované hodnoty tedy pouze 125 signálů. A to pro oba typy použité vlnky, tedy pro haarovu vlnku a pro vlnku quadratic spline.

Výsledky testování jsou přehledně uvedeny v následující tabulce 6.1, kde FP jsou falešně pozitivní detekce, FN jsou falešně negativní detekce, FD je celková chybovost, FD [%] je chybovost v procentech, N_{QRS} je celkový počet QRS komplexů v testovaných signálech, S^+ je senzitivita a $S^+ [%]$ senzitivita v procentech. Ostatní hodnoty jsou bezrozměrné.

Tabulka 6.1. Chybovost QRS detektoru

| Typ vlnky | | FP | FN | FD | FD [%] | N_{QRS} | S^+ | $S^+ [%]$ |
|-------------------------|--------------------|-----|-----|-----|--------|-----------|-------|-----------|
| Haar | <i>Bez korekce</i> | 103 | 76 | 179 | 4,26 | 4200 | 0,98 | 98,18 |
| | <i>S korekcí</i> | 12 | 12 | 24 | 1,71 | 1400 | 0,99 | 99,14 |
| Quadratic spline | <i>Bez korekce</i> | 151 | 121 | 272 | 6,48 | 4197 | 0,97 | 97,10 |
| | <i>S korekcí</i> | 39 | 33 | 72 | 5,15 | 1399 | 0,98 | 97,63 |

Celkový počet QRS komplexů se u obou typů vlnek liší o tři resp. o jeden QRS komplex. To je způsobeno tím, že vlnka haar byla schopna v signálu W037 zachytit i QRS komplex na začátku signálu, ale s použitím vlnky typu quadratic spline byla tato oblast kvůli indexování v navrženém programu položena rovna nule. To ale neznamená falešně negativní detekci.

Z tabulky je vidět, že vyšší spolehlivost má metoda při použití haarovy vlnky. Po korekci metoda dokonce selhala pouze v signálu s impulsy kardiostimulátoru W070. Senzitivita všech typů detektorů byla určena

$$S^+ = \frac{SP}{(SP + FN)} \quad (6.1)$$

, kde SP je počet správně detekovaných komplexů QRS a byla určena jako

$$SP = N_{QRS} - FP \quad (6.2)$$

6.8 Vyhodnocení spolehlivosti rozměřování

Rozměřování vlny P

V následující tabulce jsou uvedeny případy, kdy detektor začátku vlny P nefungoval zcela správně. FN jsou falešně negativní hodnoty, tedy případy kdy detekce začátku vlny P selhala. FP jsou falešně pozitivní hodnoty, tedy případy, kdy ve vybraném cyklu není vlna P obsažena a detektor přesto určí její začátek. A PV je počet cyklů, kdy nebyl začátek P-vlny detekován kvůli indexování, tedy počet cyklů kdy byla vlna P první vlnou v celém signálu. Navržený program totiž funguje pouze mezi prvním a posledním detekovaným QRS komplexem, tedy detekuje až P-vlnu před druhým QRS komplexem, a to z důvodu indexování vyhledávacího okna pro detekci vlny P. FD potom udává celkový počet neplatných detekcí. Tyto hodnoty pak nebyly zahrnuty do vyhodnocování odchylek od vztažných hodnot.

Tabulka 6.2. Chybovost rozměřování začátku vlny P

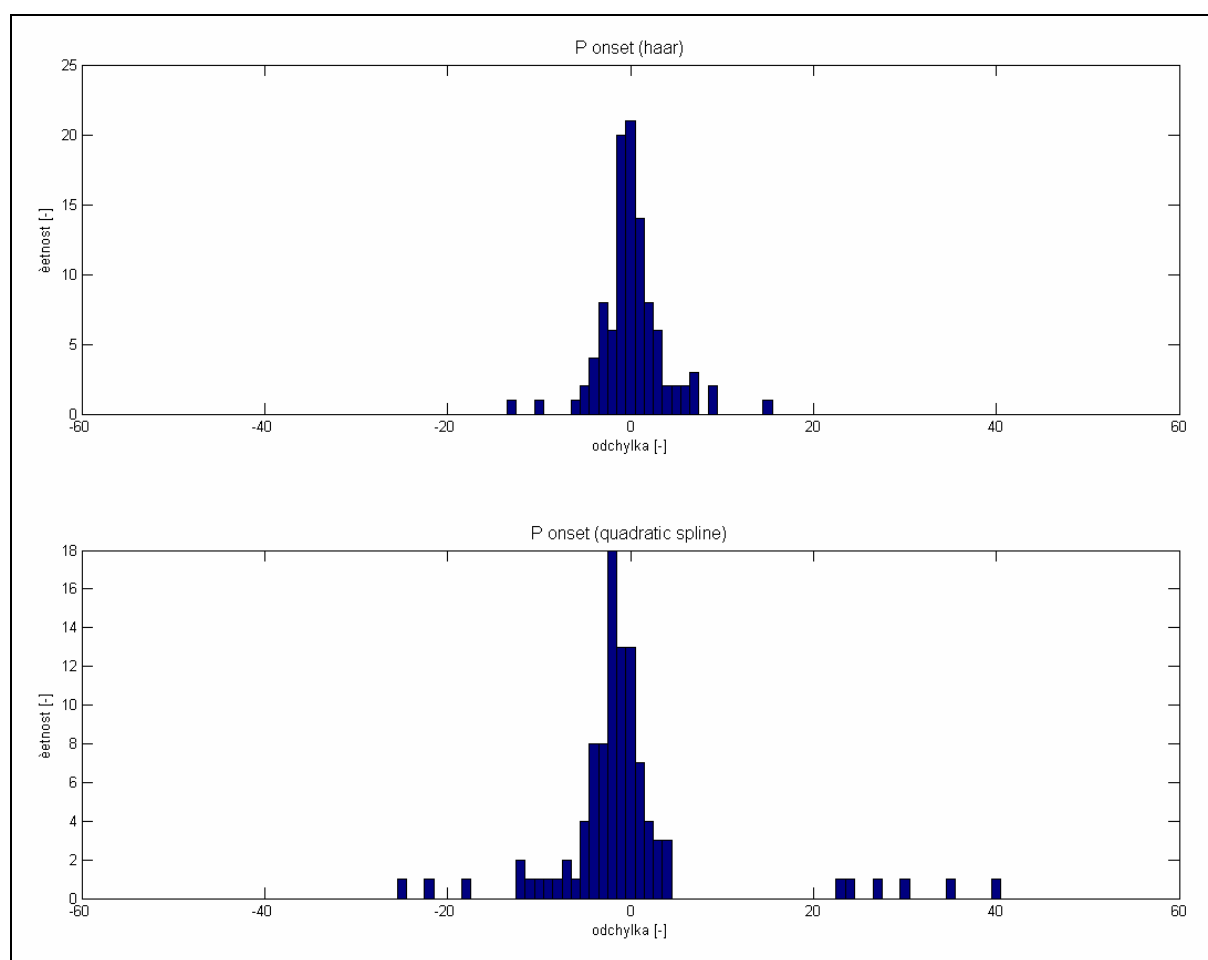
| | FP | FN | PV | FD | N |
|------------------|----|----|----|----|-----|
| Haar | 7 | 3 | 8 | 18 | 125 |
| Quadratic spline | 6 | 11 | 8 | 25 | 125 |

Tabulka 6.3. Chybovost rozměrování konce vlny P

| | FP | FN | PV | FD | N |
|------------------|----|----|----|----|-----|
| Haar | 9 | 3 | 8 | 18 | 125 |
| Quadratic spline | 9 | 10 | 8 | 27 | 125 |

Chybovost detekce konce vlny P je stejným způsobem vyhodnocena v tabulce 6.3. Jde vidět, že v obou případech je větší celkový počet neplatných detekcí s použitou vlnkou quadratic spline.

Vyhodnocení přesnosti lokalizace začátku vlny P bylo provedeno rozměření zbylých vybraných cyklů, ve kterých byly známy vztažné hodnoty, které byly pro tento účel poskytnuty vedoucím práce. Odchytky začátku vlny P detekované navrženou metodou od vztažných jsou v tabulce v příloze A pro haarovu vlnku a v příloze B pro quadratic spline. Histogram těchto odchylek je na **Obr.6.7** pro haarovu vlnku (nahore) a pro vlnku quadratic spline (dole).



Obr.6.7. Histogram odchylek při detekci začátku vlny P

Z histogramů odchylek vyplývá, že při detekci začátku vlny P je menších odchylek dosaženo při použití haarovy vlnky. I maximální odchylky jsou při použití této vlnky menší. V následující tabulce jsou uvedeny střední hodnoty a směrodatné odchylky pro oba typy vlnek (pro detekci začátku i konce P vlny). Střední hodnota byla určena jako aritmetický průměr \bar{x} a směrodatná odchylka podle vzorce

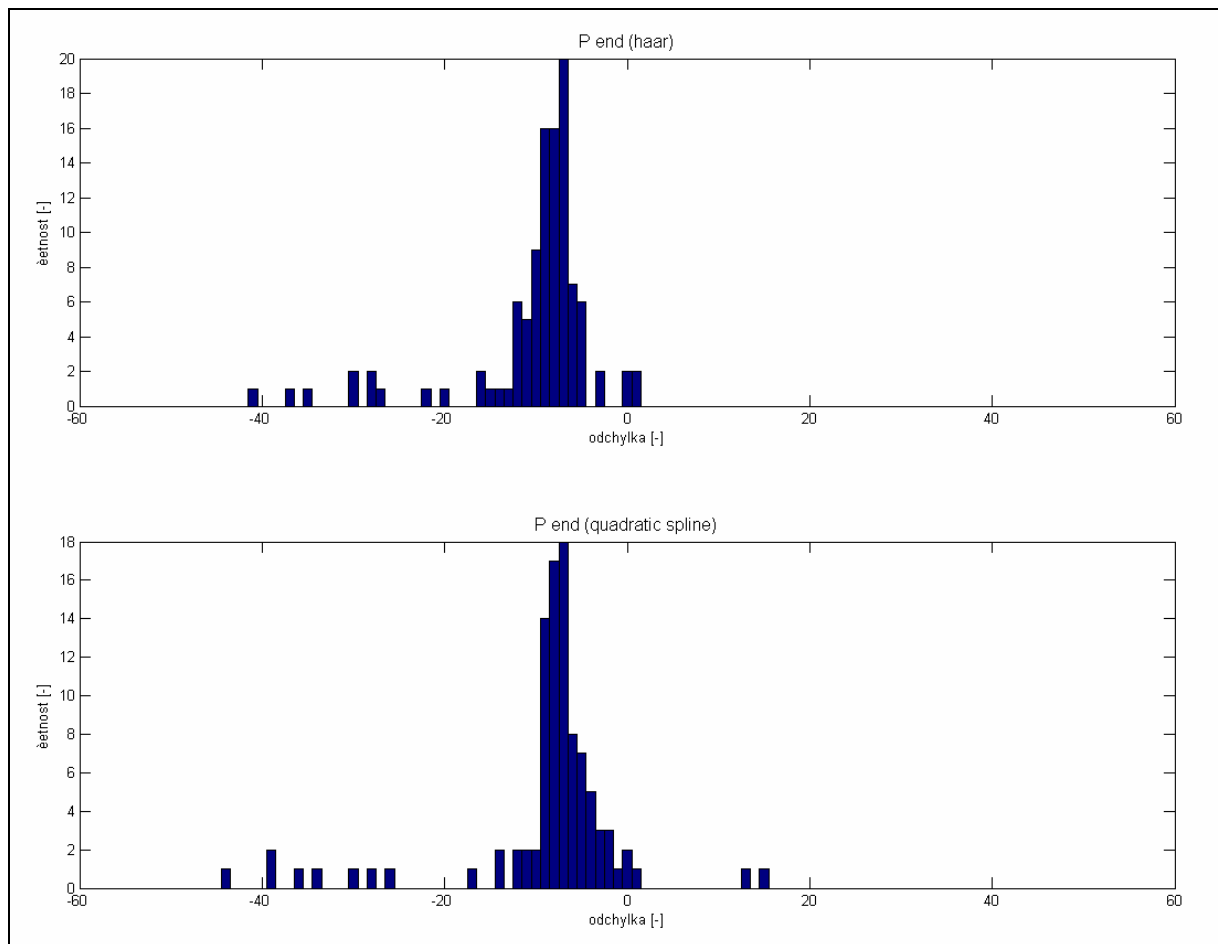
$$s = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2} \quad (6.2)$$

kde N je celkový počet vyhodnocovaných odchylek a x_i jsou jednotlivé odchylky.

Tabulka 6.4. Střední hodnoty a směrodatné odchylky pro rozměření P vlny

| | Typ vlnky | \bar{x} | s |
|-----------------------|------------------|-----------|-------|
| Začátek P vlny | Haar | 0,196 | 3,527 |
| | Quadratic spline | -0,510 | 9,118 |
| Konec P vlny | Haar | -10,065 | 7,274 |
| | Quadratic spline | -8,750 | 8,880 |

Vyhodnocení přesnosti lokalizace konce vlny P bylo provedeno stejným způsobem jako vyhodnocení přesnosti lokalizace začátku. Odchylky konce vlny P detekované navrženou metodou od vztazných jsou v tabulce v příloze A a B. Histogram těchto odchylek je na **Obr.6.8** pro haarovu vlnku (nahore) a pro vlnku quadratic spline (dole).



Obr.6.8. Histogram odchylek při detekci konce vlny P

Na histogramech odchylek pro konec vlny P je vidět, že v obou případech je střední hodnota lokalizována vlevo od nuly, tedy v záporných hodnotách. To se dá interpretovat tak, že je ve většině případů konec P-vlny detekován dříve (vzhledem k vztažným hodnotám). Střední hodnoty a směrodatné odchylky jsou uvedeny v tabulce 6.4 na předcházející straně.

Rozměřování QRS komplexu

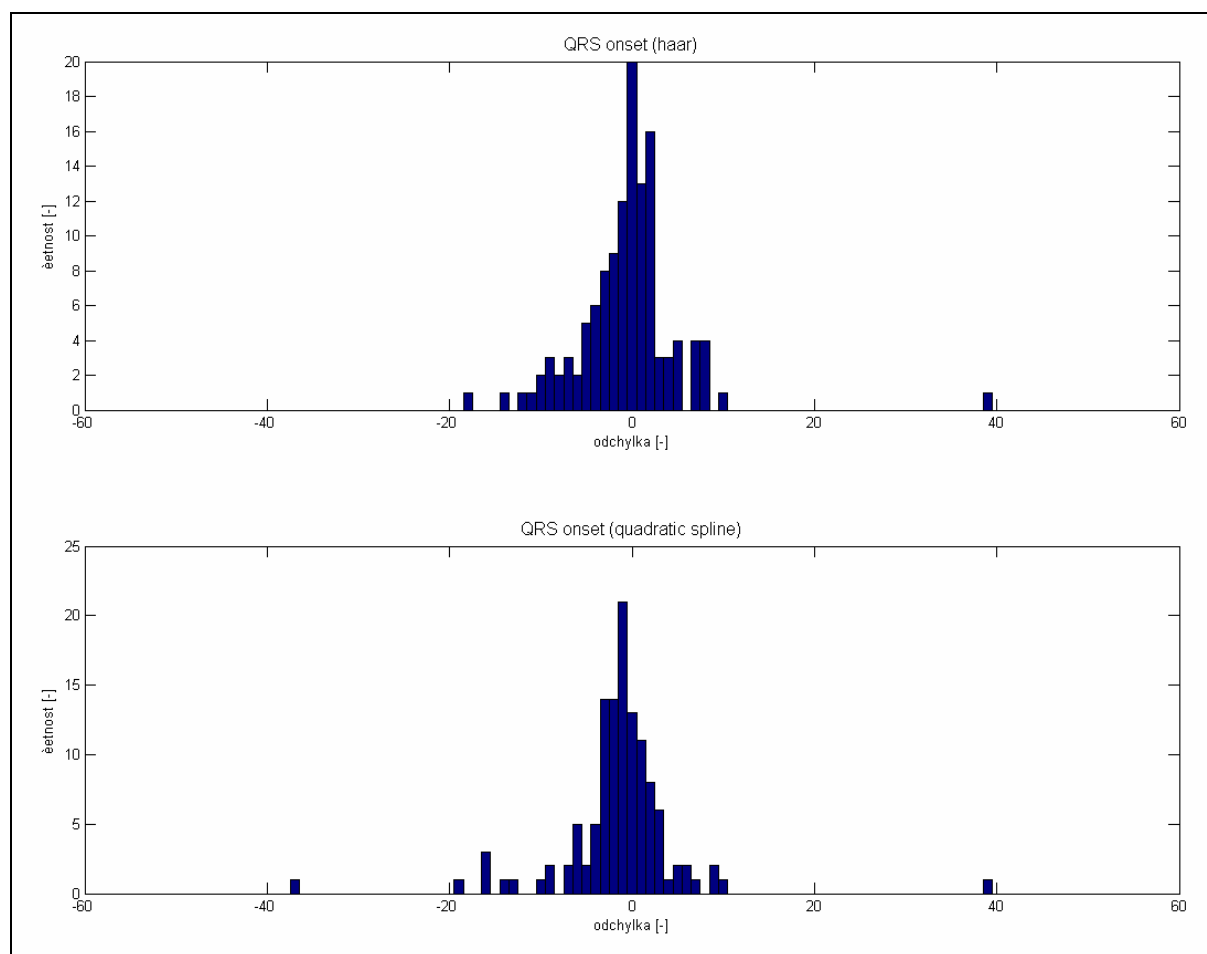
Chybovost rozměřování QRS komplexu je vyhodnocena velmi podobně jako u rozměřování P-vlny. V tabulce 6.2 je uvedena chybovost detekce začátku QRS komplexu a v tabulce 6.3 chybovost detekce konce QRS komplexu, vždy pro obě použité vlnky. Použité symboly mají stejný význam jako výše. Z tabulek opět vyplývá, že menší chybovosti bylo dosaženo při použití haarovy vlnky.

Tabulka 6.5. Chybovost rozměřování začátku QRS komplexu

| | FP | FN | FD | N |
|------------------|----|----|----|-----|
| Haar | 0 | 0 | 0 | 125 |
| Quadratic spline | 0 | 4 | 4 | 125 |

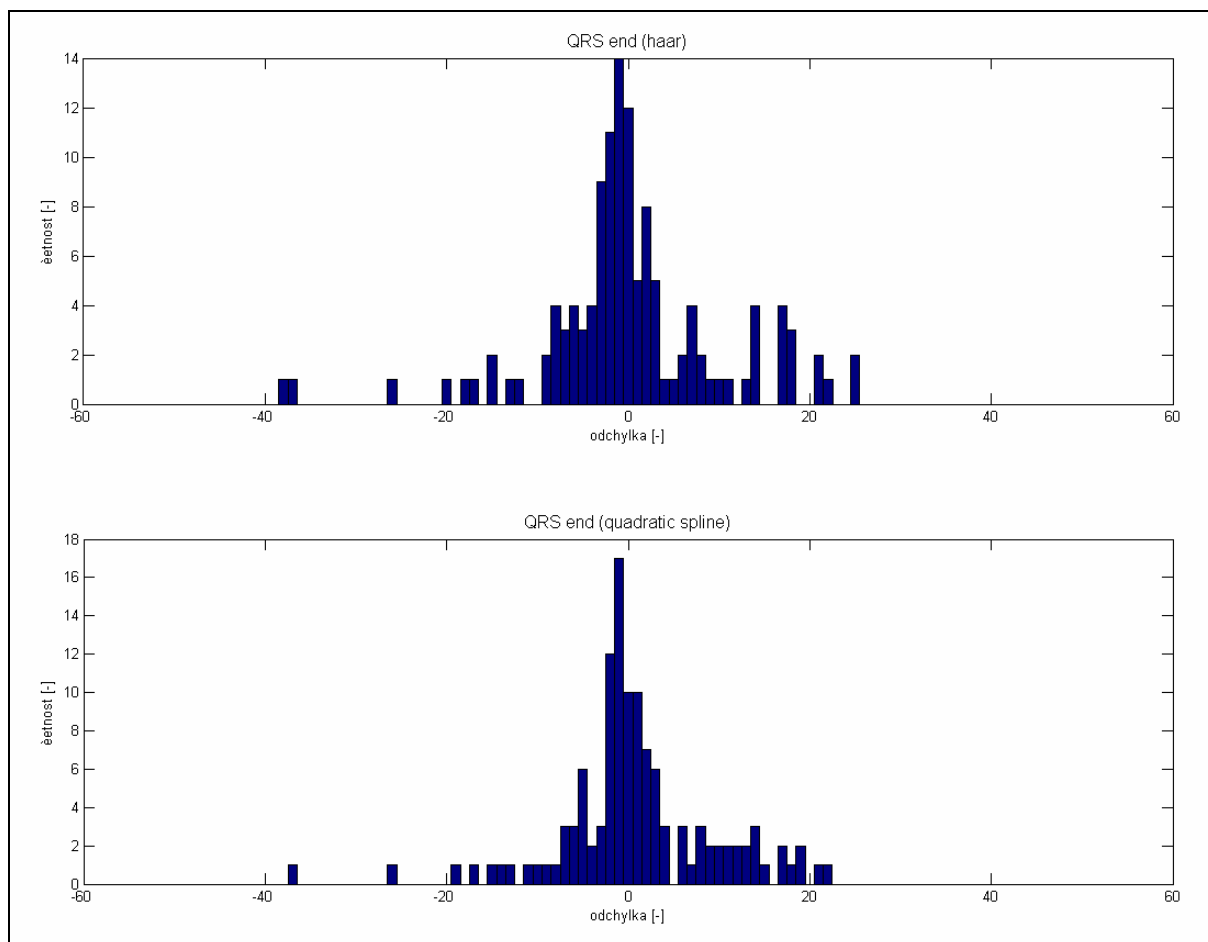
Tabulka 6.6. Chybovost rozměřování konce QRS komplexu

| | FP | FN | FD | N |
|------------------|----|----|----|-----|
| Haar | 0 | 1 | 1 | 125 |
| Quadratic spline | 0 | 3 | 3 | 125 |



Obr.6.9. Histogram odchylek při detekci začátku QRS komplexu

Na **Obr.6.9** jsou histogramy odchylek pro detekci začátku QRS komplexů vzhledem k vztažným hodnotám, pro haarovu vlnku nahoře a pro quadratic spline dole. Tabulky odchylek pro obě použité vlnky jsou v příloze A a B. Z histogramů se jeví jako mírně lepší použití vlnky quadratic spline.



Obr.6.10. Histogram odchylek při detekci konce QRS komplexu

Histogram odchylek pro detekci polohy konce QRS komplexu je na **Obr.6.10**. Vypočítaná střední hodnota a směrodatná odchylka pro rozměrování QRS komplexu jsou uvedeny v následující tabulce 6.7.

Tabulka 6.7. Střední hodnoty a směrodatné odchylky pro rozměření QRS komplexu

| | Typ vlnky | \bar{x} | s |
|-----------------------------|------------------|-----------|--------|
| Začátek QRS komplexu | Haar | -0,472 | 5,829 |
| | Quadratic spline | -1,480 | 6,794 |
| Konec QRS komplexu | Haar | 0,290 | 10,185 |
| | Quadratic spline | 0,802 | 8,712 |

Z vypočítaných hodnot plyne, že střední hodnota odchylek při detekci začátku i konce QRS komplexu, je mírně lepší při použití haarovy vlnky. Lepší směrodatné odchylky při lokalizaci začátku QRS komplexu je dosaženo při použití haarovy vlnky, při lokalizaci konce

QRS komplexu je však dosaženo lepší směrodatné odchylky při použití vlnky quadratic spline.

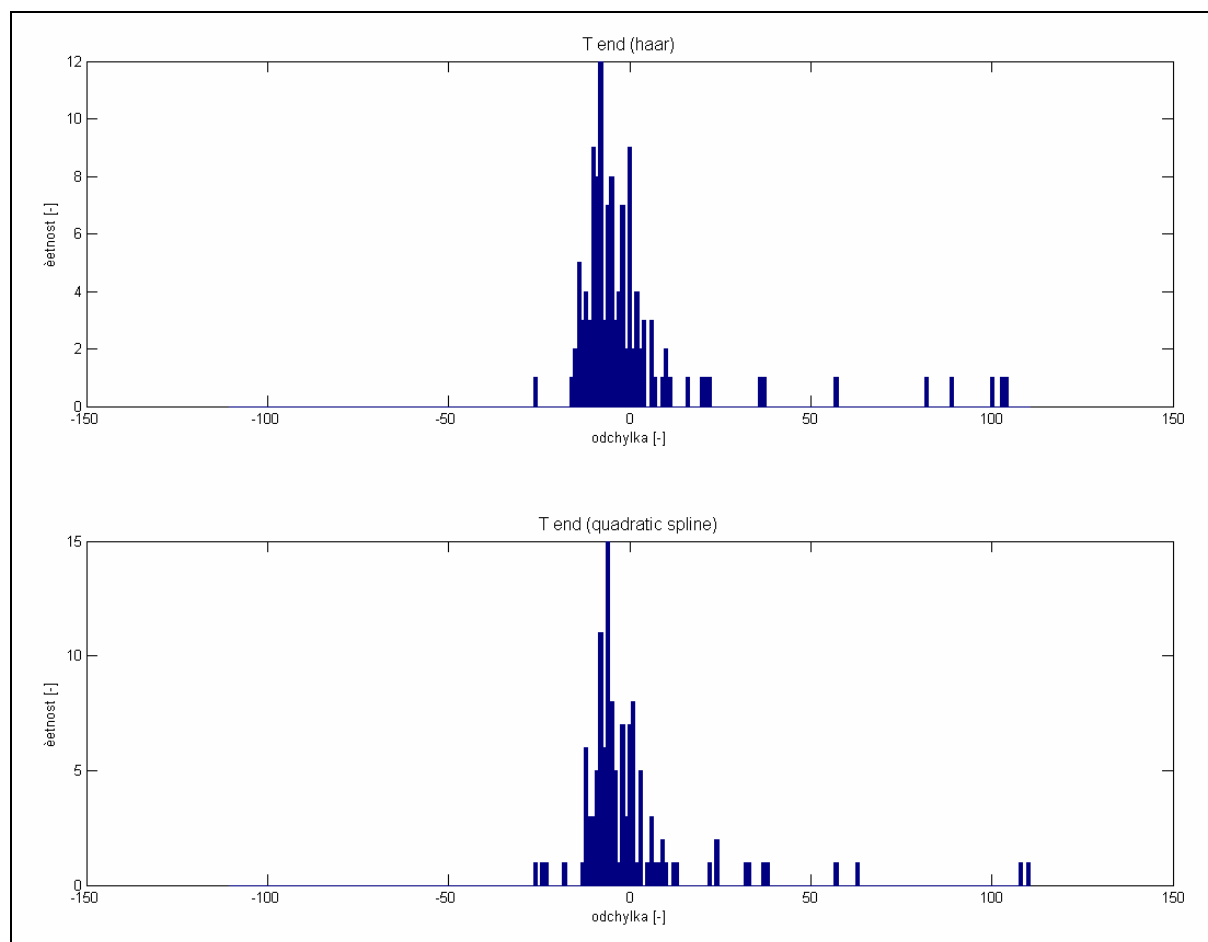
Detekce konce vlny T

Spolehlivost detekce konce vlny-T je vyhodnocena velmi podobným způsobem, jako vyhodnocení rozměřování P vlny. Symboly v tabulce 6.8 mají až na PV stejný význam. Zkratka PV v tomto případě znamená, že uvažovaná vlna T je poslední vlnou v daném signálu. Jde tedy o poslední cyklus. V tomto případě je obdobně jako u vlny P detekce prováděna pouze v rozmezí mezi prvním a posledním detekovaným QRS komplexem. To zajišťuje stabilní indexování polohy vyhledávacího okna pro detekci a rozměření T-vlny. Z tabulky opět vychází chybovost lépe pro haarovu vlnku.

Tabulka 6.8. Chybovost rozměřování konce vlny T

| | FP | FN | PV | FD | N |
|------------------|----|----|----|----|-----|
| Haar | 0 | 1 | 2 | 3 | 125 |
| Quadratic spline | 0 | 2 | 2 | 4 | 125 |

Až na tyto chybné detekce byly detekované hodnoty opět porovnány se vztažnými a vyhodnoceny jejich odchylky. Histogramy těchto odchylek je na **Obr.6.11** pro haarovu vlnku nahoře, pro vlnku quadratic spline dole.



Obr.6.11. Histogram odchylek při detekci konce vlny T

Z histogramu i z následující tabulky 6.9 vyplývá, že pro rozměrování této vlny má mírně lepší vlastnosti vlnka quadratic spline. Na druhou stranu je nutné poznamenat, že rozměrování T-vlny je ze všech navržených detektorů nejméně přesné a odchylky od vztažných hodnot dosahují i více než 100 vzorkovacích intervalů, což při vzorkovacím kmitočtu signálu 500Hz odpovídá časové chybě 200ms, což už je významná odchylka.

Tabulka 6.9. Střední hodnoty a směrodatné odchylky pro detekci konce vlny T

| | Typ vlnky | \bar{x} | s |
|---------------------|------------------|-----------|--------|
| Konec vlny T | Haar | 0,959 | 22,441 |
| | Quadratic spline | 0,661 | 19,243 |

Výše uvedené odchylky byly nejspíše způsobeny nevýraznými vlnami T v signálu, nebo jinými artefakty, které signál EKG znehodnocují.

7. Závěr

V této práci byla navržena a otestována metoda detekce a rozměrování významných bodů EKG signálu využívající dyadickou vlnkovou transformaci. Tato metoda je poměrně spolehlivá, zejména pak po korekci v pseudoortogonálním svodovém systému.

K realizaci WT byly použity dvě mateřské vlnky, haarova a vlnka quadratic spline, která je běžně pro tento druh zpracování EKG používána [1-3]. Porovnáním výsledků dosažených při použití obou vlnek vychází jako vhodnější využití vlnky haarovy. Při použití této vlnky dosahoval QRS detektor chybovosti 4,26% při detekci v jednom svodu a 1,71% po korekci při využití informace z trojice pseudoortogonálních svodů.

Chybovost při rozměrování vlny P, komplexu QRS a detekci konce vlny T byla opět mírně lepší při využití haarovy vlnky a to ve všech případech. Odchylky od vztažných hodnot jsou však poměrně velké, zejména v případě vlny T, kdy maximální odchylky dosahují až 100 vzorkovacích intervalů (200ms). To je zřejmě způsobeno frekvenčními vlastnostmi vlny T a v návaznosti na detekci v měřítku 2^5 , ve kterém je kvůli absenci vyšších frekvenčních složek horší časové rozlišení.

Vzhledem k tomu, že stření hodnota chyb při detekci konce vlny P byla výrazně vzdálená od nulové hodnoty (vyplývá to i s histogramů), lze to považovat za systematickou chybu. Z tohoto důvodu by bylo možné tuto chybu nejspíše korigovat přičtením určité konstantní hodnoty.

Vlastnosti navržené metody by nejspíše by mohly být dále zlepšeny pokud by byla korekce pomocí informací z pseudoortogonálních svodů použita vždy za detekci každého významného bodu. Takto by se alespoň částečně vyřešil problém kumulace chyb z důvodu návaznosti jednotlivých detektorů.

8. Literatura

- [1] MARTÍNEZ J. P., ALMEIDA R., OLMOS S., ROCHA A. P., LAGUNA P.: A Wavelet-Based ECG Delineator: Evaluation on Standard Databases. *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, 2004, Vol. 51, p. 570-581. ISSN 0018-9294
- [2] CUIWEI L., CHONGXUN Z., CHANGFENG T.: Detection of ECG characteristic point using wavelet transforms. *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, 1995, Vol. 42, p. 21-28. ISSN 00189294
- [3] SAHAMBI J. S., TANDON S. N., BHATT R. K. P.: Using wavelet transforms for ECG characterization. *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 1997, Vol.16, p. 77-83. ISSN 0739-5175
- [4] KLENER, Pavel et al. *Propedeutika. Vnitřní lékařství (svazek I)*. 1. vyd., Galén a UK. Praha, 2003. ISBN 80-7262-252-8.
- [5] TOUŠEK V.: *Alternace vlny T – bakalářská práce*. Brno: FEKT VUT, 2006.
- [6] TANNENBERG M., HAVLÍKOVÁ M., Detekce rizika náhlé srdeční smrti. *Elektrorevue* [online]. 2005, č.16, [cit. 20. května 2008]. Dostupný na WWW: <<http://www.elektrorevue.cz/clanky/05016/index.html>>
- [7] KOZUMPLÍK, J.: *Multitaktní systémy - skripta*, Brno: FEKT VUT, 2005
- [8] KOZUMPLÍK, J., HUMHAL, M.: QRS detektor založený na vlnkové transformaci. *Elektrorevue* [online]. 2005, č.40, [cit. 20. května 2008]. Dostupný na WWW: <<http://www.elektrorevue.cz/clanky/05040/index.html>>
- [9] MALLAT, S.: Zero-crossings of a wavelet transform. *IEEE Transactions on Information Theory*, 1991, Vol. 37, p. 1019-1033, ISSN: 0018-9448
- [10] KIČMEROVÁ, D. PROVAZNÍK, I.: Porovnání tří metod měření QT intervalu. *Elektrorevue* [online]. 2005, č.40, [cit. 20. května 2008]. Dostupný na WWW: <<http://www.elektrorevue.cz/clanky/07006/index.html> >

9. Přílohy

A. Tabulka odchylek pro použitou vlnku Haar

Jednotlivé odchylky jsou uvedeny v počtu vzorkovacích intervalů.

| Číslo signálu | Začátek P-vlny | Konec P-vlny | Začátek QRS komplexu | Konec QRS komplexu | Konec vlny T |
|---------------|----------------|--------------|----------------------|--------------------|--------------|
| 1 | -3 | -9 | -3 | 7 | -7 |
| 2 | 3 | -10 | 2 | 6 | -5 |
| 3 | -3 | -3 | 1 | 1 | -2 |
| 4 | 1 | -7 | -1 | -6 | -2 |
| 5 | 3 | -12 | 2 | 2 | -6 |
| 6 | 1 | -8 | 1 | -2 | -12 |
| 7 | 1 | -12 | 1 | -2 | -9 |
| 8 | -1 | -5 | 2 | 17 | -9 |
| 9 | -3 | -3 | -7 | -8 | -1 |
| 10 | 0 | FP | 7 | -2 | 89 |
| 11 | -1 | -9 | -3 | 2 | -10 |
| 12 | 0 | -9 | 3 | -8 | 6 |
| 13 | 1 | -8 | 3 | -3 | -10 |
| 14 | 1 | -8 | -2 | -37 | -13 |
| 15 | -1 | -6 | 0 | 18 | -14 |
| 16 | 1 | -28 | -6 | 2 | -10 |
| 17 | -1 | -8 | -9 | -5 | 36 |
| 18 | 0 | FP | 2 | 25 | -8 |
| 19 | 0 | -9 | -4 | -4 | -9 |
| 20 | 0 | -7 | 2 | -3 | 20 |
| 21 | 0 | -37 | -14 | -1 | -14 |
| 22 | -3 | -7 | 1 | -1 | -3 |
| 23 | FN | -30 | -11 | -1 | -7 |
| 24 | 0 | -7 | -4 | -4 | -2 |
| 25 | 0 | -28 | 2 | -1 | -6 |
| 26 | 0 | -8 | -3 | 17 | -5 |
| 27 | 6 | 1 | -2 | -2 | -5 |
| 28 | PV | PV | 0 | 0 | -14 |
| 29 | -13 | -41 | 5 | -12 | 0 |
| 30 | PV | PV | 4 | -2 | -4 |
| 31 | -1 | -8 | -1 | 2 | -6 |
| 32 | -1 | -16 | 1 | 21 | -6 |
| 33 | -1 | -6 | 0 | 14 | -12 |
| 34 | 2 | -7 | -3 | -1 | -13 |
| 35 | -1 | -10 | 0 | -7 | -8 |
| 36 | 1 | -9 | -1 | -13 | -5 |
| 37 | 0 | -12 | -7 | 0 | -8 |
| 38 | -3 | -9 | 4 | 0 | -10 |
| 39 | PV | PV | 5 | -3 | 22 |
| 40 | 6 | -10 | 5 | 7 | -3 |
| 41 | -1 | -6 | -2 | -5 | -10 |
| 42 | -3 | -6 | -5 | 1 | -12 |
| 43 | -5 | -7 | 0 | -2 | 0 |
| 44 | 1 | -7 | 2 | -8 | -11 |

| | | | | | |
|----|----|-----|-----|-----|-----|
| 45 | FP | FP | -3 | -17 | 0 |
| 46 | -2 | -8 | -5 | -1 | 4 |
| 47 | -5 | -5 | -1 | -3 | 9 |
| 48 | 7 | -27 | 10 | -5 | 57 |
| 49 | -1 | -12 | 2 | -15 | 1 |
| 50 | FN | FN | 39 | -6 | -4 |
| 51 | FN | -7 | -5 | -2 | 21 |
| 52 | 0 | 0 | 1 | 14 | -15 |
| 53 | 2 | -8 | -1 | 21 | -2 |
| 54 | PV | PV | 1 | 18 | 103 |
| 55 | -1 | -6 | 1 | -7 | -8 |
| 56 | -6 | -9 | -12 | 9 | 100 |
| 57 | FP | FP | 0 | 3 | 104 |
| 58 | -4 | -5 | -9 | -1 | -6 |
| 59 | PV | PV | 0 | 0 | 0 |
| 60 | PV | PV | -2 | -2 | -8 |
| 61 | -1 | -9 | 2 | 7 | -8 |
| 62 | 1 | -11 | -1 | -4 | 7 |
| 63 | -4 | -5 | 7 | 2 | -5 |
| 64 | 4 | -5 | 0 | -8 | -9 |
| 65 | -2 | -10 | -8 | FN | FN |
| 66 | -1 | -11 | -1 | -6 | -11 |
| 67 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 68 | 1 | -10 | 0 | -7 | -6 |
| 69 | -1 | -20 | 2 | -1 | -9 |
| 70 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 71 | 0 | -7 | -2 | -1 | -16 |
| 72 | 0 | -7 | -1 | -1 | -14 |
| 73 | -1 | -8 | -2 | 8 | -9 |
| 74 | 1 | -16 | 8 | 10 | -8 |
| 75 | -1 | -9 | 0 | 1 | 2 |
| 76 | -1 | -12 | -9 | -18 | 2 |
| 77 | 3 | -11 | -4 | -1 | PV |
| 78 | 2 | -7 | 2 | -6 | -8 |
| 79 | PV | PV | -6 | -3 | 3 |
| 80 | 2 | -8 | 0 | 3 | -10 |
| 81 | -3 | -6 | 8 | 0 | 11 |
| 82 | -1 | -8 | -2 | 0 | -2 |
| 83 | 5 | -8 | 1 | -3 | -5 |
| 84 | 0 | -8 | 1 | 3 | -2 |
| 85 | -2 | -10 | -10 | 25 | -2 |
| 86 | 4 | -12 | -5 | -15 | 4 |
| 87 | 2 | -22 | 7 | -3 | -12 |
| 88 | -2 | -7 | -3 | 0 | -8 |
| 89 | PV | PV | 0 | 18 | -8 |
| 90 | -2 | -7 | 8 | 13 | 0 |
| 91 | -2 | -5 | -1 | 11 | 6 |
| 92 | FP | FP | 1 | 3 | -7 |
| 93 | FP | FP | -1 | 0 | 2 |
| 94 | -3 | -10 | 3 | 17 | -26 |
| 95 | 1 | -9 | -4 | 8 | -10 |

| | | | | | |
|-----|-----|-----|-----|-----|-----|
| 96 | 9 | -6 | 0 | 0 | -8 |
| 97 | 0 | -15 | -1 | -3 | -15 |
| 98 | 0 | -7 | 8 | 2 | -11 |
| 99 | 0 | -9 | -8 | 1 | -13 |
| 100 | FP | FP | 0 | -3 | 4 |
| 101 | 0 | -9 | 0 | -2 | 0 |
| 102 | -1 | -7 | 2 | 0 | -1 |
| 103 | 7 | -7 | 2 | 7 | -3 |
| 104 | 2 | -9 | 1 | -4 | 16 |
| 105 | 5 | -8 | -5 | 14 | 82 |
| 106 | 3 | -7 | -10 | 2 | -10 |
| 107 | -10 | -9 | -3 | -38 | -5 |
| 108 | 7 | -14 | -7 | 6 | 1 |
| 109 | 15 | -11 | -4 | 17 | 2 |
| 110 | 1 | -10 | 0 | -2 | 10 |
| 111 | FP | FP | -2 | 1 | 37 |
| 112 | 0 | -9 | 2 | -9 | 6 |
| 113 | 1 | -8 | 2 | 4 | -9 |
| 114 | 0 | -8 | 0 | -9 | -4 |
| 115 | 3 | -7 | 5 | -1 | 0 |
| 116 | 2 | -30 | -18 | -2 | PV |
| 117 | 0 | -9 | 0 | 14 | -3 |
| 118 | -1 | -35 | 4 | 5 | -14 |
| 119 | 9 | -11 | -1 | 2 | 10 |
| 120 | FP | FP | 2 | -26 | -6 |
| 121 | -4 | -7 | -4 | 3 | 3 |
| 122 | 2 | 1 | 1 | 22 | -5 |
| 123 | 3 | -10 | 7 | -20 | -10 |
| 124 | 0 | -13 | -3 | -1 | -9 |
| 125 | -4 | -7 | -2 | -1 | -8 |

B. Tabulka odchylek pro použitou vlnku Quadratic spline

| Číslo signálu | Začátek P-vlny | Konec P-vlny | Začátek QRS komplexu | Konec QRS komplexu | Konec vlny T |
|---------------|----------------|--------------|----------------------|--------------------|--------------|
| 1 | -3 | -7 | -3 | 15 | -6 |
| 2 | 1 | -8 | 2 | 8 | -1 |
| 3 | -9 | -9 | -1 | 2 | 0 |
| 4 | -4 | -2 | -3 | -5 | -1 |
| 5 | 0 | -14 | -4 | 2 | 1 |
| 6 | -2 | -8 | -3 | -1 | -9 |
| 7 | -1 | -9 | 0 | -1 | -7 |
| 8 | -2 | -3 | 3 | 17 | -6 |
| 9 | -4 | 1 | 0 | -8 | -9 |
| 10 | FN | FN | 9 | -1 | -7 |
| 11 | -2 | -7 | -1 | 2 | -8 |
| 12 | -1 | -8 | 2 | -1 | 8 |
| 13 | 3 | -5 | 2 | -2 | -8 |
| 14 | -2 | -7 | -3 | -37 | -11 |
| 15 | -2 | -2 | 0 | -5 | -12 |
| 16 | -22 | -44 | -37 | 2 | -8 |
| 17 | -4 | -7 | -16 | 0 | 10 |
| 18 | FP | FP | 1 | 9 | 32 |

| | | | | | |
|----|-----|-----|-----|-----|-----|
| 19 | 0 | -7 | 3 | -4 | -6 |
| 20 | FN | -6 | 1 | -2 | 22 |
| 21 | -6 | -36 | -19 | 2 | -12 |
| 22 | -1 | -10 | 4 | -1 | -2 |
| 23 | -2 | -30 | -16 | -1 | -5 |
| 24 | -1 | -6 | -6 | -5 | 1 |
| 25 | 1 | -9 | 7 | -1 | -5 |
| 26 | -5 | -7 | 1 | 19 | -2 |
| 27 | FN | FN | -2 | -1 | -3 |
| 28 | PV | PV | 0 | 13 | -12 |
| 29 | 23 | -39 | 3 | -11 | 1 |
| 30 | PV | PV | 3 | -1 | -18 |
| 31 | 0 | -6 | -1 | 4 | -4 |
| 32 | FN | -8 | 2 | 19 | -5 |
| 33 | 0 | -4 | 0 | -15 | -10 |
| 34 | -2 | -7 | -3 | 0 | -10 |
| 35 | 0 | -9 | -1 | -7 | -5 |
| 36 | -2 | -9 | -2 | -13 | -4 |
| 37 | -3 | -9 | -9 | 1 | -7 |
| 38 | 1 | -7 | 2 | 0 | -8 |
| 39 | PV | PV | 5 | -2 | 24 |
| 40 | 4 | FN | -2 | 6 | -10 |
| 41 | -1 | -2 | -2 | -4 | -8 |
| 42 | -4 | -11 | -3 | 1 | -8 |
| 43 | -12 | -1 | -4 | 12 | 3 |
| 44 | 30 | -5 | 1 | -9 | -8 |
| 45 | FP | FP | -1 | -17 | 1 |
| 46 | -2 | -6 | -3 | -1 | 5 |
| 47 | -10 | -5 | -1 | -3 | 7 |
| 48 | 0 | FN | 9 | -5 | 57 |
| 49 | -1 | -9 | 1 | -14 | 13 |
| 50 | FN | FN | 39 | 1 | -1 |
| 51 | 40 | 13 | -6 | -1 | -2 |
| 52 | FP | FP | 0 | 14 | -9 |
| 53 | 2 | -7 | -5 | 7 | 1 |
| 54 | PV | PV | 1 | 18 | 108 |
| 55 | 4 | -4 | -1 | -6 | -6 |
| 56 | -11 | -8 | -13 | 14 | 63 |
| 57 | 0 | FP | -2 | 3 | 110 |
| 58 | FN | -7 | -16 | 0 | -4 |
| 59 | PV | PV | -1 | 1 | 3 |
| 60 | PV | PV | -2 | 0 | -6 |
| 61 | -3 | -4 | -1 | 8 | -6 |
| 62 | -2 | -10 | -2 | -2 | 38 |
| 63 | 2 | -4 | 6 | 3 | 0 |
| 64 | 2 | 15 | 3 | -7 | -7 |
| 65 | FN | FN | FN | FN | -24 |
| 66 | -18 | -8 | -3 | -6 | -8 |
| 67 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 68 | -1 | -9 | -9 | -7 | 37 |
| 69 | -1 | -12 | 2 | -1 | -6 |

| | | | | | |
|-----|-----|-----|-----|-----|-----|
| 70 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 71 | -1 | -5 | -4 | 0 | -13 |
| 72 | -2 | -5 | -2 | -1 | -12 |
| 73 | -3 | -8 | -3 | -6 | -6 |
| 74 | 0 | -14 | 10 | 9 | -5 |
| 75 | -2 | -8 | -2 | 2 | 3 |
| 76 | -2 | -11 | -14 | -10 | 6 |
| 77 | -1 | -7 | -6 | -1 | PV |
| 78 | -2 | -5 | 2 | -5 | -6 |
| 79 | PV | PV | -2 | -2 | 2 |
| 80 | 0 | -7 | -1 | 3 | -8 |
| 81 | -5 | -3 | 5 | 11 | 0 |
| 82 | -4 | -7 | -3 | 1 | -2 |
| 83 | 3 | -6 | 0 | -2 | -4 |
| 84 | -3 | -6 | 2 | 4 | 1 |
| 85 | -2 | FN | FN | 11 | -2 |
| 86 | FN | FN | FN | FN | FN |
| 87 | -2 | -17 | 1 | -2 | -6 |
| 88 | -4 | -34 | -3 | 1 | -4 |
| 89 | PV | PV | 0 | 4 | -6 |
| 90 | -5 | -7 | 1 | 13 | 1 |
| 91 | -2 | -3 | -1 | 12 | 6 |
| 92 | FP | FP | 0 | 3 | -23 |
| 93 | FP | FP | -4 | 1 | 0 |
| 94 | -8 | -9 | -1 | 17 | -26 |
| 95 | -7 | -8 | -7 | 8 | -9 |
| 96 | -3 | -8 | -1 | 0 | -5 |
| 97 | 0 | -12 | -1 | -3 | -12 |
| 98 | -3 | -39 | 6 | 3 | -9 |
| 99 | 24 | -8 | -6 | 1 | -11 |
| 100 | FN | FP | -1 | -2 | 9 |
| 101 | -25 | -8 | -1 | -2 | 3 |
| 102 | -1 | -5 | 1 | 1 | 0 |
| 103 | 4 | -7 | -2 | 10 | -2 |
| 104 | 0 | -6 | -1 | -3 | 24 |
| 105 | 1 | -7 | -5 | 14 | -6 |
| 106 | 3 | -9 | 0 | 2 | -6 |
| 107 | -12 | -8 | -3 | | -2 |
| 108 | 1 | -9 | -6 | 6 | 3 |
| 109 | FN | FN | FN | FN | FN |
| 110 | -3 | -8 | 1 | -2 | -8 |
| 111 | FP | FP | -3 | 1 | 33 |
| 112 | -1 | -7 | -2 | 10 | 12 |
| 113 | 1 | -7 | -1 | -5 | -8 |
| 114 | 1 | -8 | -2 | -2 | -7 |
| 115 | 2 | -9 | -2 | -1 | 1 |
| 116 | -1 | -26 | -10 | -1 | PV |
| 117 | 35 | -8 | 0 | 22 | -11 |
| 118 | -4 | -28 | 3 | 6 | -12 |
| 119 | -2 | -8 | -1 | 3 | 9 |
| 120 | FN | FP | -1 | -26 | -6 |

| | | | | | |
|-----|----|----|----|-----|----|
| 121 | -5 | -4 | -7 | -2 | 6 |
| 122 | 0 | FN | 1 | 21 | -5 |
| 123 | -4 | -9 | -1 | -19 | -7 |
| 124 | 27 | -9 | -4 | 0 | -6 |
| 125 | -7 | -6 | -3 | -1 | -5 |