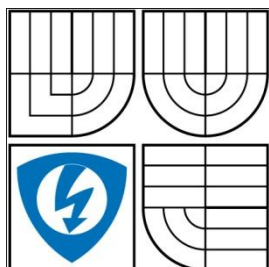


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

OPTIMÁLNÍ DETEKCE HRANIC QRS KOMPLEXU V EKG SIGNÁLECH

OPTIMAL DETECTION OF QRS BOUNDARIES IN ECG SIGNALS

DIPLOMOVÁ PRÁCE
MASTER'S THESIS

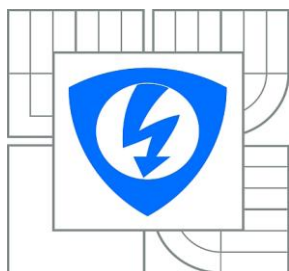
AUTOR PRÁCE
AUTHOR

Bc. Jakub Spáčil

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

Ing. Martin Vítek

BRNO, 2010



**VYSOKÉ UCENÍ
TECHNICKÉ V BRNE**

**Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií**

Ústav biomedicínského inženýrství

Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor
Biomedicínské a ekologické inženýrství

Student: Bc. Jakub Spácil

ID: 83238

Rocník: 2

Akademický rok: 2009/2010

NÁZEV TÉMATU:

Optimální detekce hranic QRS komplexu v EKG signálech

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Seznamte se základními principy vlnkové transformace, typy mateřských vlnek a souvisejícími funkcemi v Matlabu. Nastudujte základní morfologii QRS komplexu v signálech EKG. Vytvořte modely různých variant QRS komplexu v Matlabu a detekujte jejich hranice pomocí různých typů mateřských vlnek. Výsledkem testování by mělo být nalezení optimální mateřské vlnky pro detekci hranic QRS komplexu. Práce musí obsahovat: modely možných morfologií komplexu QRS, návrh algoritmu pro detekci hranic komplexu QRS včetně blokového schématu, studii hodnotící vhodnost různých mateřských vlnek pro detekci hranic QRS.

DOPORUCENÁ LITERATURA:

- [1] Li, C., Zheng, C., Tai, C. Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 1995, Vol. 42, No. 1, pp. 21-28.
- [2] Martínez, J. P., Almeida, R., Olmos, S., Rocha, A. P., Laguna, P. A wavelet-based ECG delineator: evaluation on standard databases. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2004, Vol. 51, No. 4, pp. 570-581.
- [3] Sahambi, J. S., Tandon, S., Bhatt, R. K. P. Using wavelet transform for ECG characterization. IEEE Engineering in Medicine and Biology. 1997, Vol. 16, No. 1, pp. 77-83.

Termín zadání: 12.10.2009

Termín odevzdání: 21.5.2010

Vedoucí práce: Ing. Martin Vítek

UPOZORNĚNÍ:

prof. Ing. Jirí Jan, CSc.
Předseda oborové rady

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 následku porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona c. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku c.40/2009 Sb.

LICENČNÍ SMLOUVA POSKYTOVANÁ K VÝKONU PRÁVA UŽÍT ŠKOLNÍ DÍLO

uzavřená mezi smluvními stranami:

1. Pan/paní

Jméno a příjmení: Jakub Spáčil
Bytem: Polivkova 352/8, 62100, Brno-Medlánky
Narozen/a (datum a místo): 21.března 1985 v Brně

(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. Jirí 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: Optimální detekce hranic QRS komplexu v EKG signálech

Vedoucí/ školitel VŠKP: Ing. Martin Vítek

Ústav: Ústav biomedicínské inženýrství

Datum obhajoby VŠKP: 7. nebo 8. června 2010

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.

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 20. května 2010

.....
Nabyvatel

.....
Autor

ABSTRAKT

Diplomová práce se zabývá problematikou nalezení optimální vlnky pro detekci hranic QRS komplexu v EKG signálech.

První část práce popisuje srdce, vznik elektrických signálů na srdci a problémy rušení. V Druhé části je popsána vlnková transformace a navržený program a ve třetí části je zhodnocení výsledků detekcí.

V této práci je vytvořen program, který pracuje s 10-ti EKG signály z databáze CSE, na kterých testuje 12 různých vlnek. Program byl vytvořen v programovém prostředí Matlab a je založen na hledání nulových bodů na vlnkách.

KLÍČOVÁ SLOVA

EKG signál, detekce hranic QRS komplexů, vlnková transformace, mateřské vlnky, CSE tolerance, začátek QRS komplexu, konec QRS komplexu

ABSTRACT

This diploma thesis deals with location optimal wavelet for detecton charakterics points of QRS complex in ECG signals.

The first part of this thesis deals with description of heart, genesis of electric signals on heart and problem of noise. The second part describes the wavelet transform and the designed program and the third part evaluate detection results.

The created program is working with 10 ECG signals from the CSE database and is testing 12 different mother wavelets. The program was developed in Matlab environment and is based on the finding zero-points in the transformed signal.

KEYWORDS

ECG signal, delineation of QRS complexes, wavelet transform, mother wavelets, CSE tolerances, QRS onset, QRS offset

SPÁČIL, J. *Optimální detekce QRS komplexu v EKG signálech*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 70s. Vedoucí diplomové práce Ing. Martin Vítek.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma „Optimální detekce hranic QRS komplexu v EKG signálech“ jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

Poděkování

Na tomto místě bych rád poděkoval Ing. Martinu Vítkovi, za velmi užitečnou metodickou pomoc a cenné připomínky, jimiž mne vedl ke zdárnému napsání této práce, a kterých si velmi vážím.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

OBSAH

OBSAH	1
SEZNAM OBRÁZKŮ.....	3
SEZNAM TABULEK	6
ÚVOD	7
1 POPIS A MĚŘENÍ EKG SIGNÁLU	8
1.1 Úvod.....	8
1.2 Popis EKG signálu.....	9
1.3 Snímání EKG signálu	10
1.4 Rušení EKG signálu	12
2 VLNKOVÉ TRANSFORMACE.....	13
2.1 Spojitá vlnková transformace (CWT).....	14
2.3 Mateční vlnky	15
2.4 Vhodný výběr vlnky	19
2.5 Problém konečné délky signálu.....	19
2.6 Diskrétní vlnková transformace (DWT)	19
3 WAVELET TOOLBOX PROSTŘEDÍ MATLAB	21
4 MODELY QRS KOMPLEXŮ	22
5 NAVRŽENÝ PRINCIP DETEKCE	23
6 VÝBĚR VHODNÉ VLNKY	25
6.1 EKG signál W001 – ukázky a výsledky testování	25

6.2 EKG signál W002 – ukázky a výsledky testování	29
6.3 EKG signál W006 – ukázky a výsledky testování	32
6.4 EKG signál W015 - ukázky testování.....	35
6.5 EKG signál W018 – ukázky a výsledky testování	38
6.6 EKG signál W022 – ukázky a výsledky testování	41
6.7 EKG signál – ukázky a výsledky testování.....	44
6.8 EKG signál W032 – ukázky a výsledky testování	47
6.9 EKG signál W038 – ukázky a výsledky testování	50
6.10 EKG signál W043 – ukázky a výsledky testování	53
6.11 Celkové výsledky testování.....	56
6.12 Rozměření jedné periody EKG signálu	58
7 ZÁVĚR.....	59
SEZNAM LITERATURA	61
SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK	62
SEZNAM PŘÍLOH.....	63
A. Stručný popis souborů programu.....	63
B. Seznam souborů na přiloženém CD.....	63

Seznam obrázků

Obrázek 1.1: Popis srdce	7
Obrázek 1.2: EKG signál	8
Obrázek 1.3: Svody pro snímání EKG	10
Obrázek 2.1: Zobrazení 3D WT	12
Obrázek 2.2: Vlnka Mexican hat	14
Obrázek 2.3: Morletova vlnka (imaginární část čárkovaně)	15
Obrázek 2.4: Meyerova vlnka	15
Obrázek 2.5: Vlnky skupiny Daubechies	16
Obrázek 2.6 Vlnky Coiflets	16
Obrázek 2.7: Haarova vlnka	17
Obrázek 2.8: Vlnky skupiny Symlet	17
Obrázek 2.9: Biorthogonální vlnky	18
Obrázek 2.10: Jeden krok DWT (vlevo), rozklad na aproximace a detaily (vpravo)	20
Obrázek 2.11: frekvenční pohled na DWT	20
Obrázek 4.1: Modely QRS komplexů	22
Obrázek 5.1: Blokové schéma programu	23
Obrázek 5.2: Blokové schéma algoritmu	23
Obrázek 5.3: Princip detekce	24
Obrázek 6.1: QRS komplex ze signálu EKG W001	25
Obrázek 6.2: Detekce za použití Morletovy vlnky	26
Obrázek 6.3: Detekce za použití Biorthogonálních vlnek	26
Obrázek 6.4: Detekce za použití Daubiches vlnek	27
Obrázek 6.5: Detekce za použití Coiflet vlnek	27
Obrázek 6.6: Detekce za použití Symlet vlnek	28

Obrázek 6.7: QRS komplex ze signálu EKG W002	29
Obrázek 6.8: Detekce za použití Biorthogonálních vlnek	29
Obrázek 6.9: Detekce za použití Morletovy vlnky	30
Obrázek 6.10: Detekce za použití Daubiches vlnek.....	30
Obrázek 6.11: Detekce za použití Coiflet vlnek	30
Obrázek 6.12: Detekce za použití Symlet vlnek	31
Obrázek 6.13: QRS komplex ze signálu EKG W006.....	32
Obrázek 6.14: Detekce za použití Biorthogonálních vlnek	32
Obrázek 6.15: Detekce za použití Morletovy vlnky.....	33
Obrázek 6.16: Detekce za použití Daubiches vlnek.....	33
Obrázek 6.17: Detekce za použití Coiflet vlnek	33
Obrázek 6.18: Detekce za použití Symlet vlnek	34
Obrázek 6.19: QRS komplex ze signálu EKG W015.....	35
Obrázek 6.20: Detekce za použití Biorthogonálních vlnek	35
Obrázek 6.21: Detekce za použití Morletovy vlnky.....	36
Obrázek 6.22: Detekce za použití Daubiches vlnek.....	36
Obrázek 6.23: Detekce za použití Coiflet vlnek	36
Obrázek 6.24: Detekce za použití Symlet vlnek	37
Obrázek 6.25: QRS komplex ze signálu EKG W018.....	38
Obrázek 6.26: Detekce za použití Biorthogonálních vlnek	38
Obrázek 6.27: Detekce za použití Morletovy vlnky.....	39
Obrázek 6.28: Detekce za použití Daubiches vlnek.....	39
Obrázek 6.29: Detekce za použití Coiflet vlnek	39
Obrázek 6.30: Detekce za použití Symlet vlnek	40
Obrázek 6.31: QRS komplex ze signálu EKG W022.....	41

Obrázek 6.32: Detekce za použití Biorthogonálních vlnek	41
Obrázek 6.33: Detekce za použití Morletovy vlnky.....	42
Obrázek 6.34: Detekce za použití Daubiches vlnek.....	42
Obrázek 6.35: Detekce za použití Coiflet vlnek	42
Obrázek 6.36: Detekce za použití Symlet vlnek	43
Obrázek 6.37: QRS komplex ze signálu EKG W029.....	44
Obrázek 6.38: Detekce za použití Biorthogonálních vlnek	44
Obrázek 6.39: Detekce za použití Morletovy vlnky.....	45
Obrázek 6.40: Detekce za použití Daubiches vlnek.....	45
Obrázek 6.41: Detekce za použití Coiflet vlnek	45
Obrázek 6.42: Detekce za použití Symlet vlnek	46
Obrázek 6.43: QRS komplex ze signálu EKG W032.....	47
Obrázek 6.44: Detekce za použití Biorthogonálních vlnek	47
Obrázek 6.45: Detekce za použití Morletovy vlnky.....	48
Obrázek 6.46: Detekce za použití Daubiches vlnek.....	48
Obrázek 6.47: Detekce za použití Coiflet vlnek	48
Obrázek 6.48: Detekce za použití Symlet vlnek	49
Obrázek 6.49: QRS komplex ze signálu EKG W038.....	50
Obrázek 6.50: Detekce za použití Biorthogonálních vlnek	50
Obrázek 6.51: Detekce za použití Morletovy vlnky.....	51
Obrázek 6.52 Detekce za použití Daubiches vlnek.....	51
Obrázek 6.53: Detekce za použití Coiflet vlnek	51
Obrázek 6.54: Detekce za použití Symlet vlnek	52
Obrázek 6.55: QRS komplex ze signálu EKG W043.....	53
Obrázek 6.56: Detekce za použití Biorthogonálních vlnek	53

Obrázek 6.57: Detekce za použití Morletovy vlnky.....	54
Obrázek 6.58: Detekce za použití Daubiches vlnek.....	54
Obrázek 6.59: Detekce za použití Coiflet vlnek	54
Obrázek 6.60: Detekce za použití Symlet vlnek	55
Obrázek 6.61: Rozměření celé periody EKG signálu	57

Seznam tabulek

Tabulka č. 1 Výsledky detekce pro QRS komplex W001.....	28
Tabulka č. 2 Výsledky detekce pro QRS komplex W002.....	31
Tabulka č. 3 Výsledky detekce pro QRS komplex W006.....	34
Tabulka č. 4 Výsledky detekce pro QRS komplex W015.....	37
Tabulka č. 5 Výsledky detekce pro QRS komplex W018.....	40
Tabulka č. 6 Výsledky detekce pro QRS komplex W022.....	43
Tabulka č. 7 Výsledky detekce pro QRS komplex W029.....	46
Tabulka č. 8 Výsledky detekce pro QRS komplex W032.....	49
Tabulka č. 9 Výsledky detekce pro QRS komplex W038.....	52
Tabulka č. 10 Výsledky detekce pro QRS komplex W043.....	55
Tabulka č. 11 Shrnutí výsledků.....	56
Tabulka č. 12 Výsledky detekcí.....	57

Úvod

Tato práce se zabývá nalezením optimální mateřské vlnky pro optimální detekci hranic QRS komplexu pomocí vlnkové transformace. V práci najdete nastínění detekce začátku a konce QRS komplexu pro různé EKG signály při použití zástupců rodin mateřských vlnek a jejich výsledné srovnání. Jsou zde rozebrány základní druhy vlnkových transformací, jaké typy mateřských vlnek se používají a jak lze vybrat vhodnou vlnku pro danou úlohu.

První část práce popisuje srdce a vznik elektrických signálů na srdci. Co to vlastně EKG signál je, z čeho se skládá a jak se měří. Dále problémy rušení, které vznikají při snímání. Druhá část v krátkosti popisuje teorii vlnkových transformací, dále se věnuje popisu jednotlivých rodin mateřských vlnek a jaké funkce programové prostředí Matlab nabízí. Třetí část práce nás seznámí s příklady různých druhů QRS komplexů, použitým algoritmem pro detekci a následné dosažené výsledky se srovnáním jednotlivých použitých vlnek.

Výsledek práce je vytvoření programu pro detekci hranic QRS komplexu v programovém prostředí Matlab a nalezení optimální mateřské vlnky pro tuto detekci. Algoritmus programu je vyzkoušen na 10 různých QRS komplexech, na kterých je použito 12 různých mateřských vlnek.

EKG signály jsou použity z databáze CSE, kde byly naměřeny pomocí třech svodů XYZ. V práci se pracuje pouze s jedním svodem naměřeného signálu, poněvadž je to dostačující pro srovnání jednotlivých mateřských vlnek. Dále byly vybrány pouze části signálu a to ty, kde byly podle databáze přesně stanovené začátky a konce QRS komplexu. Spočítala se směrodatná odchylka mezi stanovenými a změřenými hodnotami a posuzovala se vhodnost jednotlivých vlnek pro detekci hranic QRS komplexů.

Všechny QRS komplexy s aplikovanými vlnkami a výsledky měření najdete na obrázcích uvnitř práce. Výsledky nalezených hranic jsou zapsány přehledně v tabulkách a dále vyhodnoceny.

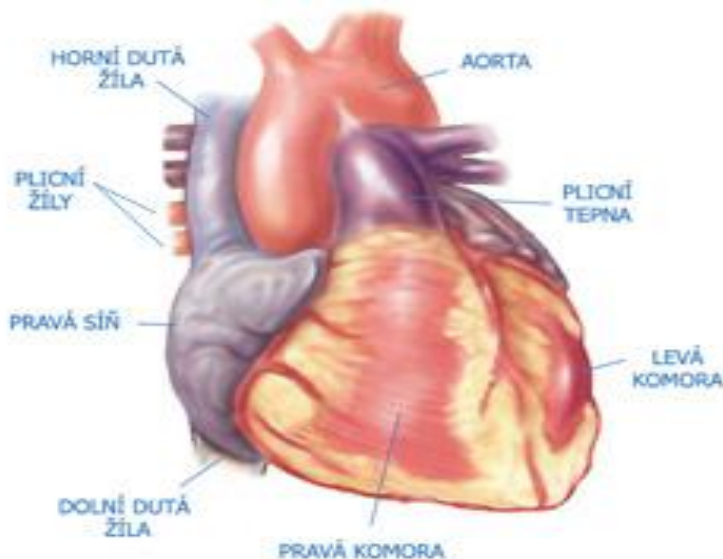
Jako nadstavba práce je ukázka použitého algoritmu pro celý jeden úsek EKG signálu se všemi jeho vlnami.

Práce je zaměřena spíše teoreticky pro nalezení optimální vlnky, pomocí porovnání většiny dostupných mateřských vlnek. Výsledkem práce je nalezení vhodné mateřské vlnky pro detekci hranic QRS v EKG signálu.

1 Popis a měření EKG signálu

1.1 Úvod

Srdce je dutý svalový orgán, který svými pravidelnými kontrakcemi zajišťuje oběh krve a mízy v organismu. Je uloženo v prostoru hrudníku mezi plícemi, hrudní kostí a bránicí. Skládá se ze 4 hlavních částí, pravé a levé síně a komory. Jeho činnost je neustále střídavé smršťování a ochabování svaloviny. Smrštění srdeční svaloviny postupuje jako vlna z obou předsíní do komor. Po smrštění předsíní a komor vždy následuje ochabnutí celého srdce. Činnost srdce je rytmická a impulsy pro tuto činnost vznikají v srdci samém. Rytmické stahy komorové svaloviny vypuzují krev do velkého a malého krevního oběhu. Impulsy zajišťuje převodní srdeční systém. Začátkem tohoto systému je uzlík SA - sinoatriální uzlík, který leží v horní části pravé předsíně. Impulsy, které v něm vznikají, jsou převáděny do uzlíku AV ve stěně pravé předsíně. Z tohoto uzlíku vychází svazec svalových vláken - Hisův můstek, který zabezpečuje spojení svaloviny předsíní se svalovinou komor. V srdeční přepážce se můstek rozděluje na dvě ramínka, která končí v myokardu obou komor jako síť Purkyňových vláken. Popis funkce srdce byl převzán z [11].

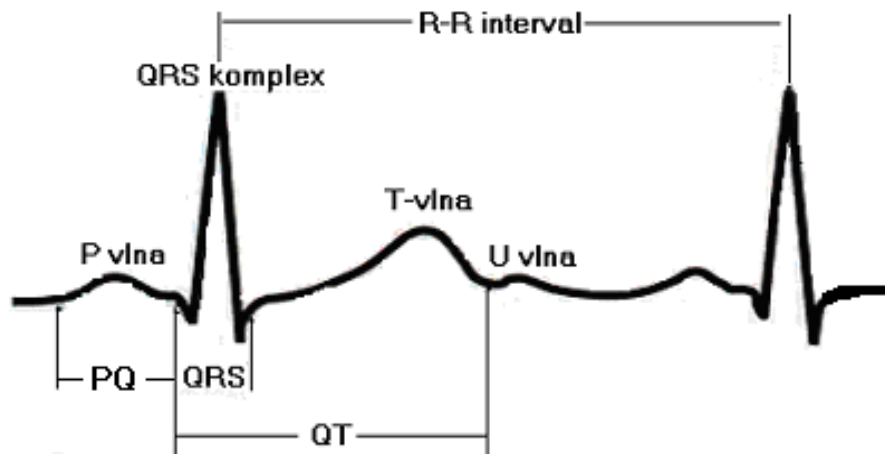


Obrázek 1.1: Popis srdce

Při činnosti srdce vzniká elektrický signál, který dokážeme měřit a tento záznam označujeme jako elektrokardiogram neboli zkráceně EKG. Měřením EKG nám umožňuje získávat informace o stavu tvorby vzruchům převodního systému, funkčních a morfologických změnách srdečního svalu, podle [14].

1.2 Popis EKG signálu

EKG signál se skládá z opakujících se period, odpovídajících jednotlivým tepům srdce. Na periodě se rozlišuje několik dílčích vln, označovaných písmeny P,Q,R,S,T. Popis EKG signálu byl převzat z [14].



Obrázek 1.2: EKG signál

P-vlna – Neboli pozitivní výchylka, která vzniká při činnosti SA uzlíku a je projevem elektrické depolarizace síní. Její amplituda je od 0 do 0,3 mV s dobou trvání do 100 ms.

Q-vlna – Je to negativní výchylka QRS komplexu. Její amplituda je od 0 do 25 % vlny R. Doba trvání je menší než 30 ms.

R-vlna – Je to pozitivní výchylka jdoucí po vlně Q. Amplituda je závislá na místě snímání a může dosahovat až několika mV nebo může i chybět. Její doba trvání je do 100 ms.

S-vlna – Druhá negativní výchylka s amplitudou od 0 do 0,8 mV a dobou trvání do 50 ms. Není standardní a závisí na lokalizaci diferentní elektrody.

T-vlna – Pozitivní výchylka, která vzniká při repolarizaci komorové svaloviny. Amplitudu má do 8,8 mV a její doba trvání je od 100 do 250 ms. Je souhlasně výkyvná s QRS komplexem, je velmi citlivým indikátorem stavu srdeční svaloviny.

U-vlna – je velmi malá pozitivní výchylka, která následuje po vlně T a téměř se nevyskytuje.

P-R interval – Začíná depolarizací síní a končí se začátkem depolarizace komor. Doba trvání je do 120 do 200 ms. Na délce se projevuje věk a tepová frekvence pacienta. S věkem se doba může prodlužovat a při nemocech i zkracovat. Je obrazem síňokomorového vedení.

QRS komplex - Trojúhelníkový kmit, vznikající při depolarizaci komor. Doba trvání je od 50 do 110 ms.

S-T interval – Začíná na konci vlny S, jeho pokles nebo vzrůst oproti izoelektrické linii je do 0,1 mV.

Q-T interval – vzniká při systole. Měří se od konce QRS komplexu do konce vlny T. Tento interval záleží na věku, pohlaví, metabolismu minerálů, je ovlivňován léky, tepovou frekvencí. Doba trvání kolísá od 0,34 do 0,42 s.

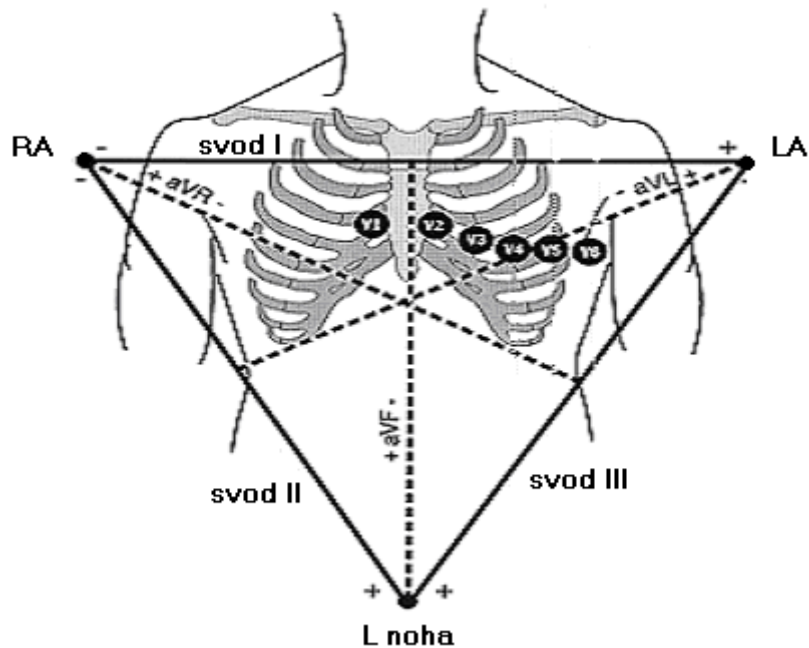
1.3 Snímání EKG signálu

Pro snímání elektrické aktivity srdce se v dnešní době používá systém dvanácti elektrokardiografických svodů, které jsou založeny na principu měření napětí mezi různými místy na těle. Místa snímání potenciálu (svody) jsou nejčastěji na končetinách a na hrudníku. Do této skupiny nejvíce používaných svodů patří:

- 1) **Končetinové svody dle Einthovena** - jsou bipolární. Elektrická informace vždy ze dvou elektrod uložených na končetinách je přímo vedena ke vstupním svorkám zesilovače. Čtyři elektrody uložíme nad zápěstí a kotníky. Z elektrod jsou vedeny signály, tak jak ukazuje obrázek 3. Svod I zesiluje napěťový rozdíl mezi horními končetinami, svod II mezi pravou horní a levou dolní končetinou a svod III pak zesiluje rozdíl napětí mezi levou horní a dolní končetinou.
- 2) **Unipolární Goldbergovy svody** - registrují potenciálový rozdíl mezi jednou elektrodou končetinovou a průměrem napětí dvou elektrod zbylých. Průměr napětí zbylých dvou končetinových elektrod je vytvořen jejich spojením do uzlu přes rezistory. Svod aVR zesiluje potenciálový rozdíl mezi pravou rukou a průměrem napětí z levé ruky a levé nohy. Svod aVL zesiluje napětí mezi levou rukou a průměrem napětí z pravé ruky a levé nohy. Svod aVF zesiluje napěťový rozdíl mezi levou nohou a průměrem napětí z obou horních končetin.

- 3) **Unipolární hrudní svody** - zavedl Wilson. Invertující vstup diferenciálního zesilovače je veden na tzv. Wilsonovu svorku, kterou je vzájemné spojení všech tří končetinových elektrod.

Běžný 12-ti svodový záznam používá 6 hrudních unipolárních svodů, které jsou označeny symboly V1 až V6. Místa pro uložení jednotlivých elektrod jsou vyznačena na obrázku.



Obrázek 1.3: Svody pro snímání EKG

Existují i jiná místa pro umístění svodu, ty jsou však většinou užívána pro speciální účely. Tyto svody jsou:

- prstové svody – signál je měřen mezi jednotlivými prsty na ruce.
- jícnové svody - elektrody umístěné v jícnu, co nejbližší srdečnímu svalu potřeba speciálních elektrod. Především pro vyšetřování axiální (síňové) aktivity.
- hýžd'ové svody – dvě elektrody. Pro vyšetřování arytmií během defekace.

Popis snímání EKG signálu a přiložené obrázky byly převzaty ze skript [11].

1.4 Rušení EKG signálu

Téměř v každém záznamu EKG se setkáváme s těmito základními druhy rušení, které je třeba potlačit:

- Síťový brum 50 Hz
- Vyšší harmonické síťového brumu (100 Hz,...)
- Myopotenciály - svalové potenciály a to zejména od kosterního svalstva - při klidovém snímání se téměř neprojeví, uplatní se od 30 Hz výše
- Kolísání nulové linie - zahrnují širokou řadu artefaktů - pohybové, elektrodové, atd.; typicky pod 2 Hz
- EKG signál má amplitudu řádově milivoly a kmitočet od 0 do asi 80Hz, záznam může tedy být teoreticky rušen jakýmkoliv signálem, který se dostane do měřicího řetězce (vodivým spojením i naindukováním)

Existuje velké množství metod na předzpracování EKG, včetně detektorů referenčních bodů. Žádná z nich ale není schopna dokonale odfiltrovat všechny typy rušení. V praxi se proto používají plně ručně řízené systémy, kdy uživatel volí posloupnost metod z dostupných prostředků.

K odstranění síťového brumu se mohou použít Notch filtry, což jsou vlastně úzkopásmové zádrže, které filtrují pouze frekvenci námi zvolenou. Dále se používají pásmové zádrže.

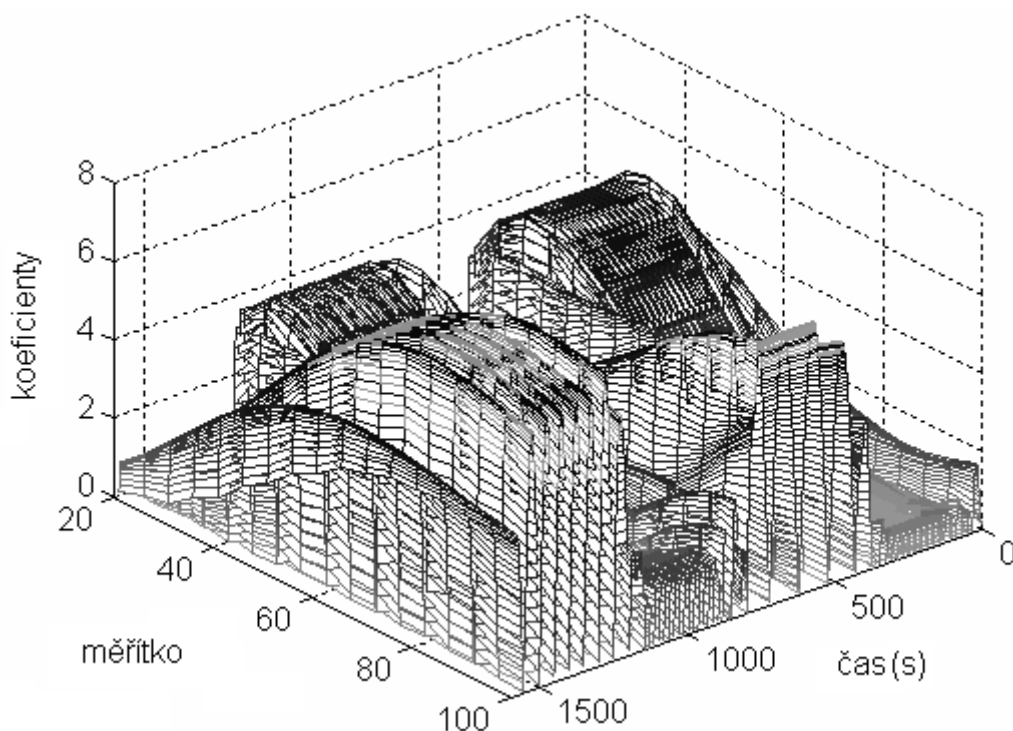
Rušení myopotenciály se projevuje pouze při pohybu pacienta při snímání, proto je důležité, aby pacient při měření EKG signálu byl v klidu a nehýbal se.

Na všechny druhy rušení je třeba vhodně zvolit metodu návrh filtru a správný druh filtru.

2 Vlnkové transformace

První zmínka o "vlnkách" spadá do roku 1909. Autorem tezí, v nichž se objevila poprvé, byl Alfred Haar. První nástin algoritmu nalézáme až v pracích Jeana Morleta. O rozšíření této teorie se nejvíce se zasloužil Y. Mayer a autorem dnes používaného algoritmu je Stephen Mallat (1988).

Vlnková transformace (WT – wavelet transform) je integrální transformace, která umožňuje získat časově - frekvenční popis signálu. Vznikla jako alternativa ke klasickým typům transformací (Fourierova transformace, kosinová transformace a sinová transformace). Každá básová funkce – vlnka (wavelet) – nabývá nenulových hodnot pouze na konečném časovém intervalu, anebo její hodnoty mimo tento interval jsou zanedbatelně malé. Vlnkové básové funkce pokrývají po částech celý časový rozsah analyzovaného signálu, takže úplná informace je zachována, viz [2].



Obrázek 2.1: Zobrazení 3D WT

Frekvenční osa u WT je obvykle značena jako *měřítko*. Měřítko je nepřímo úměrné frekvenci (vysoká hodnota měřítka reprezentuje nízké frekvence a naopak). Problém neurčitosti WT obchází tím, že vyšší frekvence jsou lépe rozlišeny časově a nižší frekvenčně. Je-li frekvenční rozlišení po celou dobu trvání signálu stále stejné, jedná se o tzv. *spojitou WT*. Modifikací spojité WT je tzv. *diskrétní WT*, u níž je časové rozlišení stejné jako v předchozím případě, ale frekvenční informace má na rozdíl od spojité WT různé rozlišení (nižší frekvence jsou lépe frekvenčně rozlišeny, vyšší hůře).

2.1 Spojitá vlnková transformace (CWT)

Vlnková transformace spojitého signálu x je definována jako:

$$[Wx_{\psi}x](a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \times \int_{-\infty}^{\infty} x(t)\psi * \left(\frac{t-b}{a}\right) dt \quad (2.1)$$

kde:

- ψ je tzv. mateřská vlnka,
- a značí dilataci vlnky (měřítko),
- b značí časový posun vlnky podél časové osy
- symbol $*$ označuje komplexně sdruženou funkci.

CWT je definována jako časový integrál součinu analyzované funkce $x(t)$ a mateční vlnky $\Psi(b, a, t)$, kde b je proměnné posunutí a a proměnné měřítko. Definice CWT je zároveň i vztahem pro její koeficienty. Aplikací CWT tedy získáme řadu koeficientů vyjadřujících podobnost signálu a vlnky. Tyto koeficienty jsou zároveň i funkcí posunutí (polohy) a měřítka. Měřítka a posunutí vlnky může nabývat jakékoli hodnoty. Jak již bylo zmíněno výše, mateční vlnku vybíráme podle tvaru průběhu analyzovaného signálu, viz[2].

Algoritmus CWT je následující:

1. Zvolená vlnka se umístí na počátek signálu a spočte se koeficient CWT.
2. Vlnka se posune o předem určený krok doprava a spočítá se koeficient.
3. Tento postup se opakuje až do dosažení konce signálu.
4. Změníme měřítko vlnky (roztáhneme nebo smrštíme) a opakujeme kroky 1 až 3.
5. Krok 4 opakujeme pro všechna zvolená měřítka.

Vlnky se zvětšujícím se měřítkem se roztahují. Parametr a neboli měřítko (dilatace), určuje spektrum (resp. šířku pásma) příslušné vlnky odvozené od vlnky mateřské. Roztažení mateřské vlnky vede k zúžení spektra a k jeho posunu k nižším kmitočtům. Musíme vhodně zvolit měřítko, aby vlnka obsáhla dostatečně celý signál se všemi jeho detaily a změnami.

Grafické vyjádření vlnkových koeficientů v rovině (t, a) se často nazývá scalogram nebo vlnková mapa (*wavelet map*). Souvislost mezi měřítkem a frekvencí složek detekovaných CWT se musí stanovovat pro každou vlnku zvlášť. Běžné typy vlnek jsou navrženy jako rychle oscilující funkce krátkého časového trvání, jež umožňují detekovat lokální detaily na průběhu signálu. Vlnkový popis signálu je také pro mnohé důležité typy signálů vhodnější než klasický spektrální, neboť poskytuje dobrou aproximaci signálu s malým počtem spektrálních členů. Důvodem je, že signály často obsahují ostré hrany, impulsy, nespojitosti, k jejichž vyjádření ve Fourierově spektru je třeba mnoho spektrálních koeficientů, zatímco pomocí vlnek lze dostatečně přesný popis získat jen s malým počtem spektrálních složek, podle [2].

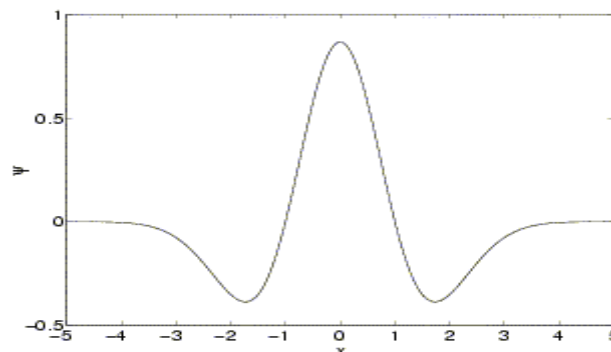
Vlastnosti CWT:

- 1) Linearita
- 2) Invariance v čase - invariance v čase popisuje posun analyzované funkce po časové ose, což způsobí stejný posun vlnkových koeficientů po ose polohy.
- 3) Dilatace - Vztah popisuje závislost mezi CWT originální funkce a její roztaženou nebo zúženou podobou, ve vlnkových koeficientech dojde k adekvátnímu roztažení v ose polohy a k posunu v ose měřítka.

2.3 Mateční vlnky

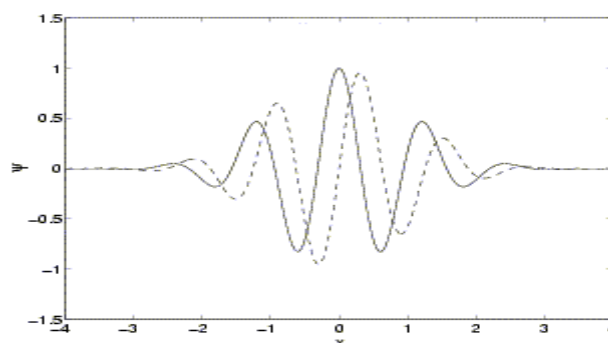
WT využívá široké spektrum *matečních vlnek*. Většina z nich má své pojmenování podle svého tvůrce či tvaru. Variabilita vlnek umožňuje WT použití pro analýzu nestacionárních signálů, viz[16].

- 1) **Vlnka Mexican hat** - má tvar druhé derivace průběhu hustoty pravděpodobnosti Gaussova rozdělení. Nemá škálovací (měřítkovou) funkci. Vlnka je symetrická, nemá kompaktní nosič, vhodná pro CWT, není ortogonální (nelze použít pro DWT). Vlnka je členem rodiny Gaussovských vlnek tvořené jednotlivými derivacemi průběhu hustoty pravděpodobnosti Gaussova rozdělení.



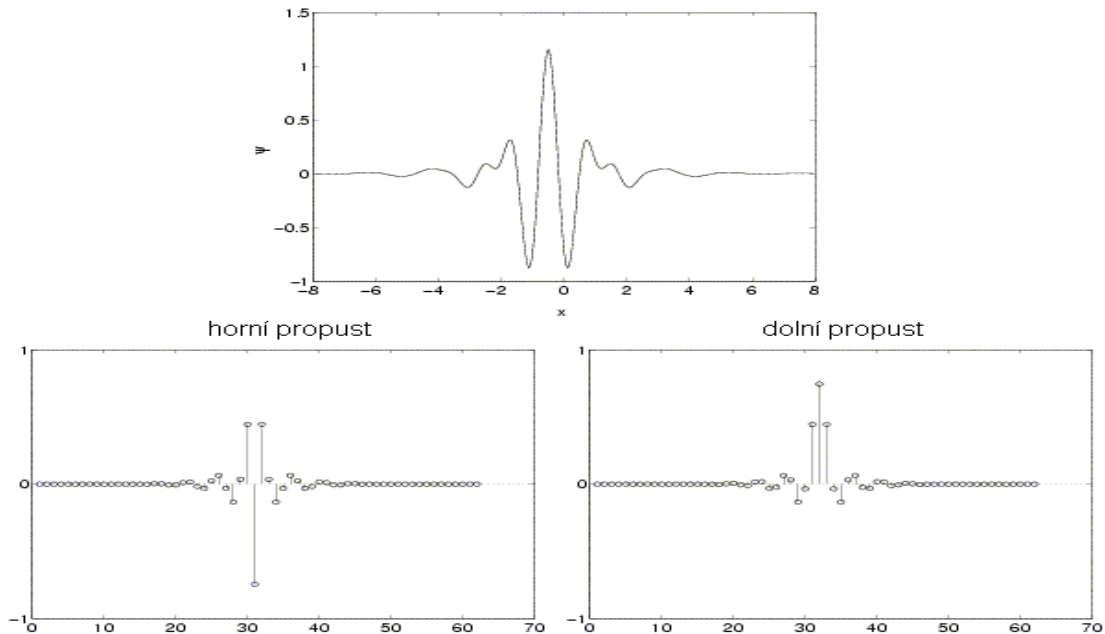
Obrázek 2.2: Vlnka Mexican hat

- 2) **Morletova vlnka** - Má tvar komplexní sinusovky modulované Gaussovským oknem. Je výsledkem kompromisu mezi polohovou lokalizací jednorázových dějů (lepší je např. vlnka Mexican hat) a frekvenčním rozlišením (Fourierova transformace). Vlnka je symetrická, komplexní, nemá kompaktní nosič, vhodná pro CWT, není ortogonální (nelze použít pro DWT). Nemá škálovací funkci.



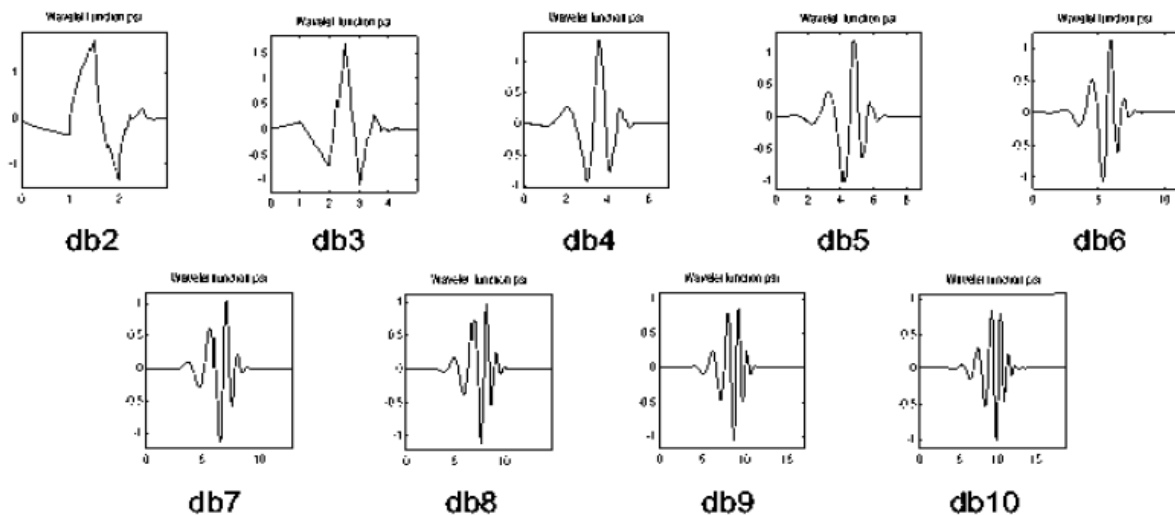
Obrázek 2.3: Morletova vlnka (imaginární část čárkovaně)

- 3) **Meyerova vlnka** - je definována ve frekvenční doméně, nemá explicitní vzorec pro vyjádření v čase. V originálním tvaru nemůže být realizována FIR filtry a tudíž použita v rychlém algoritmu DWT, proto byla vytvořena její diskrétní aproximace s filtry. Vlnka je symetrická, nemá kompaktní nosič (aproximace má), vhodná pro CWT a je ortogonální, tudíž ji můžeme použít i pro DWT.



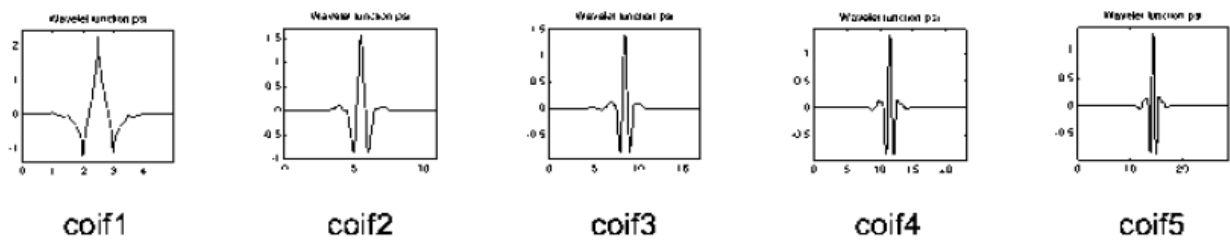
Obrázek 2.4: Meyerova vlnka

- 4) **Vlnky Daubechies** - představují skupinu vlnek různého řádu $N \geq 1$. Nemají (kromě Daubechies řádu 1) explicitní vyjádření $\psi(x)$. Vlnka je asymetrická (kromě Daubechies řádu 1), má kompaktní nosič délky $2N-1$, vhodná pro CWT i DWT, je ortogonální. Značí se dbN , kde N značí číslo vlnky.



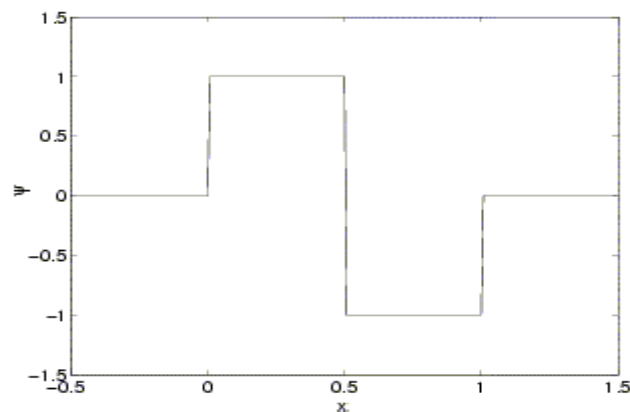
Obrázek 2.5: Vlnky skupiny Daubechies

- 5) **Vlnky Coiflets** - jsou podobné jako vlnky Daubechies.. Byly odvozeny na žádost R. Coifmana.



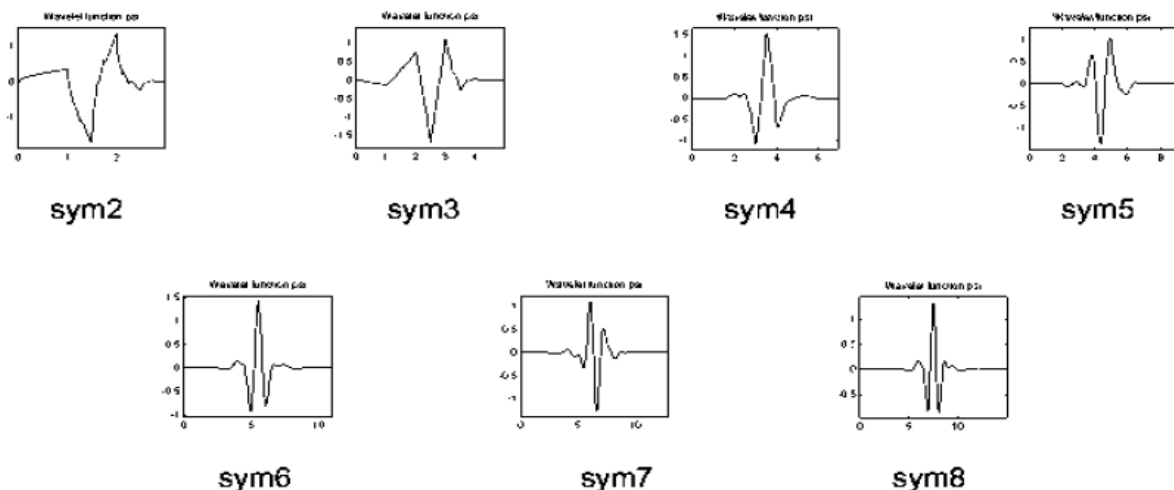
Obrázek 2.6 Vlnky Coiflets

- 6) **Haarova vlnka** - představuje velmi jednoduchou vlnku, která neumožňuje hladkou rekonstrukci signálu. Bývá často nazývána Daubechies řádu 1. Vlnka je symetrická, má kompaktní nosič, vhodná pro CWT i DWT, je ortogonální, jednoduchá a efektivní implementace. Nespojitosť Haarovy vlnky představuje přes všechny ostatní výhodné vlastnosti velkou nevýhodu v její aplikaci.



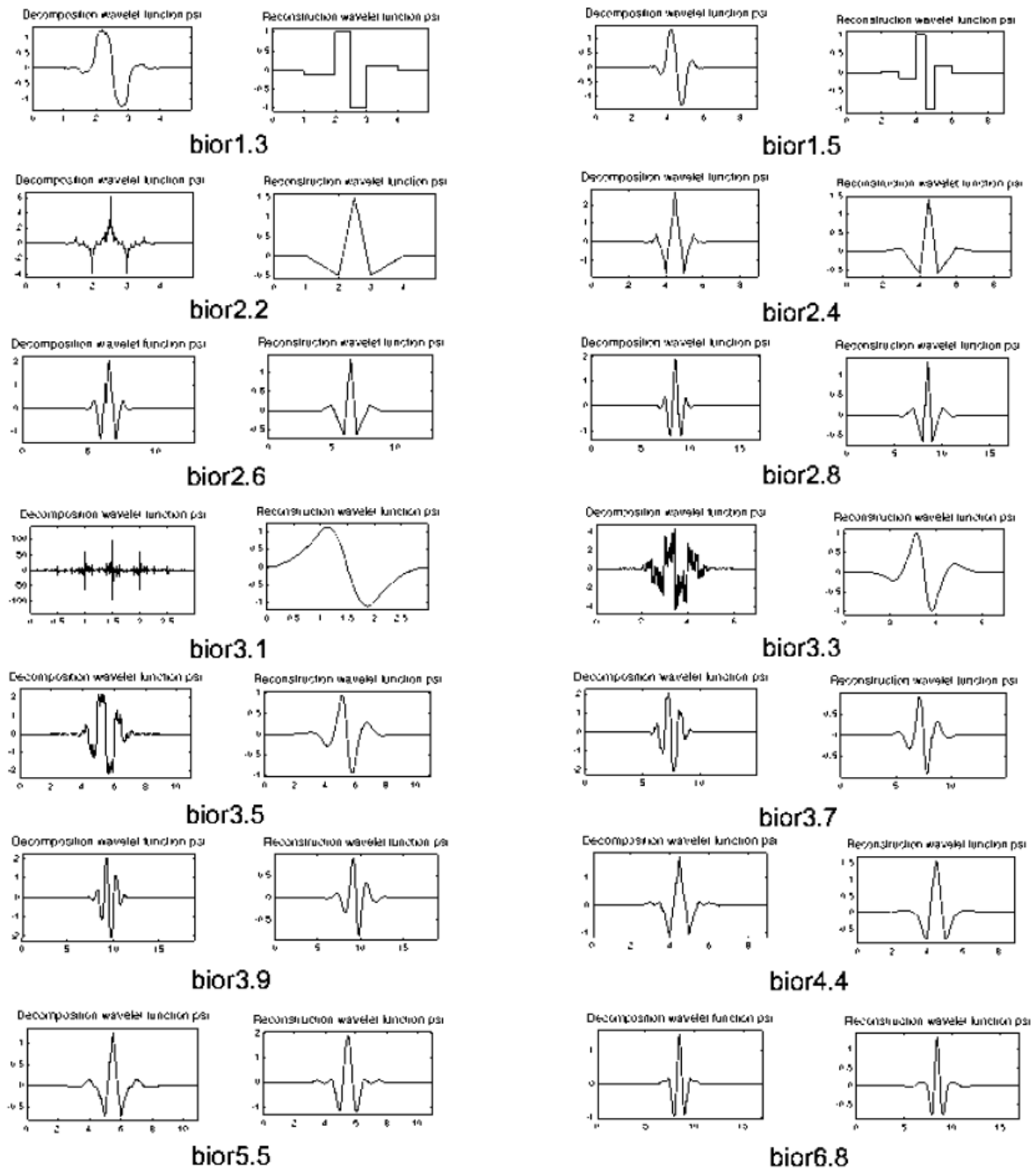
Obrázek 2.7: Haarova vlnka

- 7) **Symlet vlnky** - jsou přibližně symetrické vlnky a jsou modifikacemi db skupiny. Vlastnosti těchto dvou skupin jsou podobné. Autorem je opět I. Daubechies.



Obrázek 2.8: Vlnky skupiny Symlet

- 8) **Biorthogonální vlnky** - skupina těchto vlněk nám umožňuje odvodit důležité vlastnosti, které potřebujeme pro rekonstrukci signálu či obrazu. Místo jedné jednoduché vlnky používáme dvě vlnky, jednu pro rozklad a druhou pro rekonstrukci signálu.



Obrázek 2.9: Biorthogonální vlnky

2.4 Vhodný výběr vlnky

Výběr použité vlnky se provádí zkusmo nebo intuitivně. Zjistilo se několik souvislostí mezi řešenou úlohou (charakterem analyzovaného signálu) a vhodnou vlnkou. Tyto souvislosti lze shrnout do následujících doporučení, viz [16]:

- Komplexní vlnky jako Morletova detekují dobře oscilace, nejsou vhodné pro detekci osamocených singularit.
- Čistě reálné vlnky s málo oscilacemi dobře detekují špičky a singularity v signálu.
- Antisymetrické vlnky jsou vhodné k detekci změn gradientu.
- Symetrické vlnky nezpůsobují fázový posun mezi špičkou, singularitou, oscilací v signálu a příslušným projevem ve vlnkových koeficientech.
- Pro současnou detekci amplitudy a fáze je nutné použít komplexní vlnku (např. Morletovu)

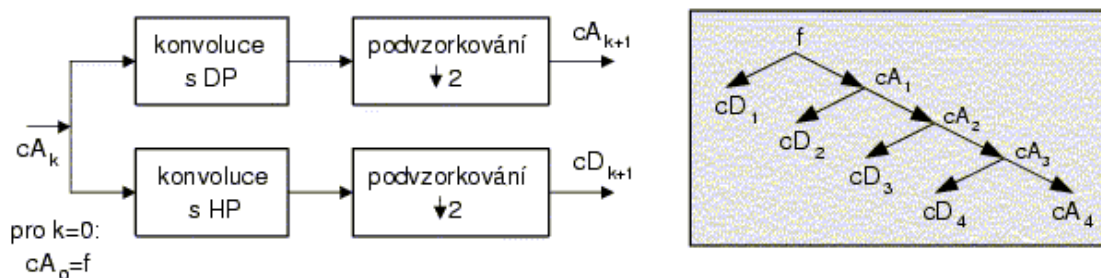
2.5 Problém konečné délky signálu

Problém konečné délky signálu se projevuje na okrajích intervalu, na kterém je analyzovaný signál definován. Je důsledkem konečné délky obou signálů při konvoluci, u CWT, u DWT při konvoluční filtraci. Pro zmírnění nebo odstranění lze použít různých metod podle charakteru signálu, viz [16]:

1. doplnění signálu:
 - a. nulami
 - b. extrapolace konstantou
 - c. symetrizace
2. extrapolace s hladkou první derivací
3. výpočet ve frekvenční oblasti s využitím okénkové funkce
4. periodizace

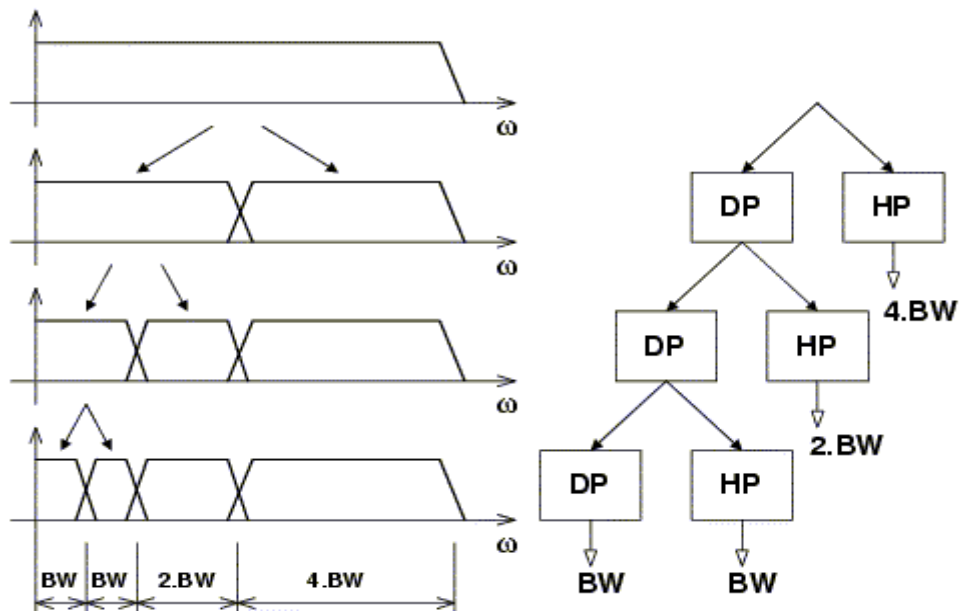
2.6 Diskrétní vlnková transformace (DWT)

U signálů rozlišujeme nižší a vyšší frekvence. Zatímco nižší frekvence mají pro nás důležitější obsah, protože reprezentují podstatu a charakter signálu. Naopak vysoké frekvence ovlivňují odstín signálu – projevují se na nich nechtěné jevy jako např. signál se šumem na vyšší frekvenci.



Obrázek 2.10: Jeden krok DWT (vlevo), rozklad na aproximace a detaily (vpravo)

Oba filtry, dolní propust (scaling filter) a horní propust (wavelet filter), tvoří pár kvadraturních zrcadlových filtrů (QMF), které mají komplementární propustná pásma. Výstupy obou filtrů jsou podvzorkovány na polovinu vstupních vzorků. Horní propust poskytuje koeficienty tzv. detailů DWT (cD), dolní propust koeficienty tzv. aproximace (cA).



Obrázek 2.11: frekvenční pohled na DWT

Vlnková funkce ψ se chová jako pásmová propust filtrující vstupní signál kolem centrálního kmitočtu, který je závislý na měřítku mocninou dvou, v následujícím měřítku je filtrována horní polovina pásma předchozí dolnofrekvenční části signálu. S rostoucím kmitočtem roste šířka pásma tohoto filtru, činitel jakosti Q je tak konstantní pro celou množinu měřítkem odvozených filtrů. Pro zvolené minimální měřítko však zůstává nepokryto pásmo od nižších kmitočtů do nuly. Proto je od vlnky ψ odvozena měřítková funkce ϕ (scaling function), která má charakter dolní propusti.

Pro rekonstrukci signálu se v případě CWT i DWT používá inverzní WT. Podmínkou přesné rekonstrukce je zamezení ztrát důležitých informací obsažených v signálu. Obsah převzat z [16].

3 Wavelet toolbox prostředí MATLAB

MATLAB poskytuje pro práci s vlnkovou transformací celý tzv. toolbox – sadu funkcí specifických pro daný obor.

Pro spojitou vlnkovou transformaci je základní funkcí příkaz `cwt`, který se zadává ve tvaru

$$Y = \text{cwt}(S, \text{SCALES}, 'wname'),$$

kde:

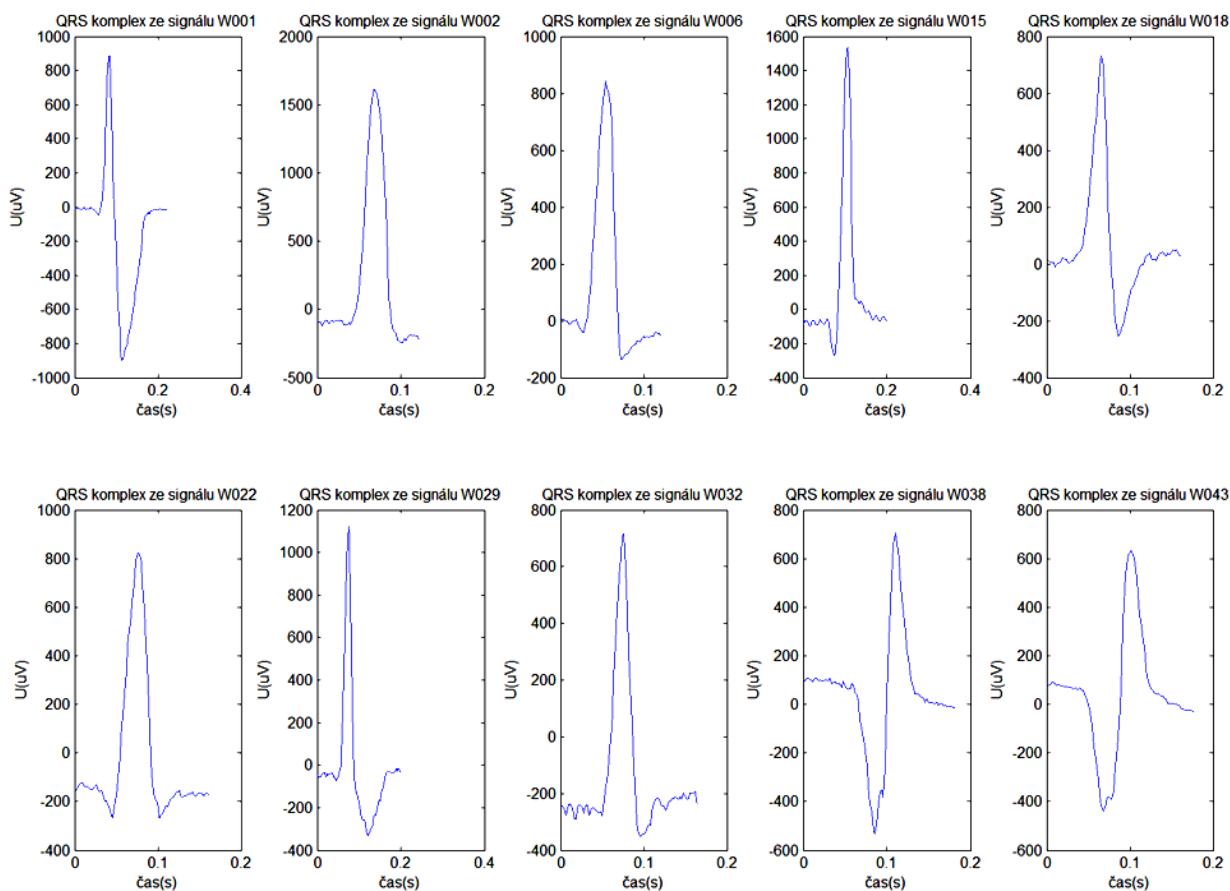
- `S` - vstupní signál,
- `SCALES` – udává měřítko a ,
- `Wname` – vybírá druh použité vlnky.

Důležitou součástí toolboxu je `waveinfo`, ve kterém je uvedeno, jaké rodiny vlnek matlab nabízí k práci. Všechny rodiny jsou uvedené výše.

Abychom věděli, jak správně dosadit jméno vlnky do příkazu pro spojitou vlnkovou transformaci, toolbox nabízí tzv. `wavemngr`, ve které jsou uvedené veškeré druhy vlnek jednotlivých rodin, které nám matlab dovoluje použít.

Tyto části toolboxu jsou nejdůležitější pro tuto práci, proto další funkce pro práci s mateřskými funkcemi vlnek, stromy koeficientů, paketovou transformaci a jiné aplikace zde neuvádím, nicméně celkový počet funkcí dosahuje cca 150, podle [1].

4 Modely QRS komplexů

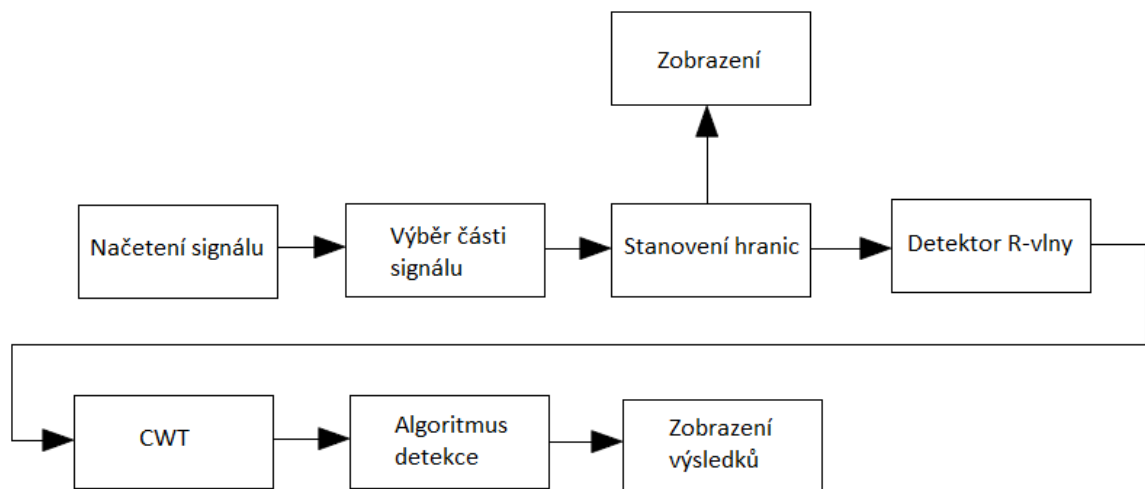


Obrázek 4.1: Modely QRS komplexů

Modely QRS komplexů jsou z databáze CSE, na kterých jsou přesně definované začátky a konce QRS komplexu. EKG signál je měřen třemi svody, XYZ. Vždy byl QRS komplex vybrán z jednoho naměřeného svodu signálu. Jsou zde vidět snad všechny možnosti, které se vyskytují při lékařských vyšetřeních. Můžeme vidět zápornou R – vlnu, nebo také QRS komplex, ve kterém chybí S – vlna, kladná nebo záporná Q – vlna, atd. Zarušené QRS komplexy šumem i komplexy téměř bez šumu.

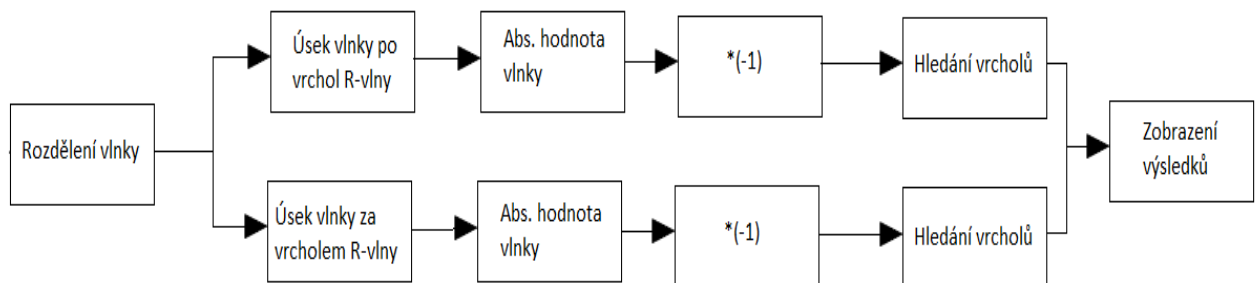
Při vlnkové transformaci může docházet k problémům u QRS komplexů, které mají malé výchylky Q a S – vln. Dále může způsobit problém např. QRS komplex, na kterém můžeme vidět hodně šumu v signálu. Naopak dobře se bude detekovat QRS komplex, který má krásně hladký průběh téměř bez šumu.

5 Navržený princip detekce



Obrázek 5.1: Blokové schéma programu

Program je vytvořen v programovém prostředí Matlab. Na začátku programu je nahrán signál a vybrána část úseku, kde se vyskytuje QRS komplex, který má přesně definované hranice. Následuje detektor pozice R-vlny, který je realizován hledáním vrcholu EKG signálu pomocí pevného prahování. Jelikož zadáním práce není sestavení detektoru, je jeho realizace velice jednoduchá. Poté se převede daný EKG signál pomocí spojitě vlnkové transformace CWT na vlnku. Použité mateřské vlnky v práci jsou: Morletova vlnka, zástupci Biorthogonálních vlnek (bior 1.1, bior 1.3, bior 3.9 a bior 5.5), zástupci Daubiches vlnek (db 5 a db9), Coiflet vlnky (coif 1 a coif 5) a nakonec Symlet vlnky (sym 3, sym 5a sym 9). Nebyly testovány všechny nabízené vlnky, poněvadž u některých bylo patrné, že se na detekci nehodí, jiné zase byly podobné s testovanými vlnkami. Na průběhy všech mateřských vlnk se můžete podívat na příloženém cd v M-filu vlnky. Všechny vybrané vlnky jsou liché, poněvadž sudé vlnky se pro detekci hranic QRS komplexu nehodí.



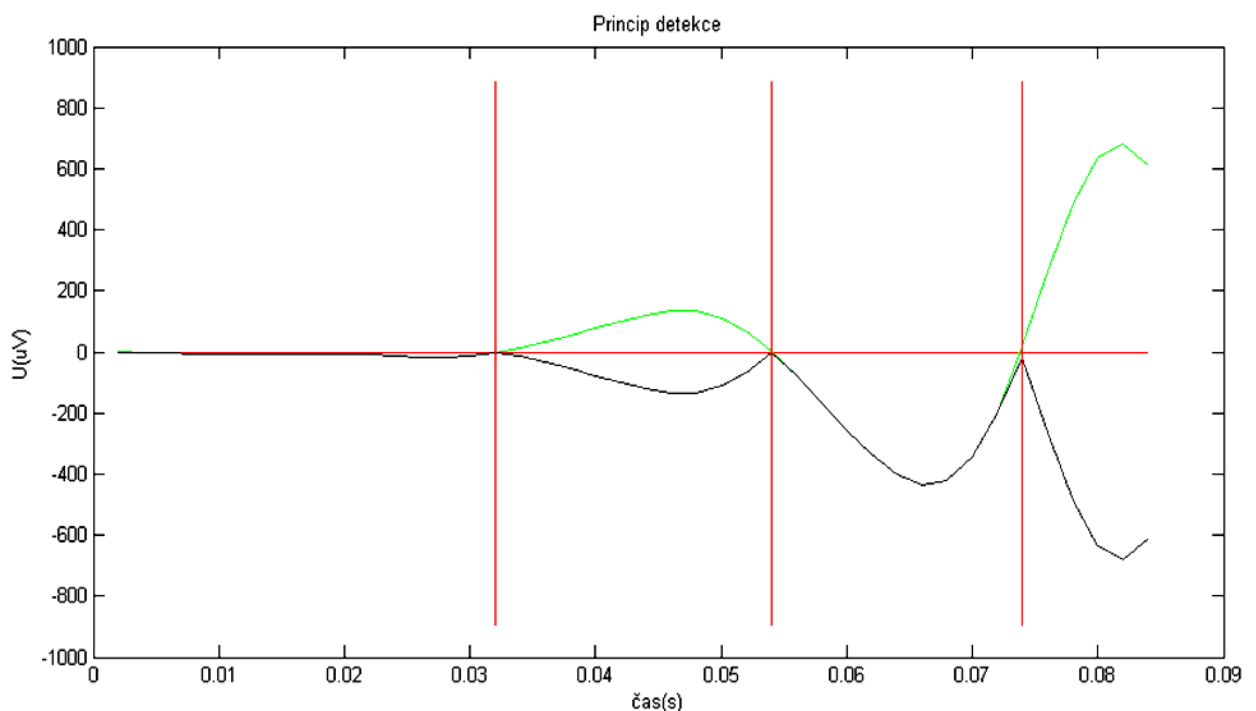
Obrázek 5.2: Blokové schéma algoritmu

Pomocí nalezené pozice vrcholu R-vlny rozdělíme vlnku za pomoci dvou oken na dva úseky, od začátku po pozici vrcholu R-vlny a druhý úsek od pozice vrcholu R-vlny do konce úseku. Délka oken se může měnit podle potřeby. Můžeme předpokládat, že začátek Q-vlny

bude ležet nedaleko R-vlny, proto ji můžeme hledat jenom v určité malé vzdálenosti a nemusíme oknem pokrývat celý začátek signálu. Např. kdybychom určovali hranice QRS komplexu s delšího úseku EKG signálu.

Na nulových pozicích vlnky leží začátky, vrcholy a konce jednotlivých vln původního EKG signálu. Tudiž musíme hledat nulové body na vlnce. Vlnka se pro úpravu filtruje mediánovým filtrem. Ovšem filtr není použit u všech signálů, jenom tam, kde pomáhá zlepšit detekci špičky. V dalším kroku je vytvořena absolutní hodnota vlnky a vlnka převrácena na druhou stranu osy x. Jak můžeme vidět na obrázku 5.3, na signálu se vytvoří špičky, které odpovídají nulovým pozicím na vlnce. Tyto špičky nám poslouží k detekci nulových bodů na vlnce. Pro hledání špiček signálu je použita implementovaná funkce „findpeaks“.

Zelený signál odpovídá vlnce, černý signál je vlnka po úpravě, na které se detekují jednotlivé špičky a červeně je značena osa x a nalezené pozice, kde by se měly vyskytovat hledané hranice QRS komplexu.



Obrázek 5.3: Princip detekce

Pro zvolení správného místa detekce nám slouží informace o poloze začátku nebo konce QRS komplexu. Začátek vlny Q musí ležet v určité vzdálenosti od vlny R a navíc musí R vlna někde začínat. Proto v tomto případě odpovídá začátek QRS komplexu prostřednímu vrcholu. Detekce konce QRS komplexu je principiálně stejná jako detekce začátku QRS komplexu.

Ukázka části programu detekce začátku:

```
adet1 = b55(1:pozice1);           Okno pro detekci začátku QRS komplexu
adet1 = MEDFILT1(adet1,1);       Mediánový filtr
adet1 = abs(adet1)*-1;           Absolutní hodnota + převrácení
[PKS,LOCS]= findpeaks(adet1,'minpeakheight',-250);   Hledání vrcholů
zacatekQ = LOCS(end-1);         Stanovení pozice začátku QRS komplexu
```

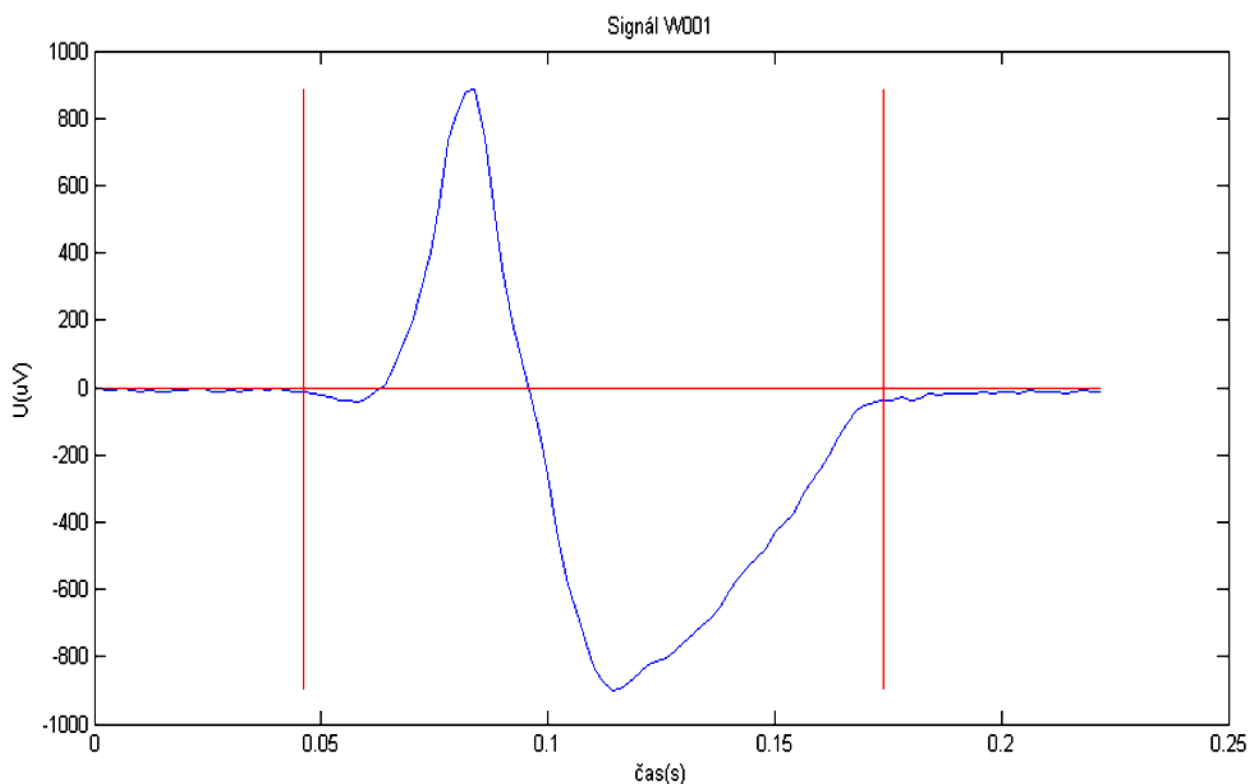
6 Výběr vhodné vlnky

V této části práce se pokusím nastínit vhodnost jednotlivých vlnek pro detekci QRS komplexů. Jednotlivé zástupce mateřských vlnek aplikuji na 10 - ti různých testovaných EKG signálech. Tyto signály jsou použity z databáze CSE, je vybrán vždy jeden svod naměřeného signálu a ze signálu vybrána část úseku, na kterém jsou definovány hranice QRS komplexu.

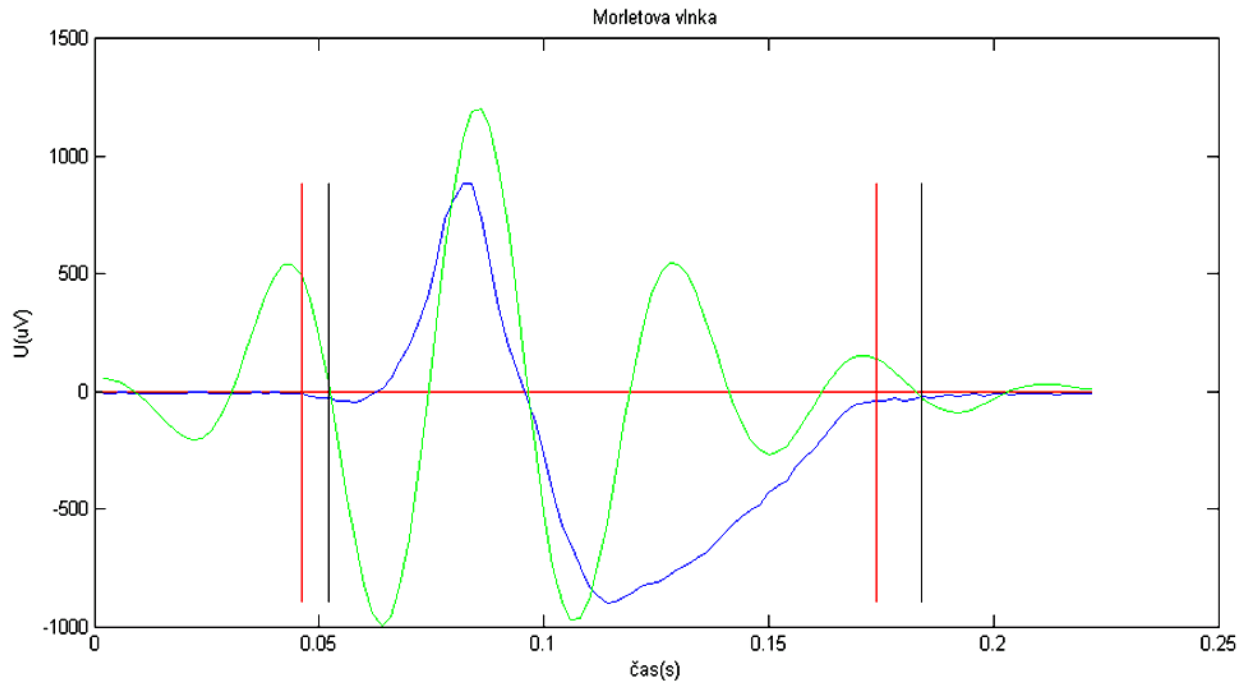
U každé vlnky je zvlášť nastaveno měřítko vlnky, poněvadž některé vlnky bylo potřeba roztáhnout více, jiné méně. Pro každou vlnku byly vyzkoušeny různé hodnoty měřítka a jeho konečná hodnota byla volena podle dosažených výsledků, aby alespoň jedna detekovaná hranice byla v toleranci. Nejlépe obě. Obrázky s ukázkami jednotlivých hodnot měřítka pro každou vlnku a pro každý signál zde nejsou uvedeny z důvodu omezeného rozsahu práce.

Na všech obrázcích je modře vyznačen původní signál, zeleně vlnka signálu po vlnkové transformaci, červeně osy a definované hranice QRS komplexu a černě nalezené hranice QRS komplexu. Pod zobrazenými obrázky jsou v tabulce shrnuty výsledky testování vlnek na daném EKG signálu.

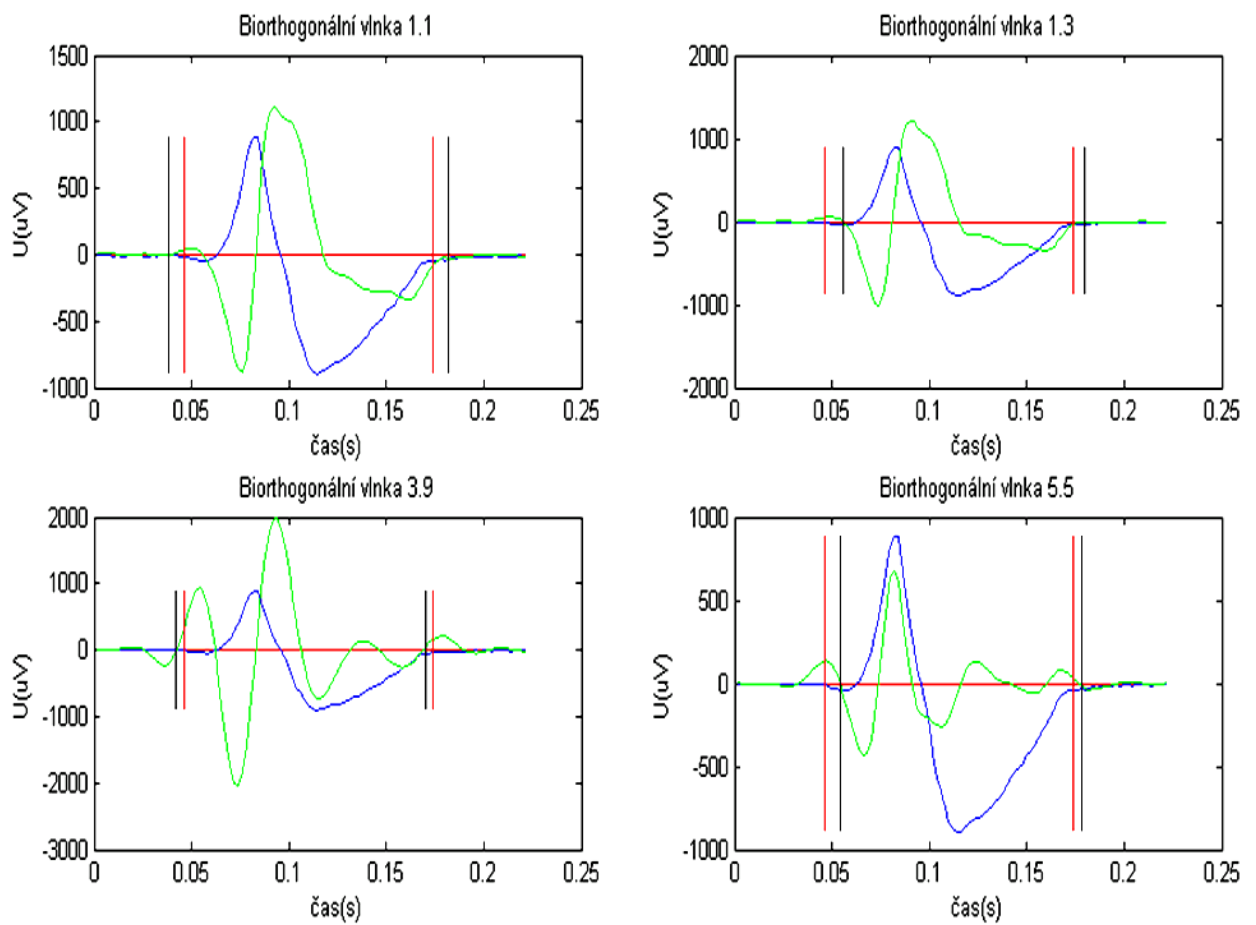
6.1 EKG signál W001 – ukázky a výsledky testování



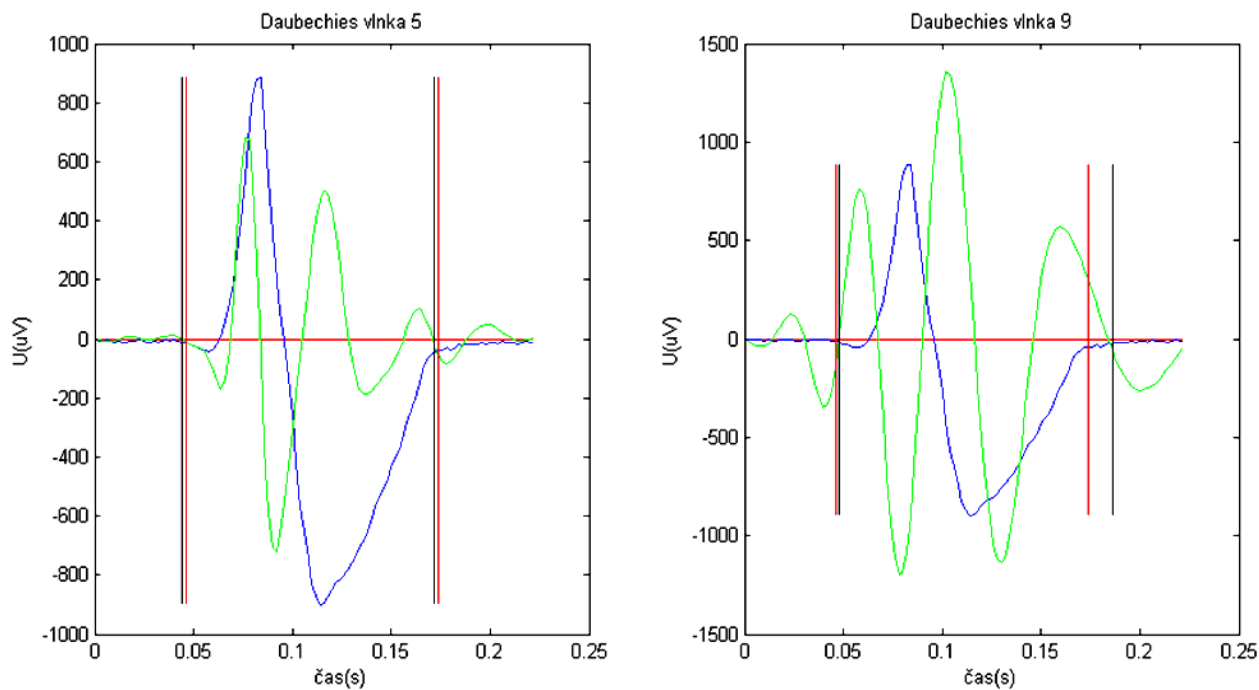
Obrázek 6.1: QRS komplex ze signálu EKG W001



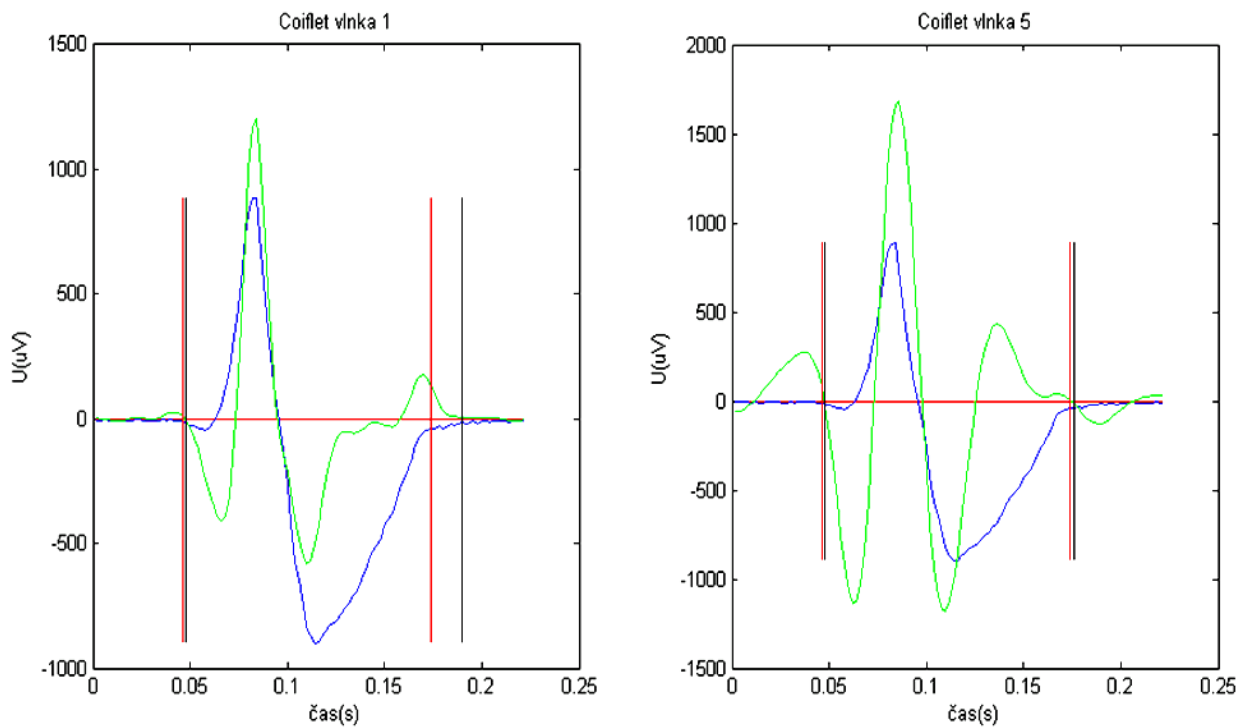
Obrázek 6.2: Detekce za použití Morletovy vlnky



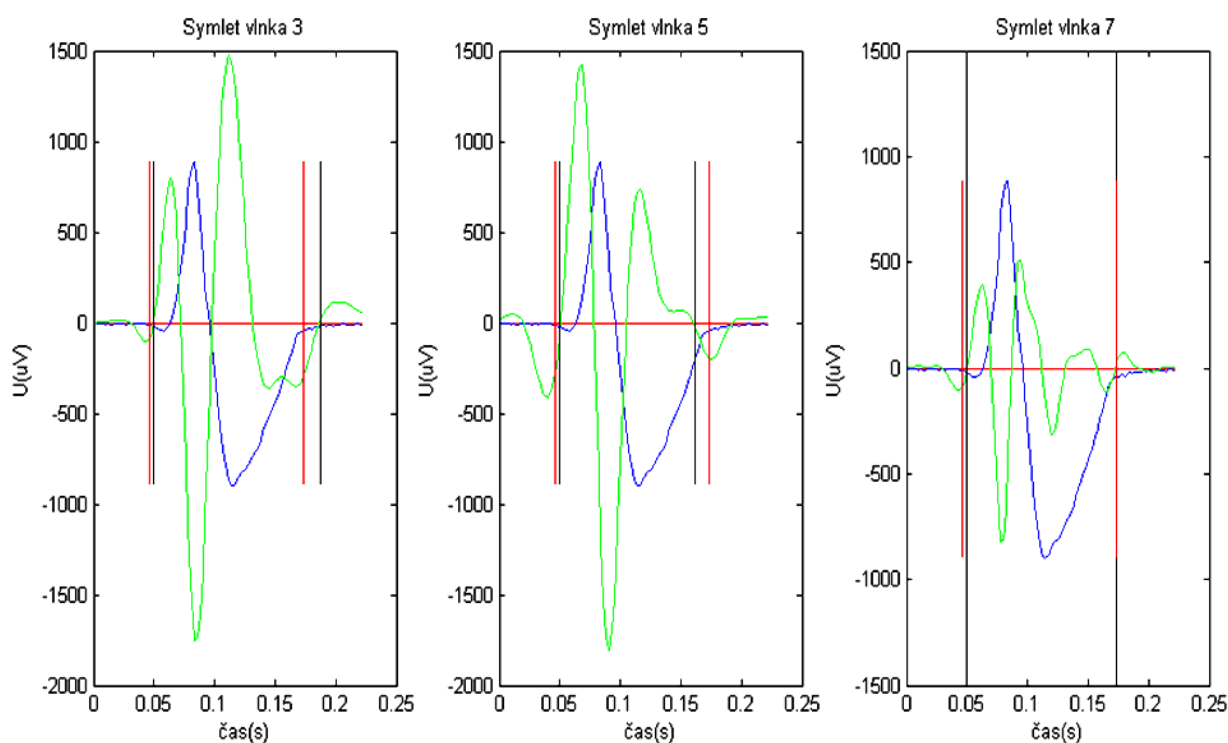
Obrázek 6.3: Detekce za použití Biorthogonálních vlnek



Obrázek 6.4: Detekce za použití Daubiches vlnek



Obrázek 6.5: Detekce za použití Coiflet vlnek



Obrázek 6.6: Detekce za použití Symlet vlnek

Tabulka č. 1 Výsledky detekce pro QRS komplex W001

QRS komplex W001						
Vlnky	Začátek komplexu QRS			Konec komplexu QRS		
	Stanovený začátek [ms]	Změřený začátek [ms]	Odchylka [ms]	Stanovený začátek [ms]	Změřený začátek [ms]	Odchylka [ms]
Morletova vlnka	46	52	6	174	184	10
Biorthogonální vlnka 1.1	46	38	8	174	182	8
Biorthogonální vlnka 1.3	46	56	10	174	180	6
Biorthogonální vlnka 3.9	46	42	4	174	170	4
Biorthogonální vlnka 5.5	46	54	8	174	178	4
Daubiches vlnka 5	46	44	2	174	172	2
Daubiches vlnka 9	46	48	2	174	186	12
Coiflet vlnka 1	46	48	2	174	190	16
Coiflet vlnka 5	46	48	2	174	176	2
Symlet vlnka 3	46	50	4	174	188	14
Symlet vlnka 5	46	50	4	174	162	12
Symlet vlnka 7	46	50	4	174	174	0

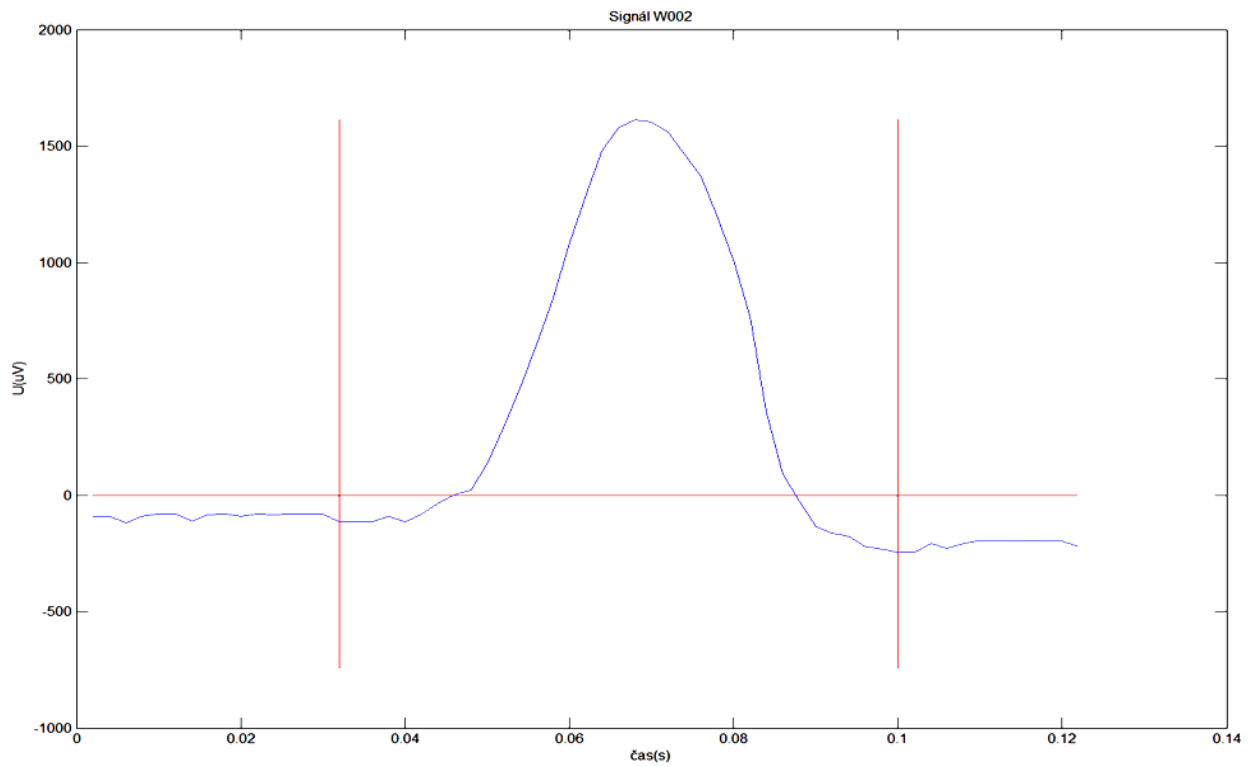
Hodnoty tolerancí, viz článek [4], pro správnou detekci:

$$QRS_{\text{začátek}} = \pm 6,5\text{ms}$$

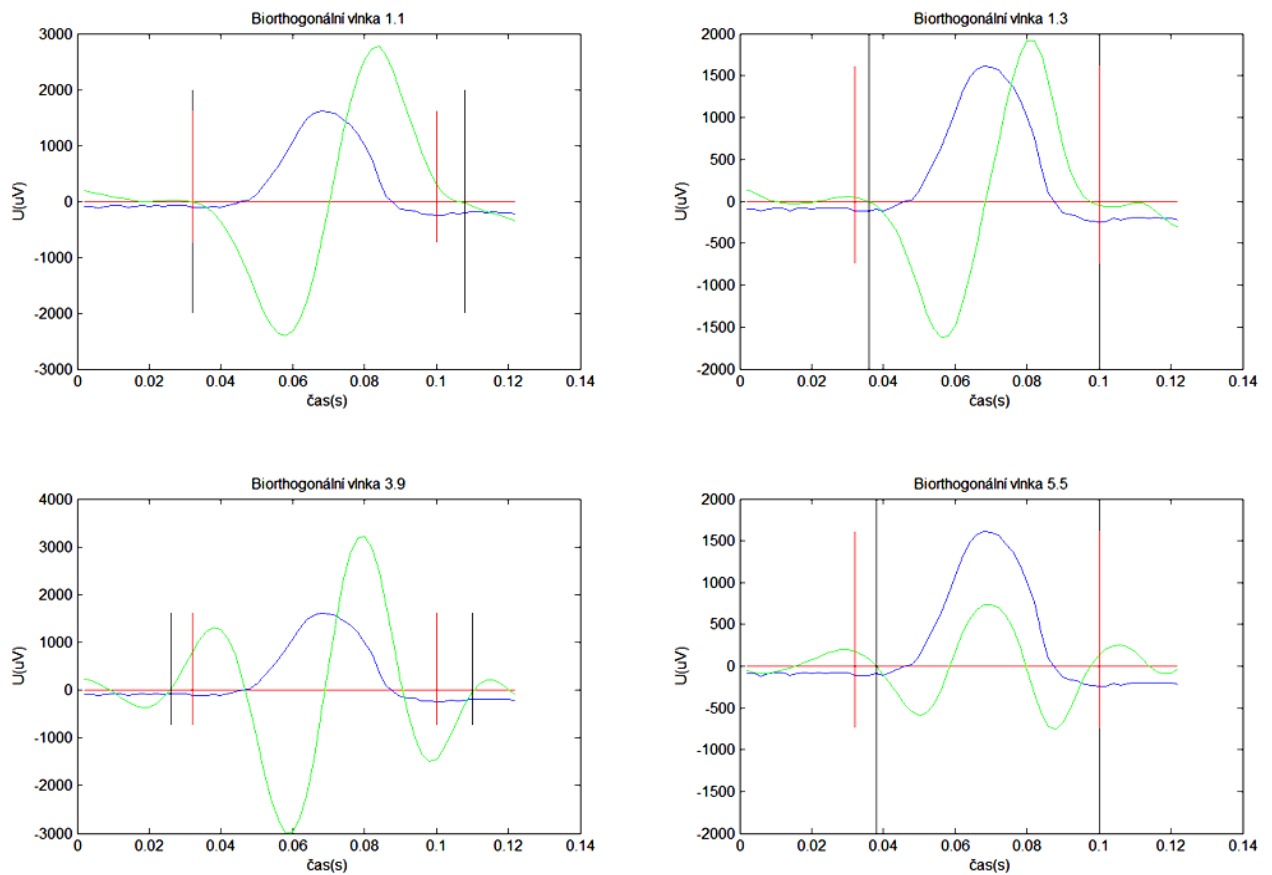
$$QRS_{\text{konec}} = \pm 11,6\text{ms}$$

Červenou barvou jsou vyznačeny hodnoty, které jsou mimo stanovenou toleranci.

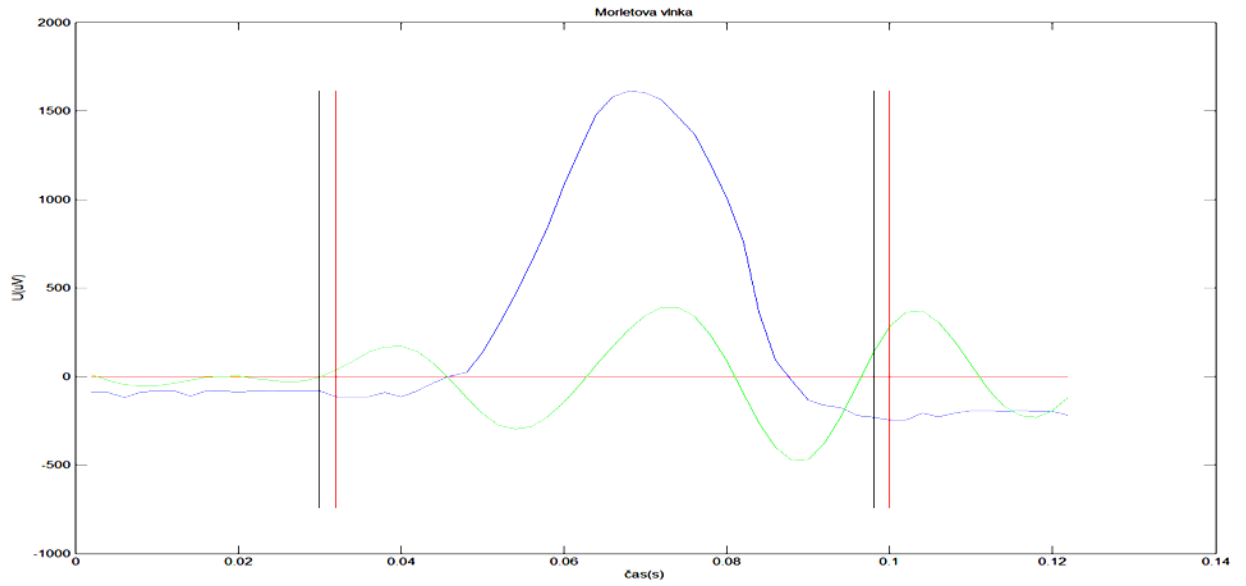
6.2 EKG signál W002 – ukázky a výsledky testování



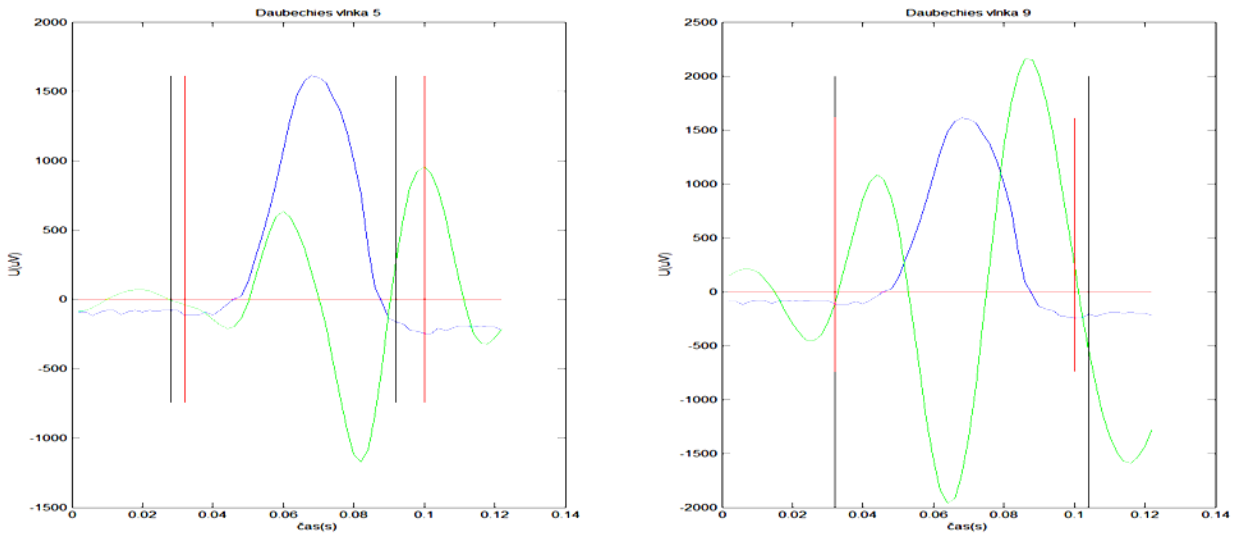
Obrázek 6.7: QRS komplex ze signálu EKG W002



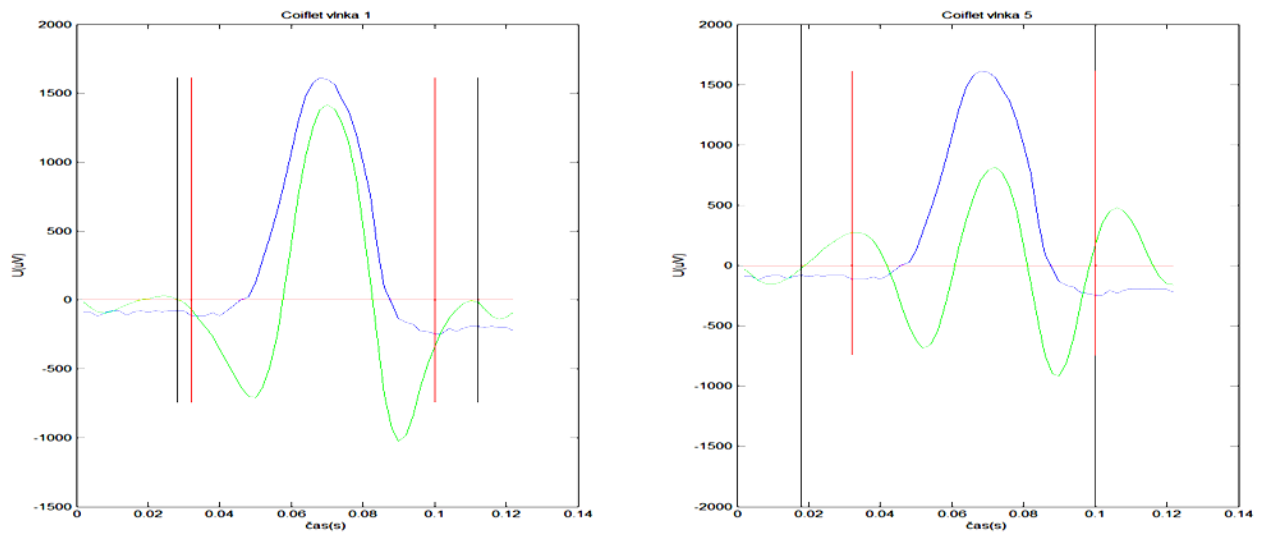
Obrázek 6.8: Detekce za použití Biorthogonálních vlnek



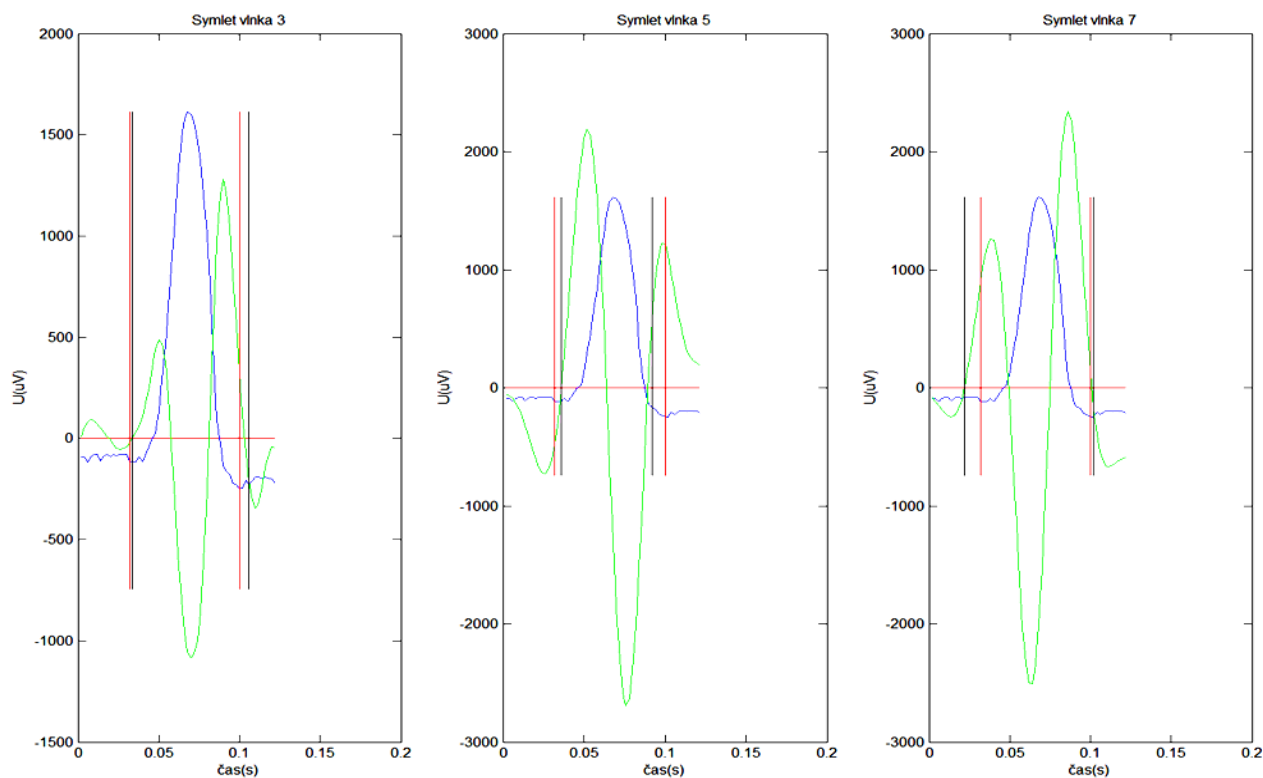
Obrázek 6.9: Detekce za použití Morletovy vlnky



Obrázek 6.10: Detekce za použití Daubechies vlnek



Obrázek 6.11: Detekce za použití Coiflet vlnek



Obrázek 6.12: Detekce za použití Symlet vlnek

Tabulka č. 2 Výsledky detekce pro QRS komplex W002

QRS komplex W002						
Vlnky	Začátek komplexu QRS			Konec komplexu QRS		
	Stanovený začátek [ms]	Změřený začátek [ms]	Odchylka [ms]	Stanovený začátek [ms]	Změřený začátek [ms]	Odchylka [ms]
Morletova vlnka	32	30	2	100	98	2
Biorthogonální vlnka 1.1	32	32	0	100	108	8
Biorthogonální vlnka 1.3	32	36	4	100	100	0
Biorthogonální vlnka 3.9	32	26	6	100	110	10
Biorthogonální vlnka 5.5	32	38	6	100	100	0
Daubiches vlnka 5	32	28	4	100	92	8
Daubiches vlnka 9	32	32	0	100	104	4
Coiflet vlnka 1	32	28	4	100	112	12
Coiflet vlnka 5	32	18	14	100	100	0
Symlet vlnka 3	32	34	2	100	106	6
Symlet vlnka 5	32	36	4	100	92	8
Symlet vlnka 7	32	22	10	100	102	2

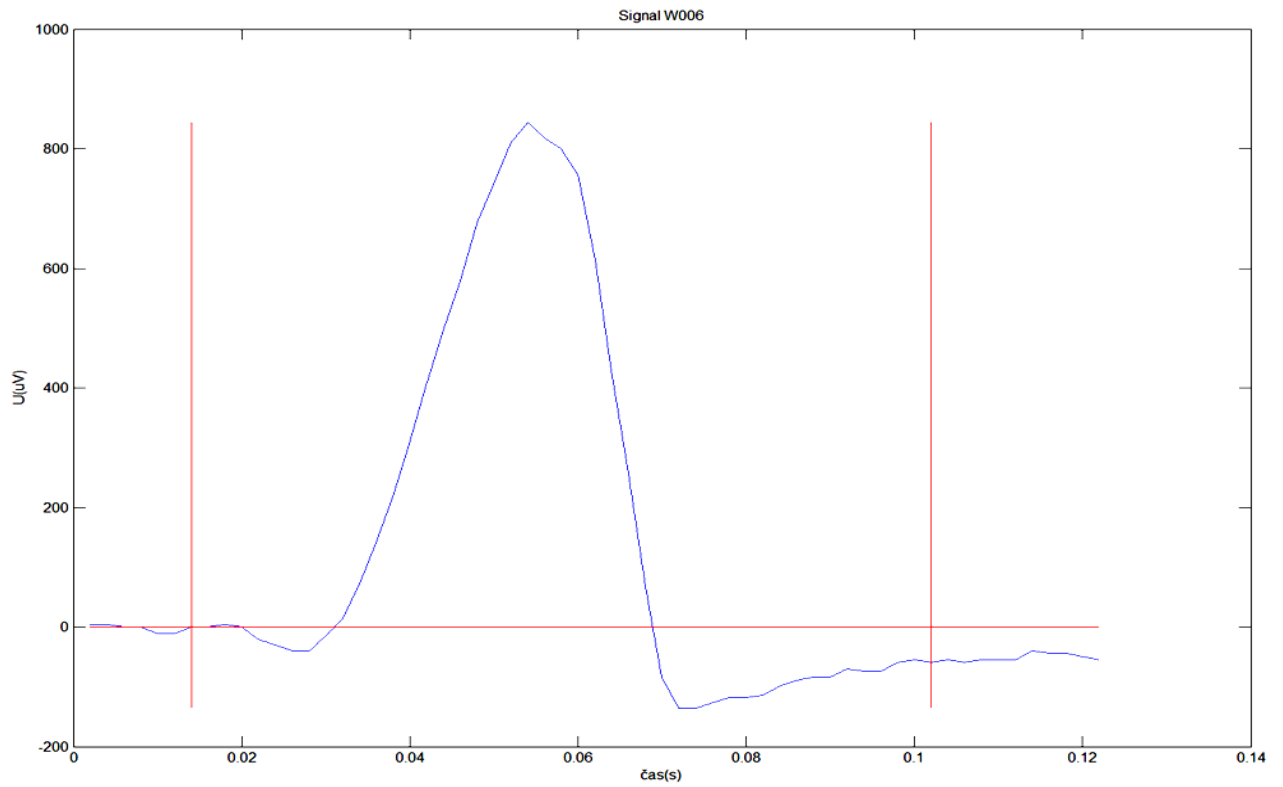
Hodnoty tolerancí, viz článek [4], pro správnou detekci:

$$QRS_{\text{začátek}} = \pm 6,5\text{ms}$$

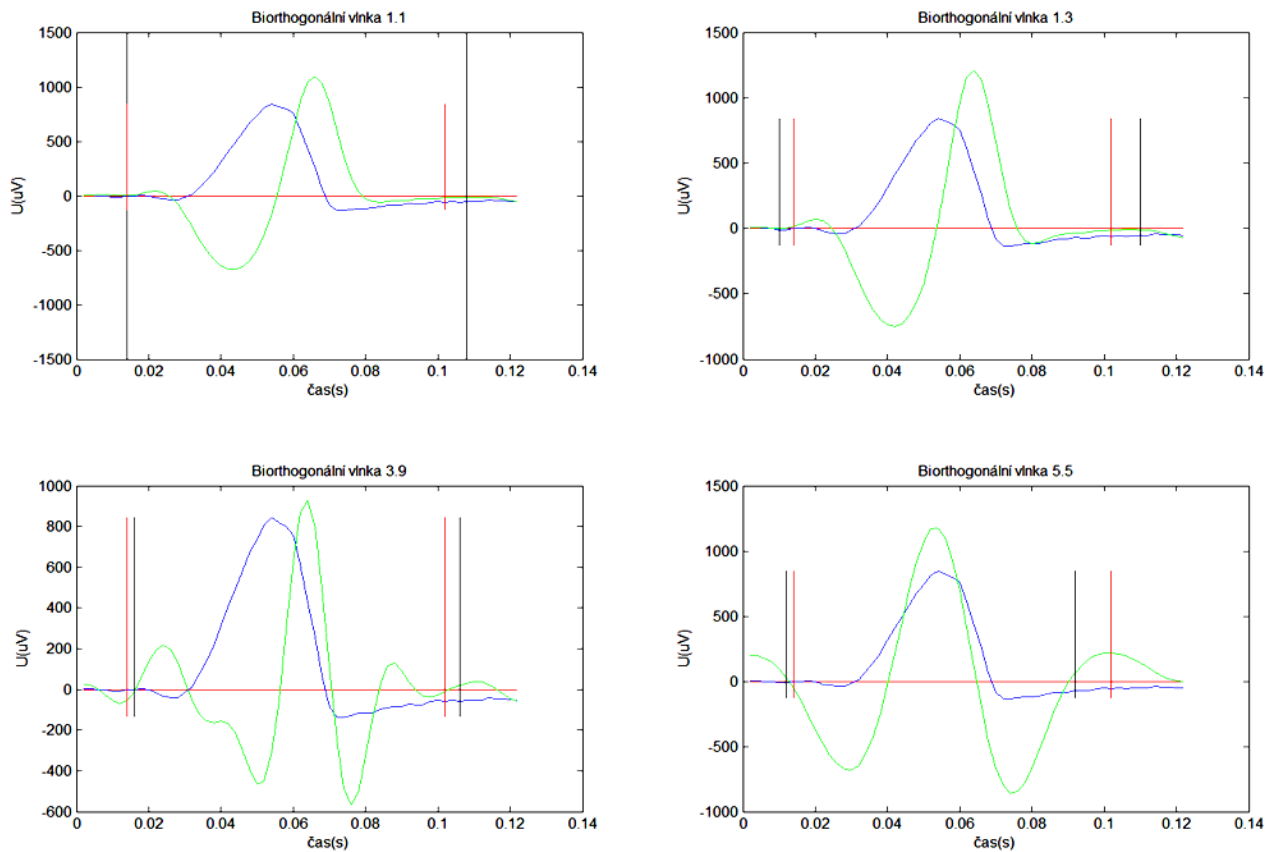
$$QRS_{\text{konec}} = \pm 11,6\text{ms}$$

Červenou barvou jsou vyznačeny hodnoty, které jsou mimo stanovenou toleranci.

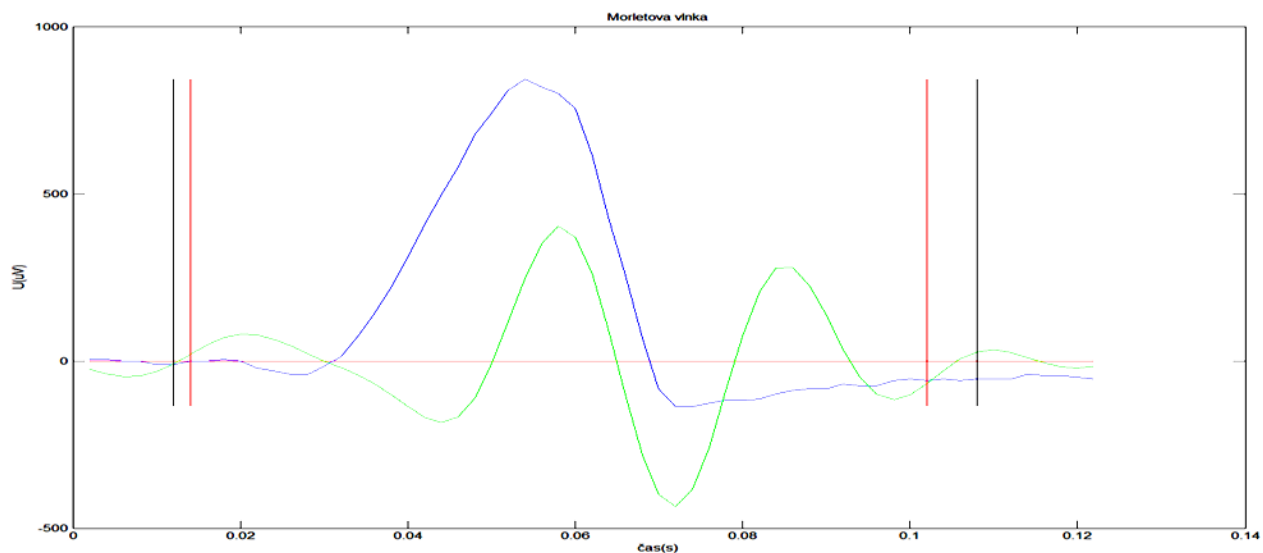
6.3 EKG signál W006 – ukázky a výsledky testování



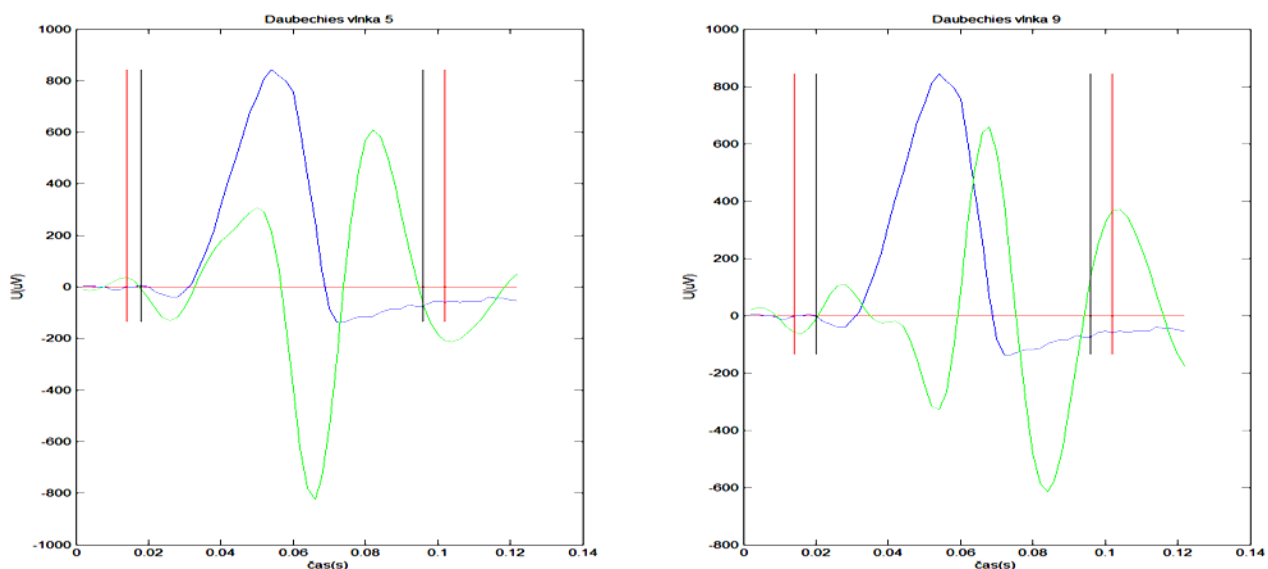
Obrázek 6.13: QRS komplex ze signálu EKG W006



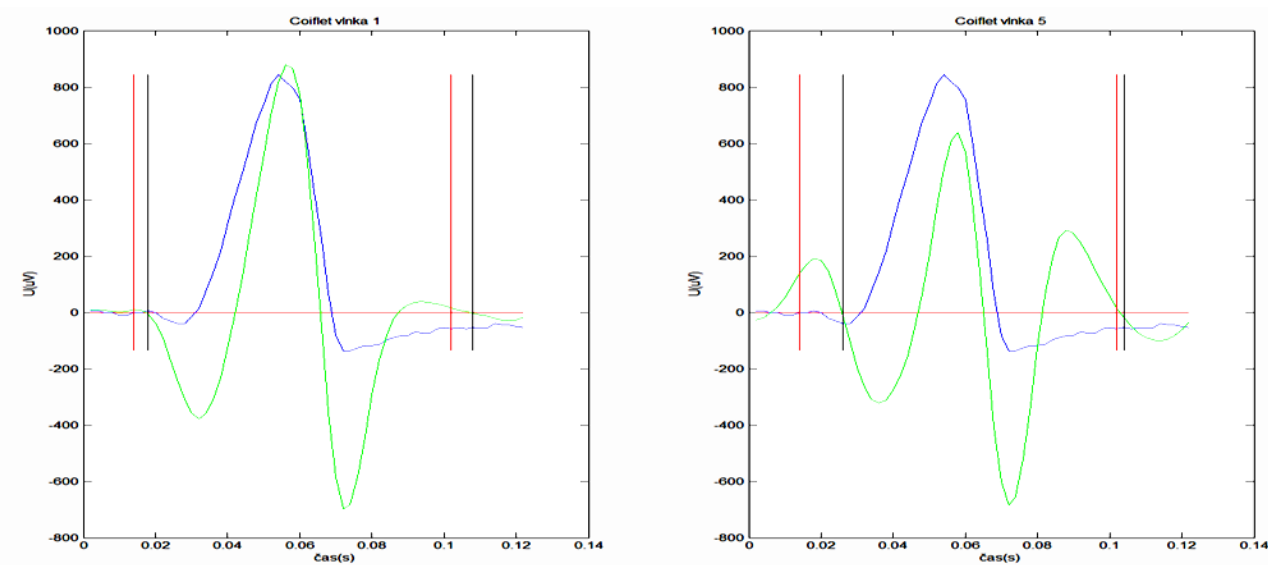
Obrázek 6.14: Detekce za použití Biorthogonálních vlnek



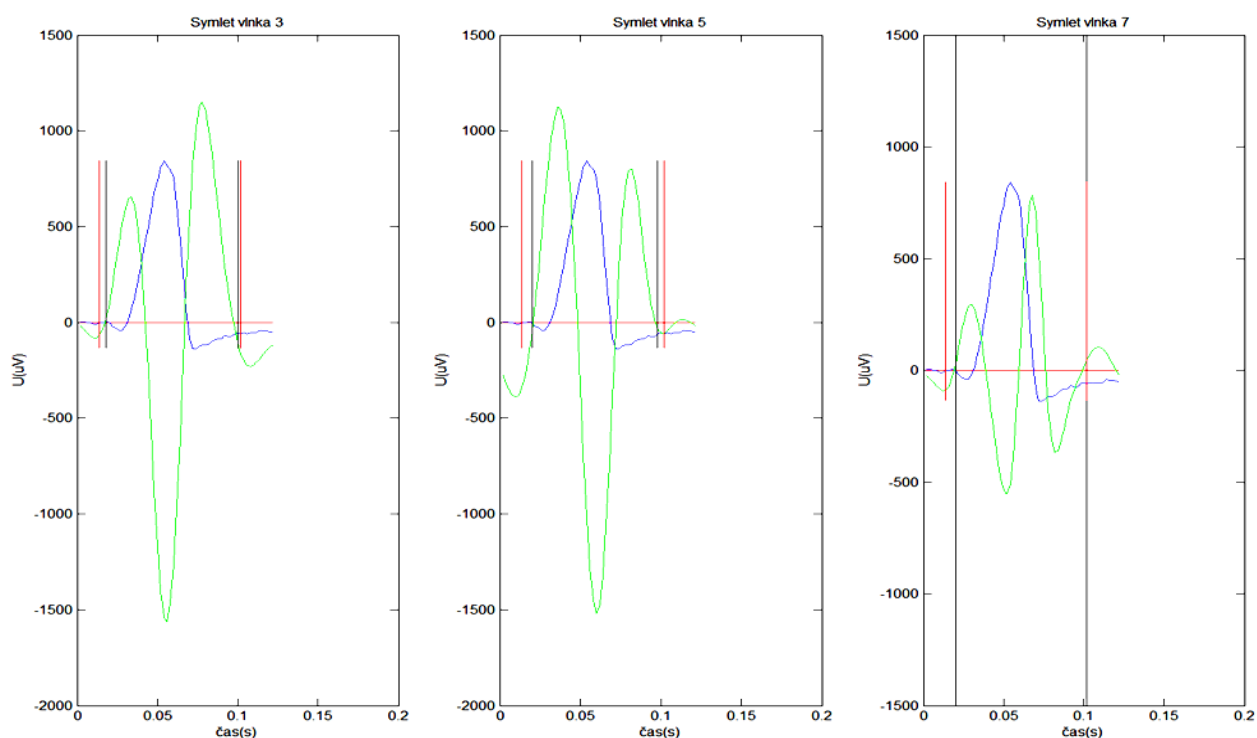
Obrázek 6.15: Detekce za použití Morletovy vlnky



Obrázek 6.16: Detekce za použití Daubiches vlnek



Obrázek 6.17: Detekce za použití Coiflet vlnek



Obrázek 6.18: Detekce za použití Symlet vlnek

Tabulka č. 3 Výsledky detekce pro QRS komplex W006

QRS komplex W006						
Vlnky	Začátek komplexu QRS			Konec komplexu QRS		
	Stanovený začátek [ms]	Změřený začátek [ms]	Odchylka [ms]	Stanovený začátek [ms]	Změřený začátek [ms]	Odchylka [ms]
Morletova vlnka	14	12	2	102	108	6
Biorthogonální vlnka 1.1	14	14	0	102	108	6
Biorthogonální vlnka 1.3	14	10	4	102	110	8
Biorthogonální vlnka 3.9	14	16	2	102	106	4
Biorthogonální vlnka 5.5	14	12	2	102	92	10
Daubiches vlnka 5	14	18	4	102	96	6
Daubiches vlnka 9	14	20	6	102	96	6
Coiflet vlnka 1	14	18	4	102	108	6
Coiflet vlnka 5	14	26	12	102	104	2
Symlet vlnka 3	14	18	4	102	100	2
Symlet vlnka 5	14	20	6	102	98	4
Symlet vlnka 7	14	20	6	102	102	0

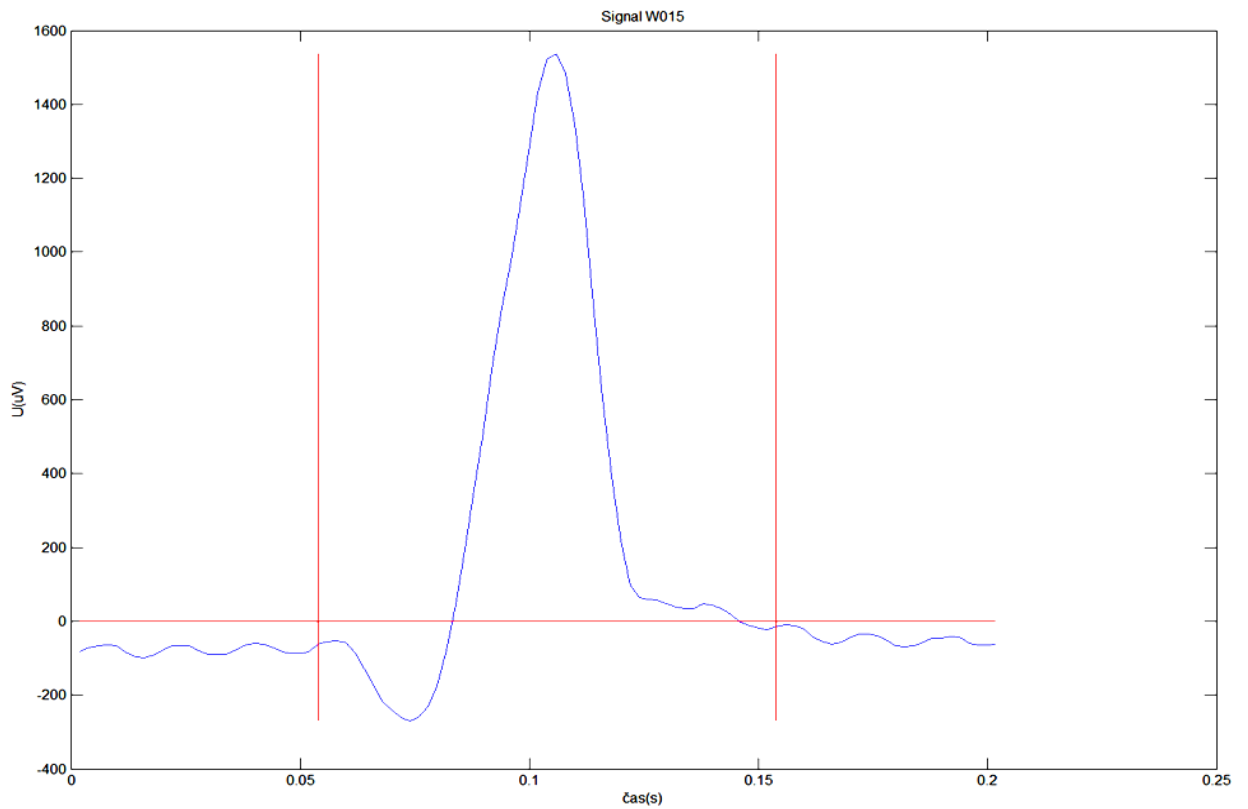
Hodnoty tolerancí, viz článek [4], pro správnou detekci:

$$QRS_{\text{začátek}} = \pm 6,5\text{ms}$$

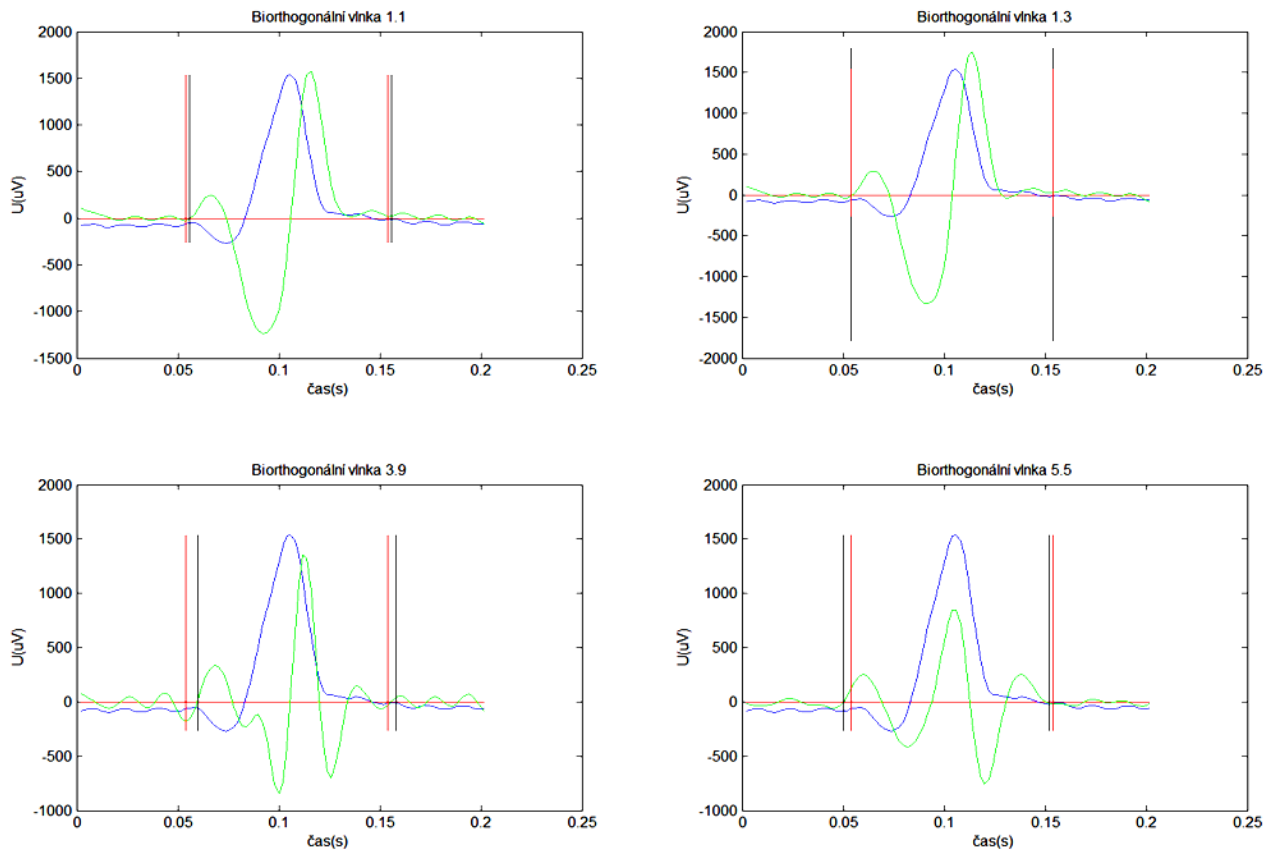
$$QRS_{\text{konec}} = \pm 11,6\text{ms}$$

Červenou barvou jsou vyznačeny hodnoty, které jsou mimo stanovenou toleranci.

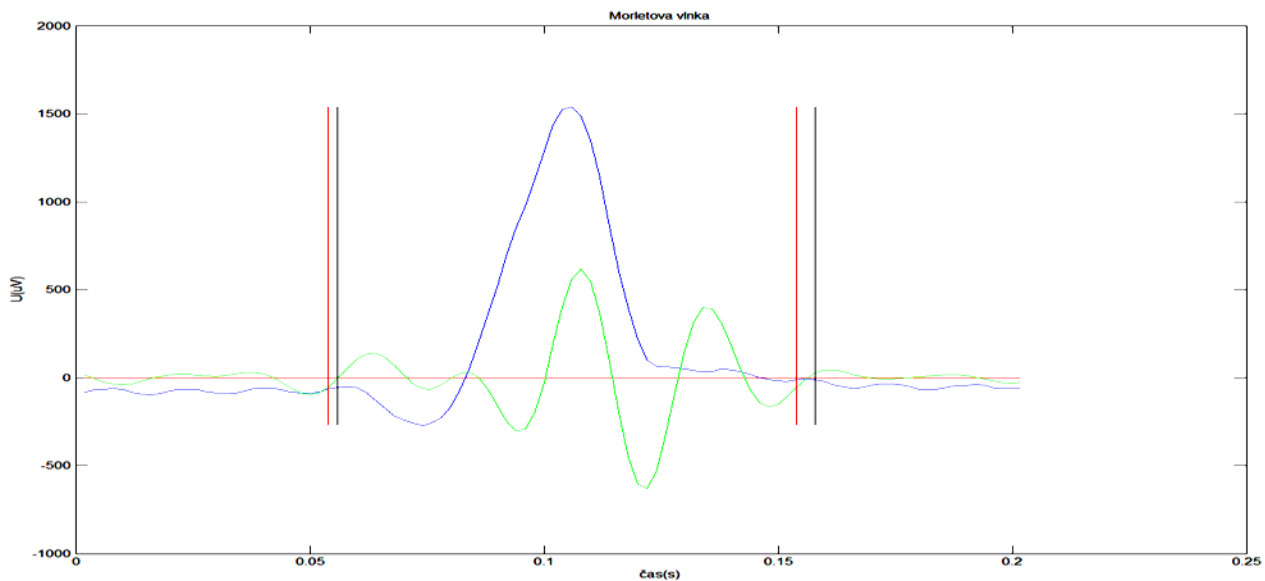
6.4 EKG signál W015 - ukázky testování



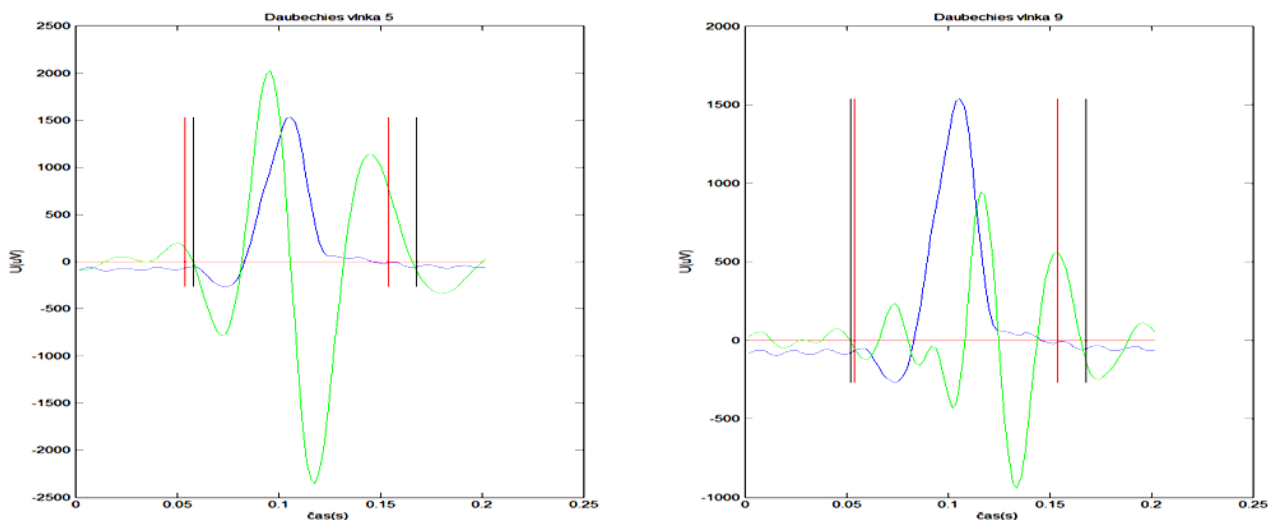
Obrázek 6.19: QRS komplex ze signálu EKG W015



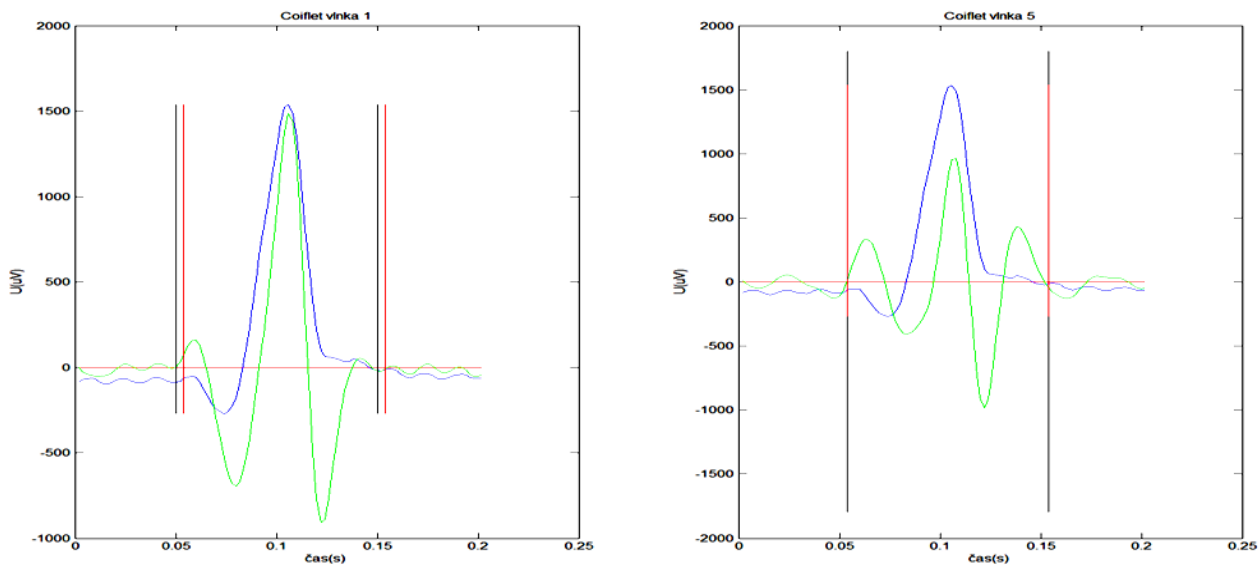
Obrázek 6.20: Detekce za použití Biorthogonálních vlnek



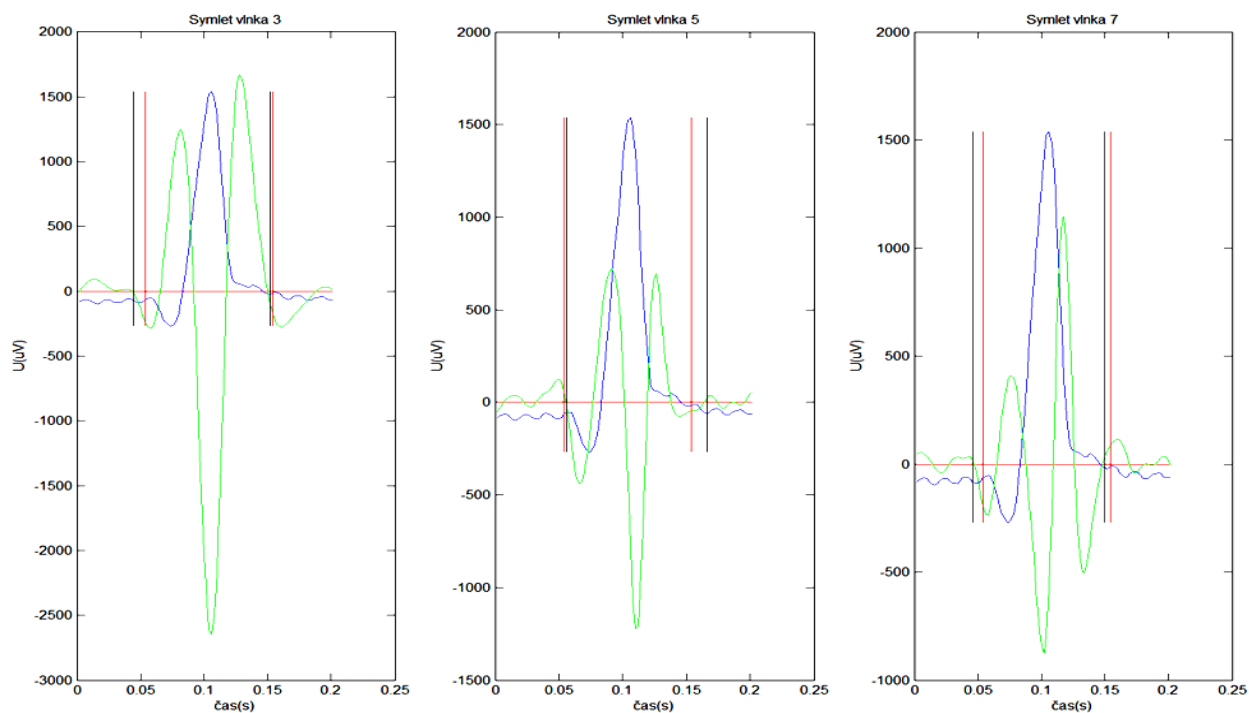
Obrázek 6.21: Detekce za použití Morletovy vlnky



Obrázek 6.22: Detekce za použití Daubiches vlnek



Obrázek 6.23: Detekce za použití Coiflet vlnek



Obrázek 6.24: Detekce za použití Symlet vlnek

Tabulka č. 4 Výsledky detekce pro QRS komplex W015

QRS komplex W015						
Vlnky	Začátek komplexu QRS			Konec komplexu QRS		
	Stanovený začátek [ms]	Změřený začátek [ms]	Odchylka [ms]	Stanovený začátek [ms]	Změřený začátek [ms]	Odchylka [ms]
Morletova vlnka	54	56	2	154	158	4
Biorthogonální vlnka 1.1	54	56	2	154	156	2
Biorthogonální vlnka 1.3	54	54	0	154	154	0
Biorthogonální vlnka 3.9	54	60	6	154	158	4
Biorthogonální vlnka 5.5	54	50	4	154	152	2
Daubiches vlnka 5	54	58	4	154	168	14
Daubiches vlnka 9	54	52	2	154	168	14
Coiflet vlnka 1	54	50	4	154	150	4
Coiflet vlnka 5	54	54	0	154	154	0
Symlet vlnka 3	54	44	10	154	152	2
Symlet vlnka 5	54	56	2	154	166	12
Symlet vlnka 7	54	46	8	154	150	4

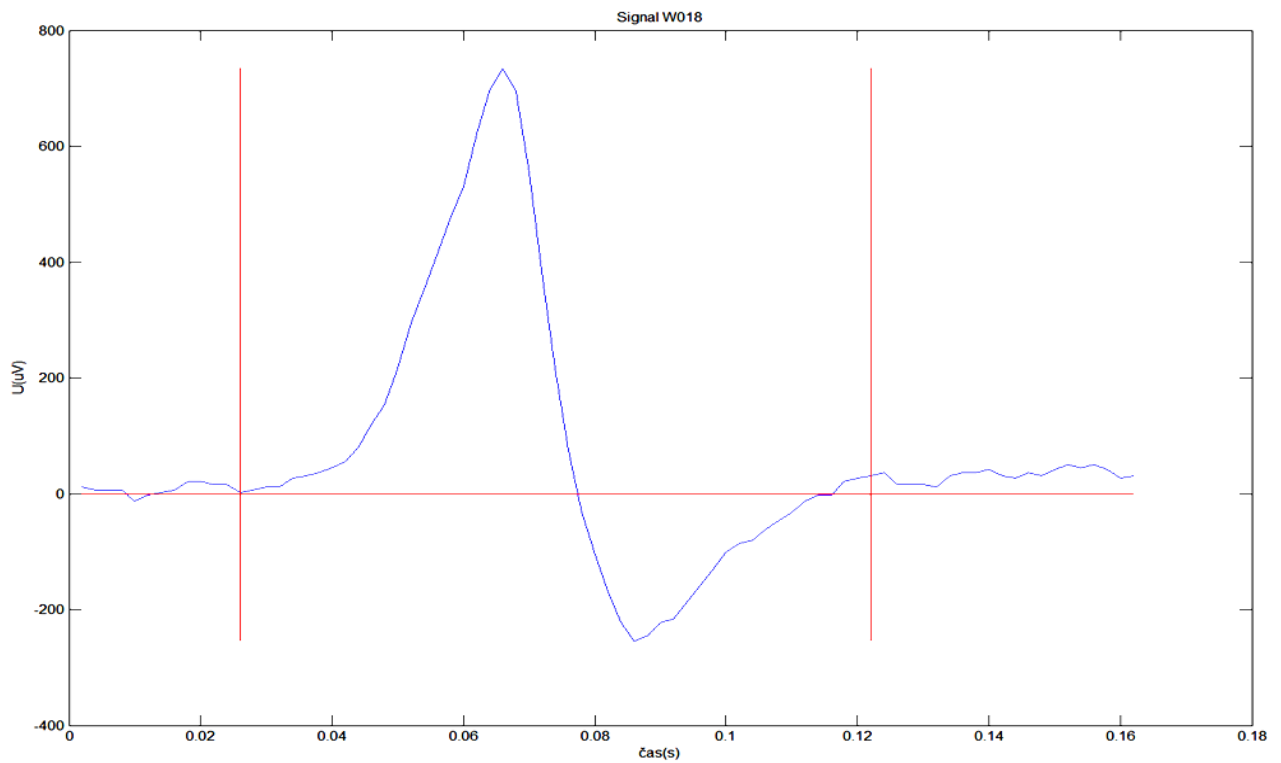
Hodnoty tolerancí, viz článek [4], pro správnou detekci:

$$QRS_{\text{začátek}} = \pm 6,5\text{ms}$$

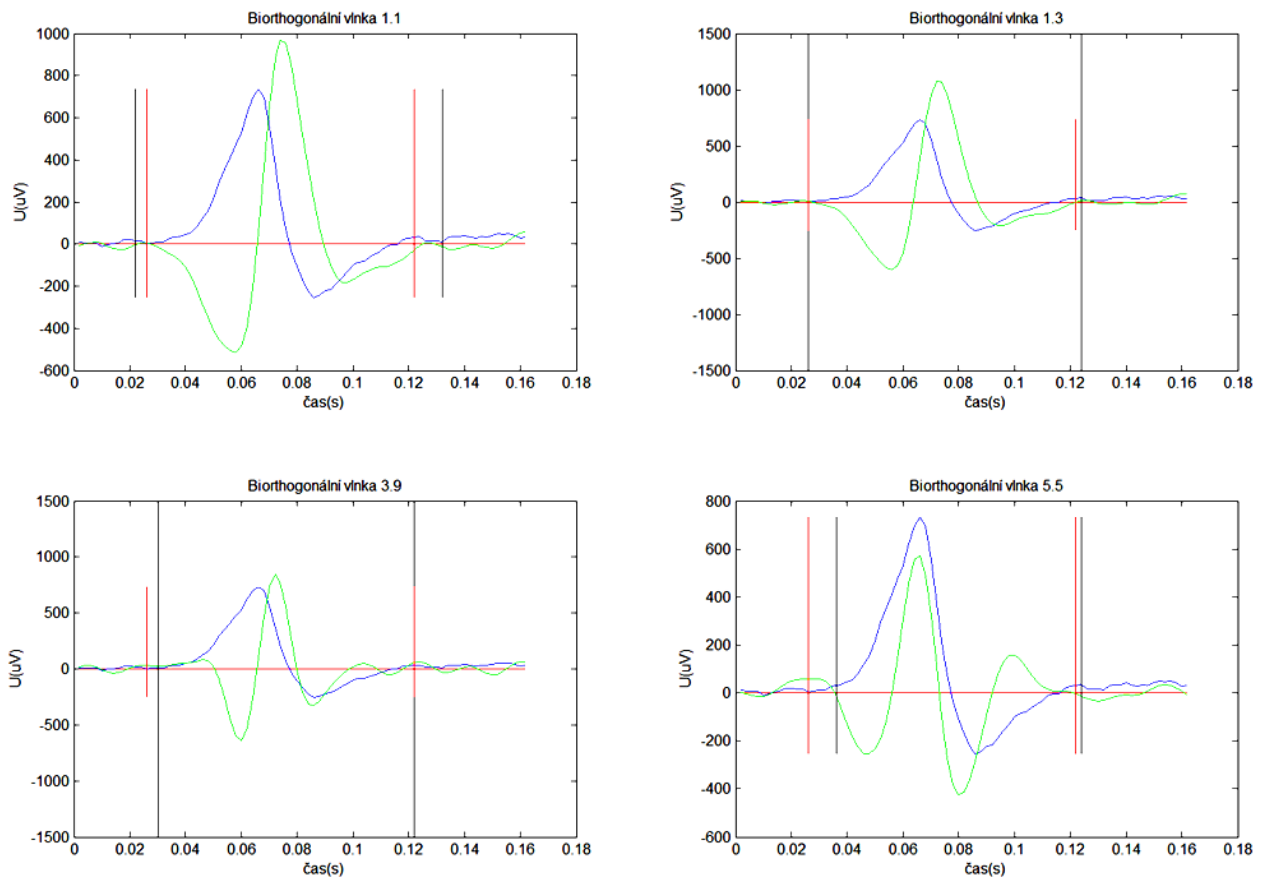
$$QRS_{\text{konec}} = \pm 11,6\text{ms}$$

Červenou barvou jsou vyznačeny hodnoty, které jsou mimo stanovenou toleranci.

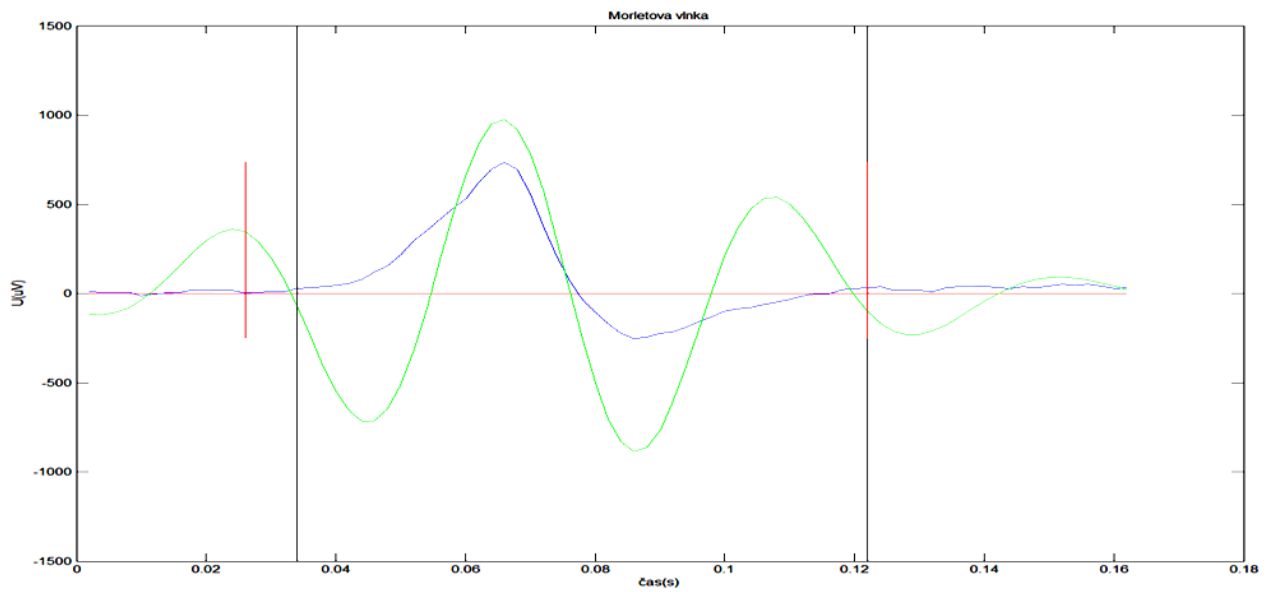
6.5 EKG signál W018 – ukázky a výsledky testování



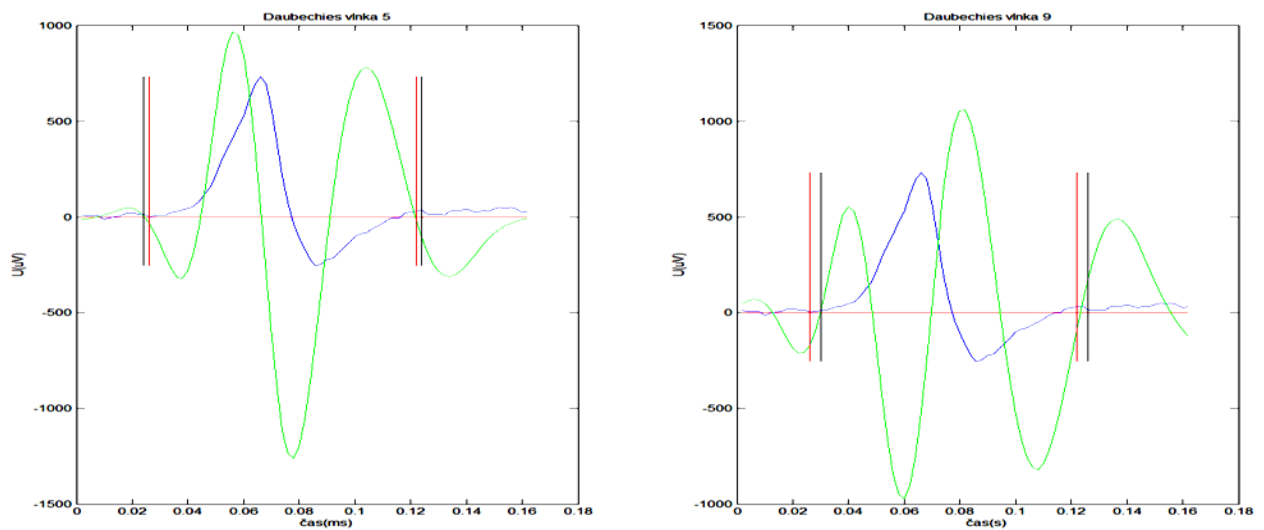
Obrázek 6.25: QRS komplex ze signálu EKG W018



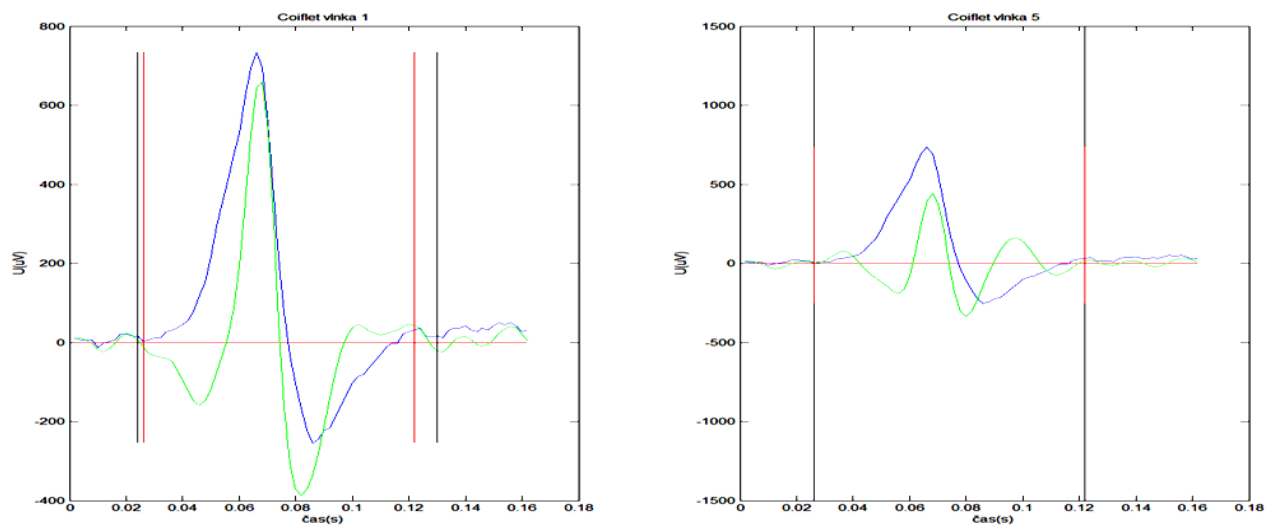
Obrázek 6.26: Detekce za použití Biorthogonálních vlnek



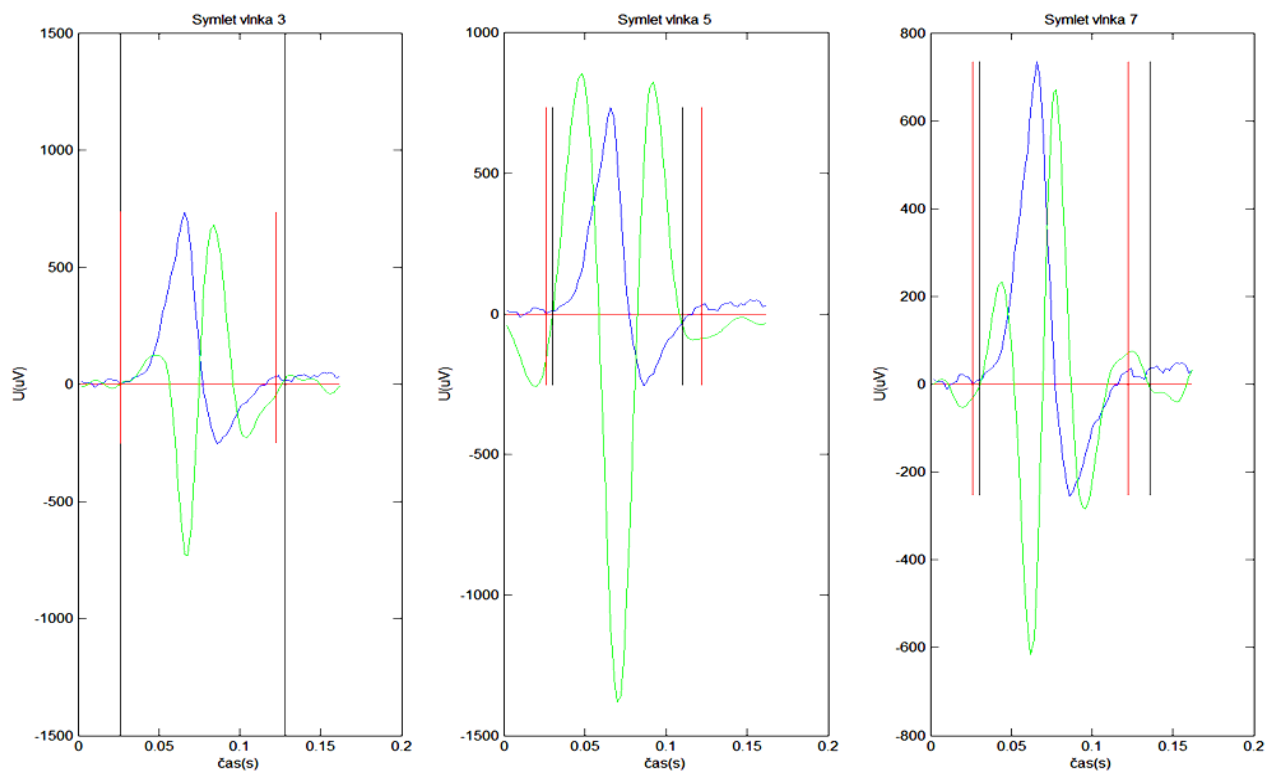
Obrázek 6.27: Detekce za použití Morletovy vlnky



Obrázek 6.28: Detekce za použití Daubechies vlnek



Obrázek 6.29: Detekce za použití Coiflet vlnek



Obrázek 6.30: Detekce za použití Symlet vlnek

Tabulka č. 5 Výsledky detekce pro QRS komplex W018

QRS komplex W018						
Vlnky	Začátek komplexu QRS			Konec komplexu QRS		
	Stanovený začátek [ms]	Změřený začátek [ms]	Odchylka [ms]	Stanovený začátek [ms]	Změřený začátek [ms]	Odchylka [ms]
Morletova vlnka	26	34	8	122	122	0
Biorthogonální vlnka 1.1	26	22	4	122	132	10
Biorthogonální vlnka 1.3	26	26	0	122	124	2
Biorthogonální vlnka 3.9	26	30	4	122	122	0
Biorthogonální vlnka 5.5	26	36	10	122	124	2
Daubiches vlnka 5	26	24	2	122	124	2
Daubiches vlnka 9	26	30	4	122	126	4
Coiflet vlnka 1	26	24	2	122	130	8
Coiflet vlnka 5	26	26	0	122	122	0
Symlet vlnka 3	26	26	0	122	128	6
Symlet vlnka 5	26	30	4	122	110	12
Symlet vlnka 7	26	30	4	122	136	14

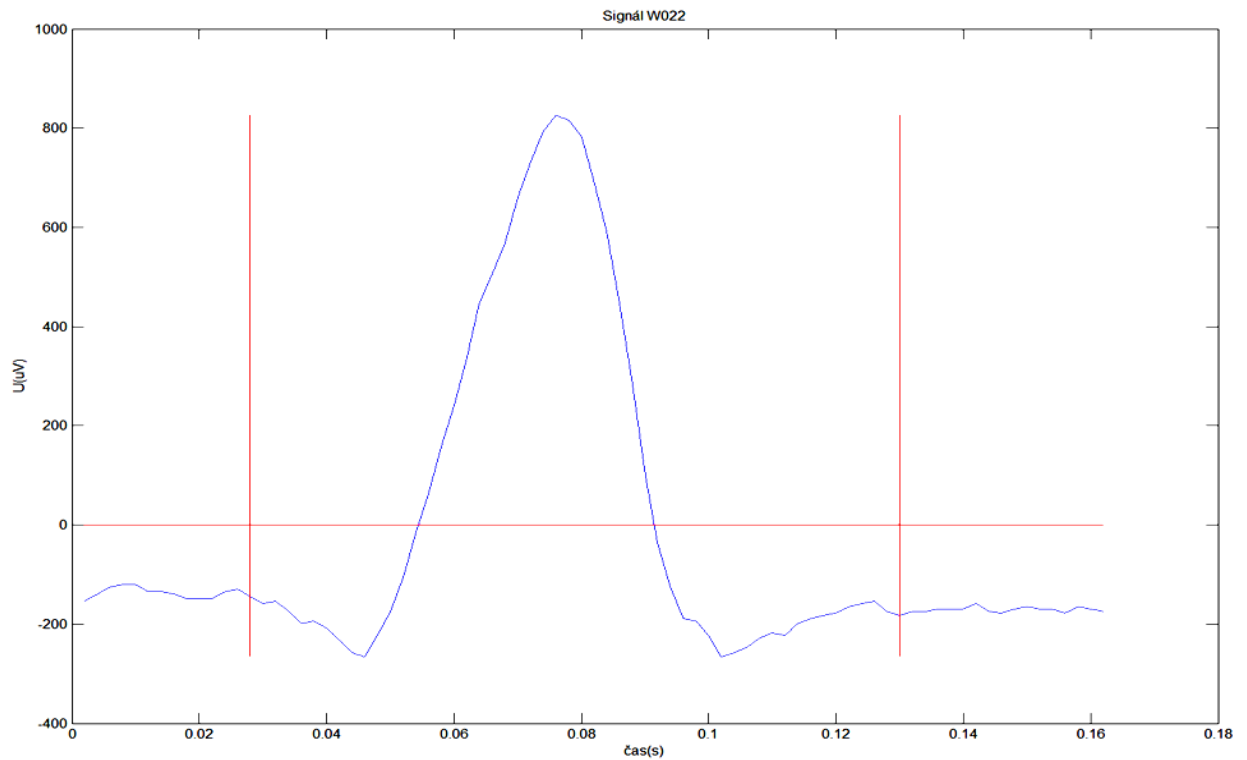
Hodnoty tolerancí, viz článek [4], pro správnou detekci:

$$QRS_{\text{začátek}} = \pm 6,5\text{ms}$$

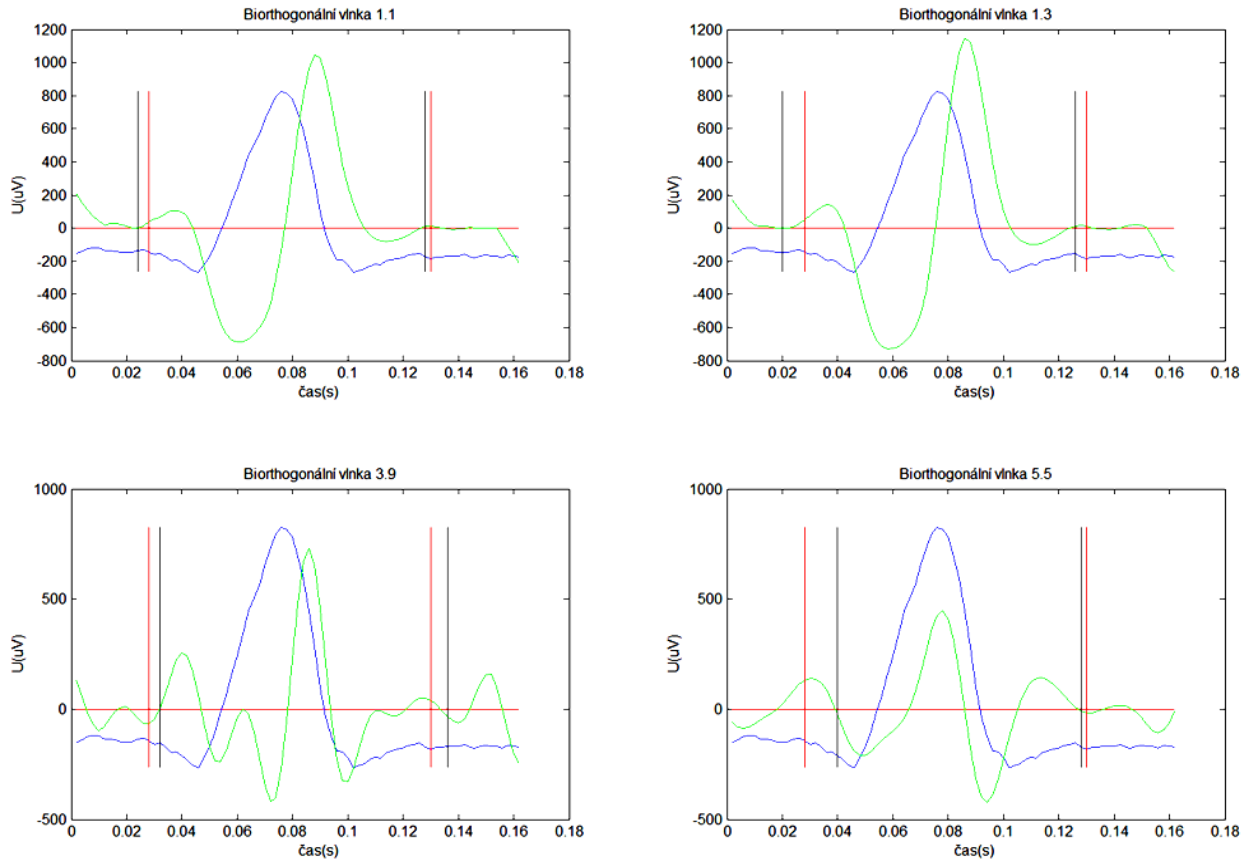
$$QRS_{\text{konec}} = \pm 11,6\text{ms}$$

Červenou barvou jsou vyznačeny hodnoty, které jsou mimo stanovenou toleranci.

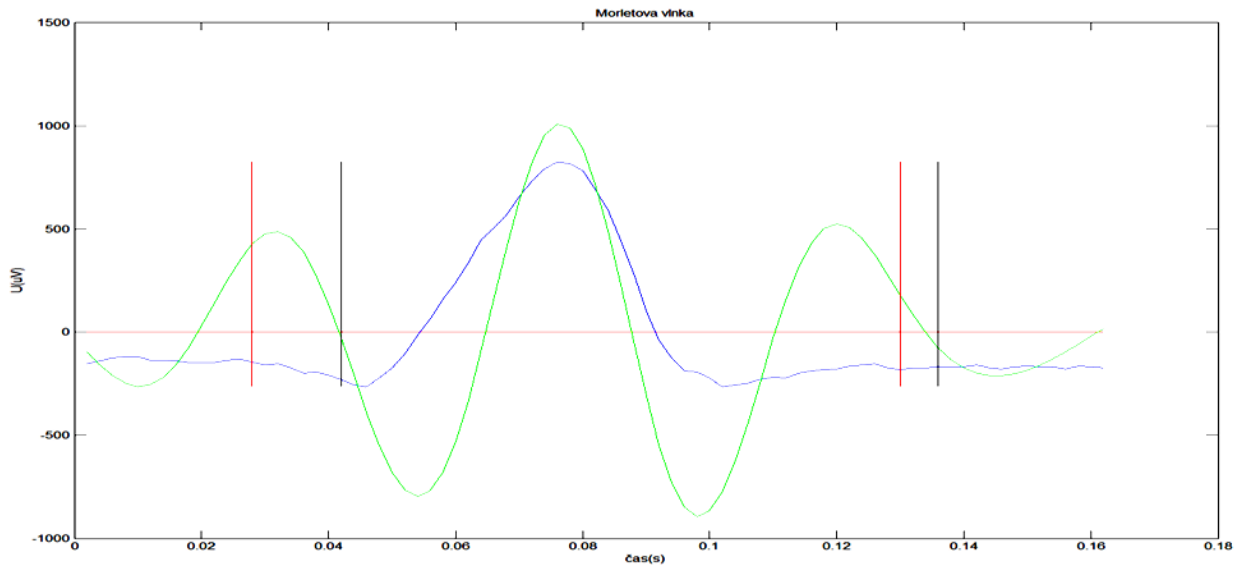
6.6 EKG signál W022 – ukázky a výsledky testování



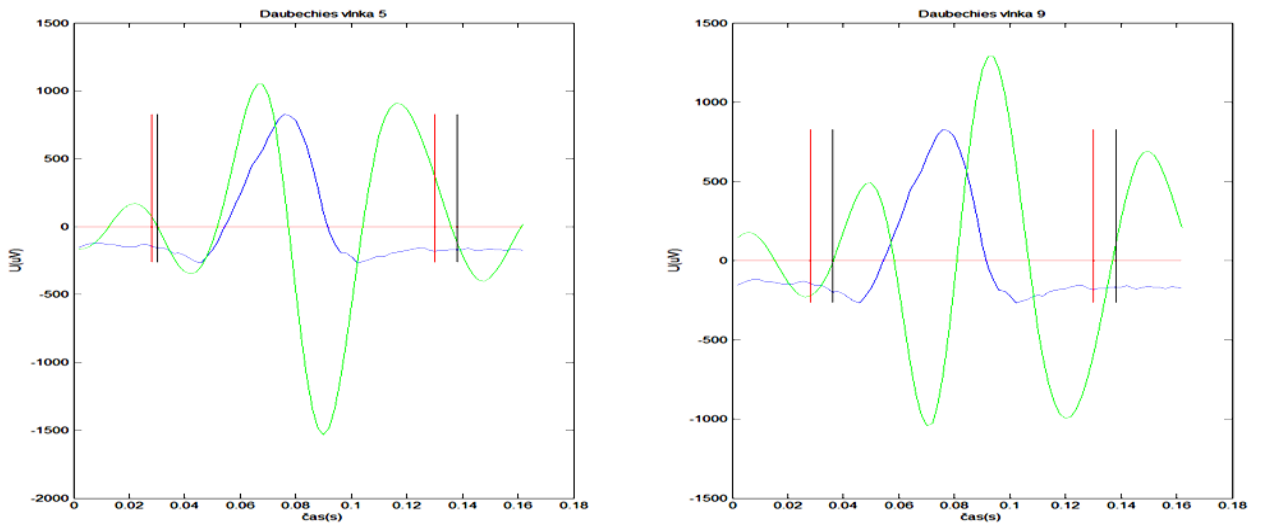
Obrázek 6.31: QRS komplex ze signálu EKG W022



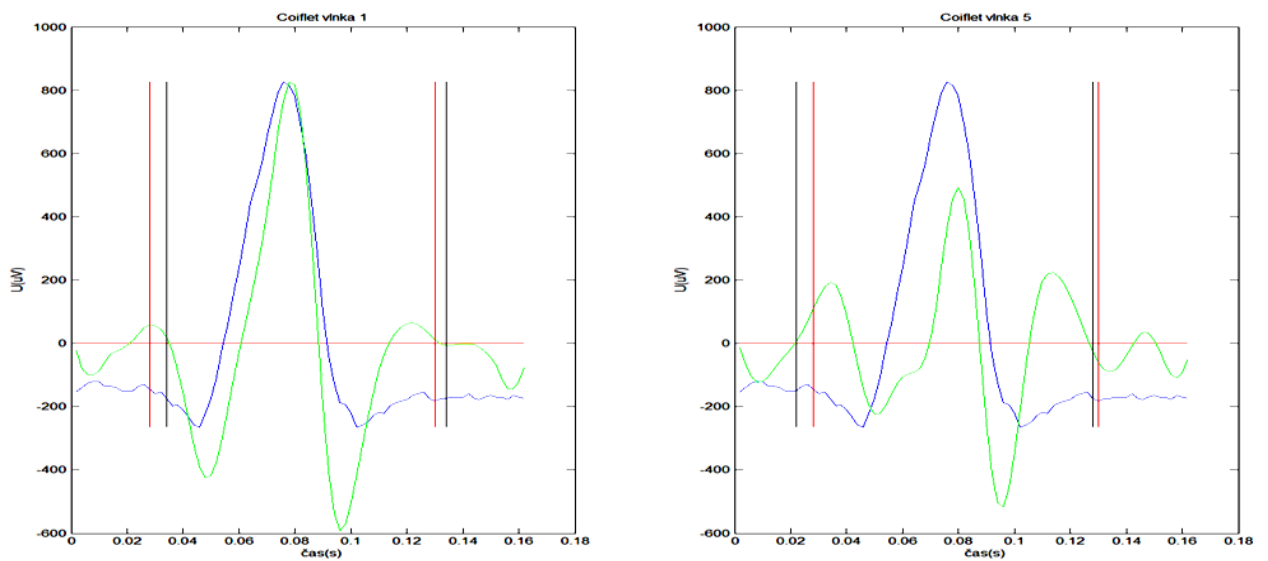
Obrázek 6.32: Detekce za použití Biorthogonálních vlnek



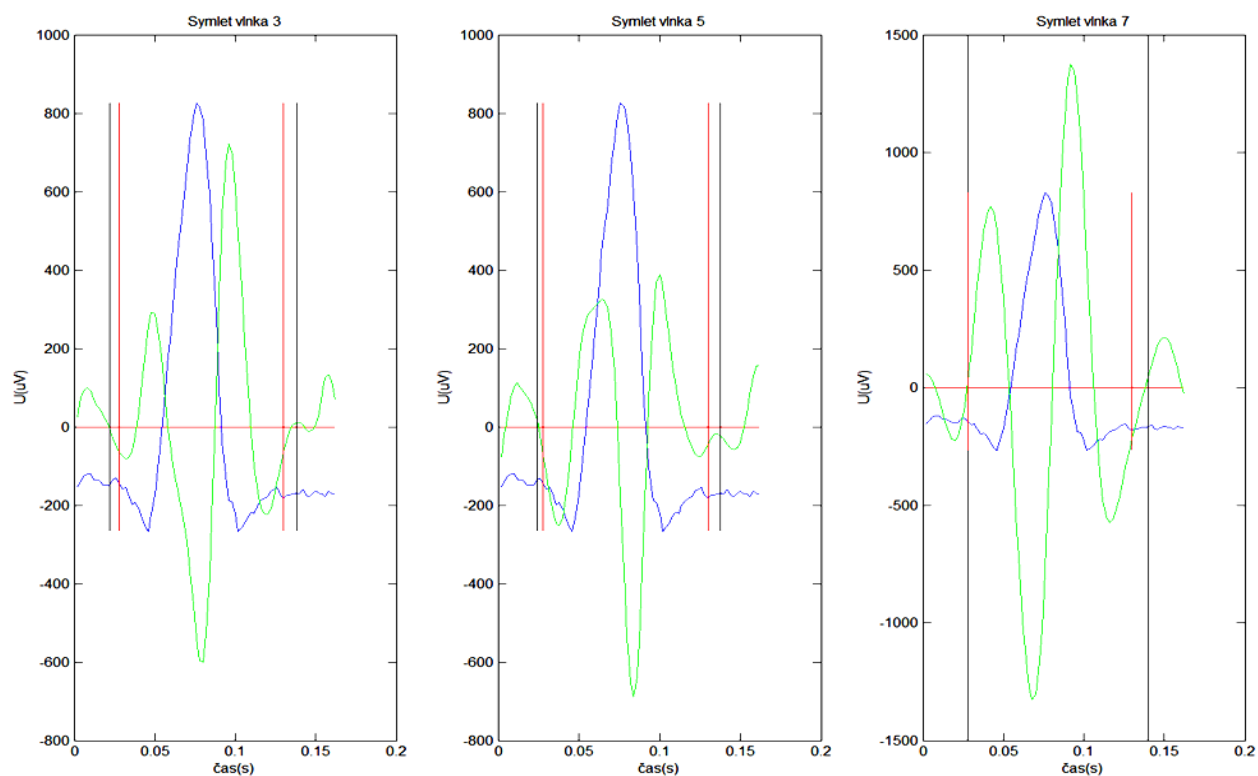
Obrázek 6.33: Detekce za použití Morletovy vlnky



Obrázek 6.34: Detekce za použití Daubiches vlnek



Obrázek 6.35: Detekce za použití Coiflet vlnek



Obrázek 6.36: Detekce za použití Symlet vlnek

Tabulka č. 6 Výsledky detekce pro QRS komplex W022

QRS komplex W022						
Vlnky	Začátek komplexu QRS			Konec komplexu QRS		
	Stanovený začátek [ms]	Změřený začátek [ms]	Odchylka [ms]	Stanovený začátek [ms]	Změřený začátek [ms]	Odchylka [ms]
Morletova vlnka	28	42	14	130	136	6
Biorthogonální vlnka 1.1	28	24	4	130	128	2
Biorthogonální vlnka 1.3	28	20	8	130	126	4
Biorthogonální vlnka 3.9	28	32	4	130	136	6
Biorthogonální vlnka 5.5	28	40	12	130	128	2
Daubiches vlnka 5	28	30	2	130	138	8
Daubiches vlnka 9	28	36	8	130	138	8
Coiflet vlnka 1	28	34	6	130	134	4
Coiflet vlnka 5	28	22	6	130	128	2
Symlet vlnka 3	28	22	6	130	138	8
Symlet vlnka 5	28	24	4	130	138	8
Symlet vlnka 7	28	28	0	130	140	10

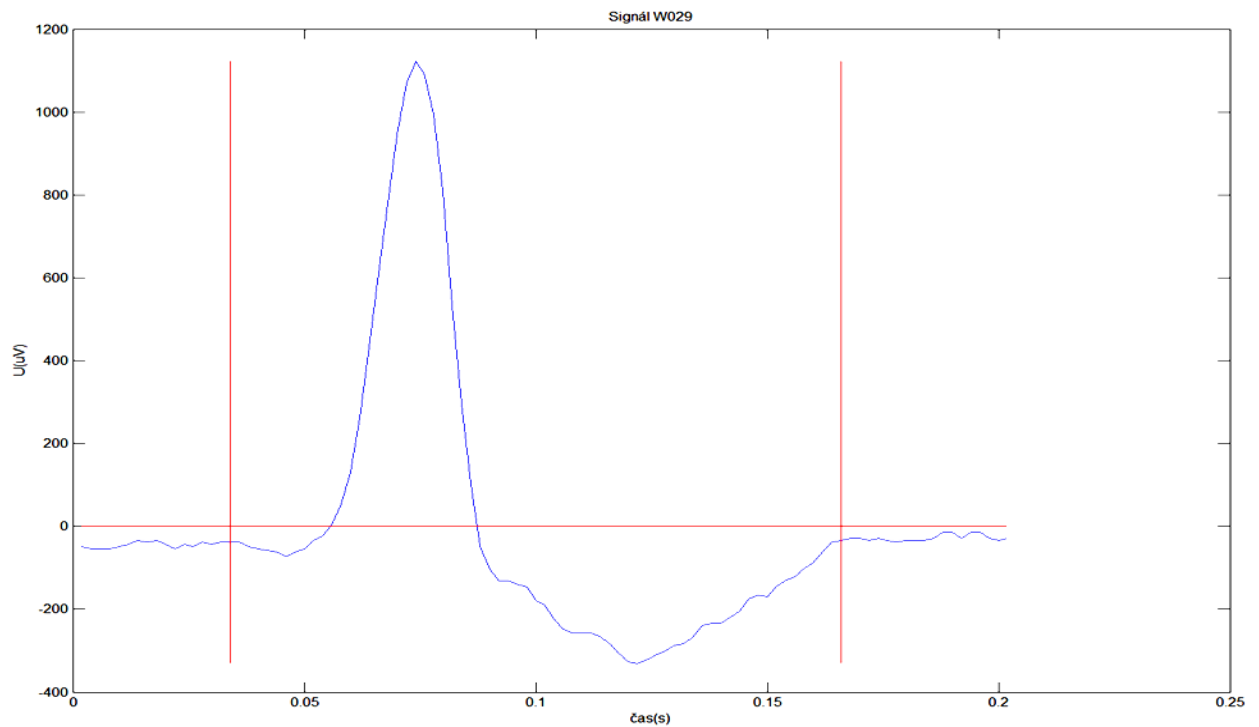
Hodnoty tolerancí, viz článek [4], pro správnou detekci:

$$QRS_{\text{začátek}} = \pm 6,5\text{ms}$$

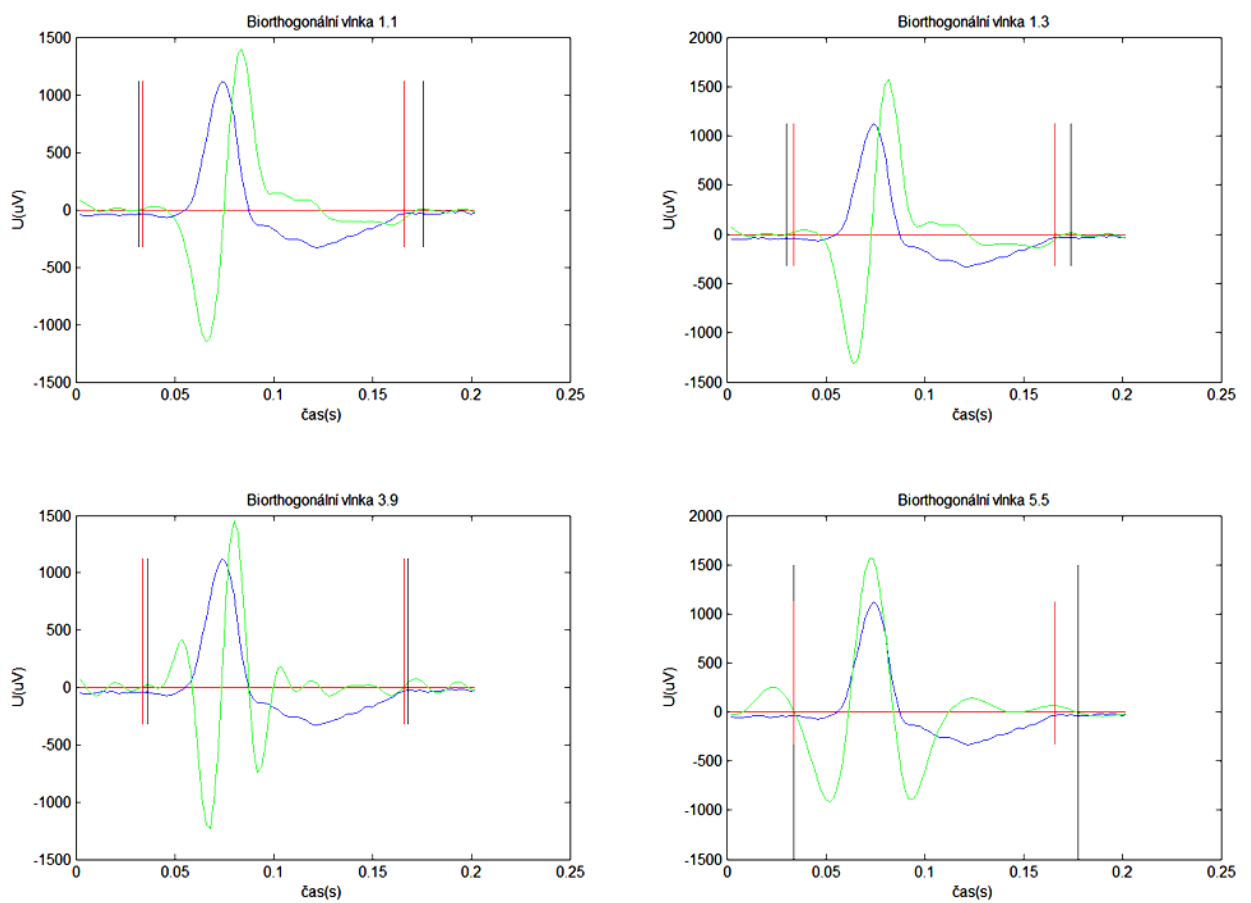
$$QRS_{\text{konec}} = \pm 11,6\text{ms}$$

Červenou barvou jsou vyznačeny hodnoty, které jsou mimo stanovenou toleranci.

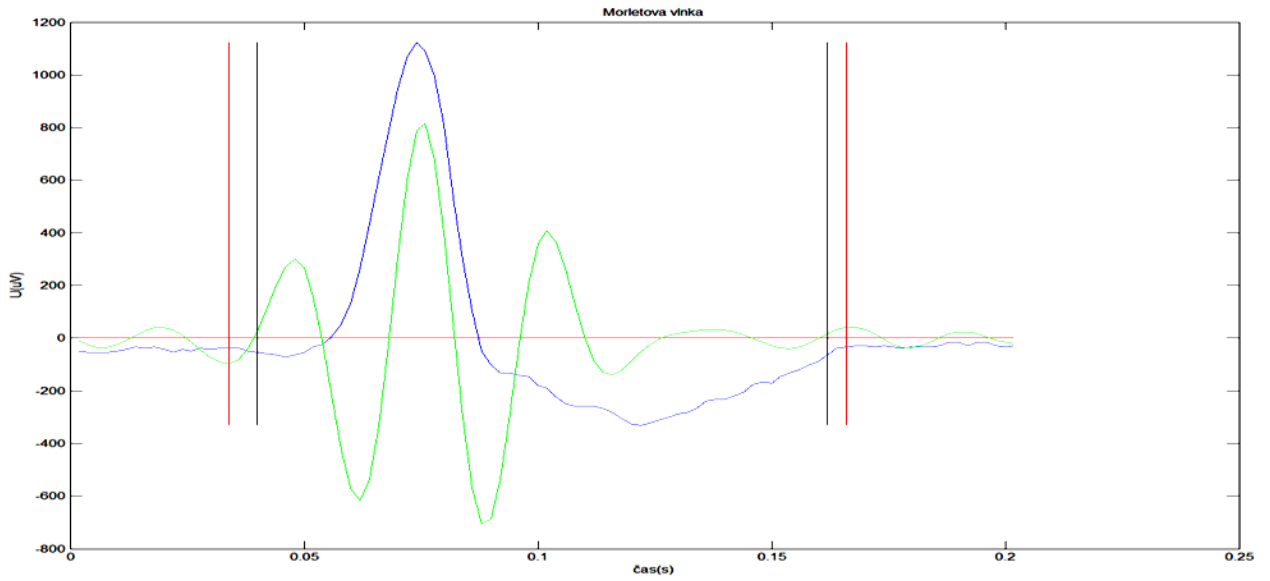
6.7 EKG signál – ukázky a výsledky testování



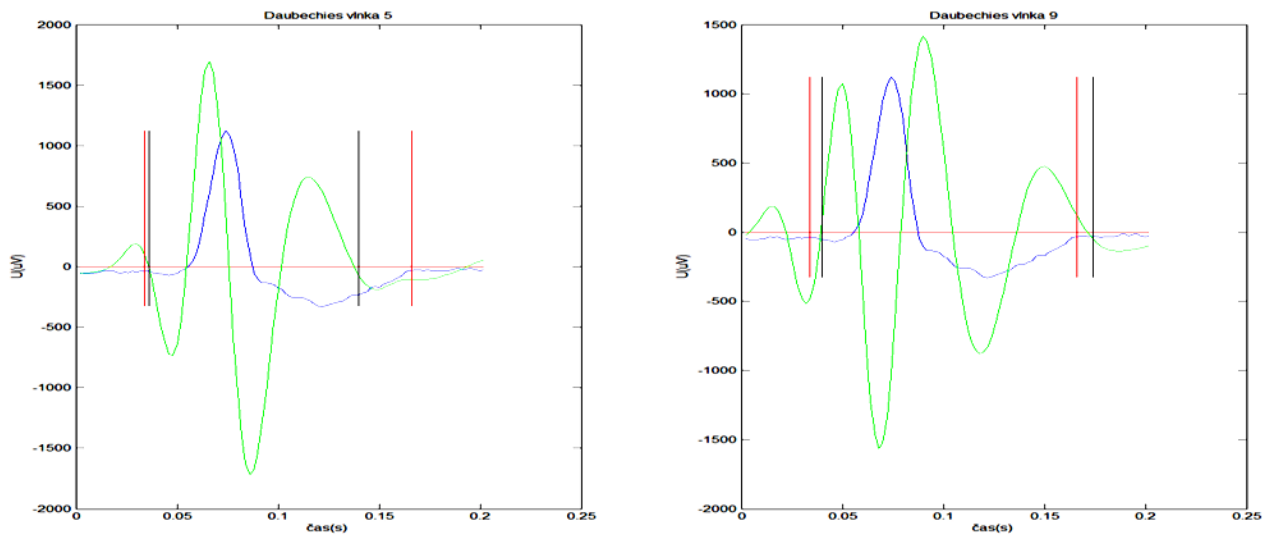
Obrázek 6.37: QRS komplex ze signálu EKG W029



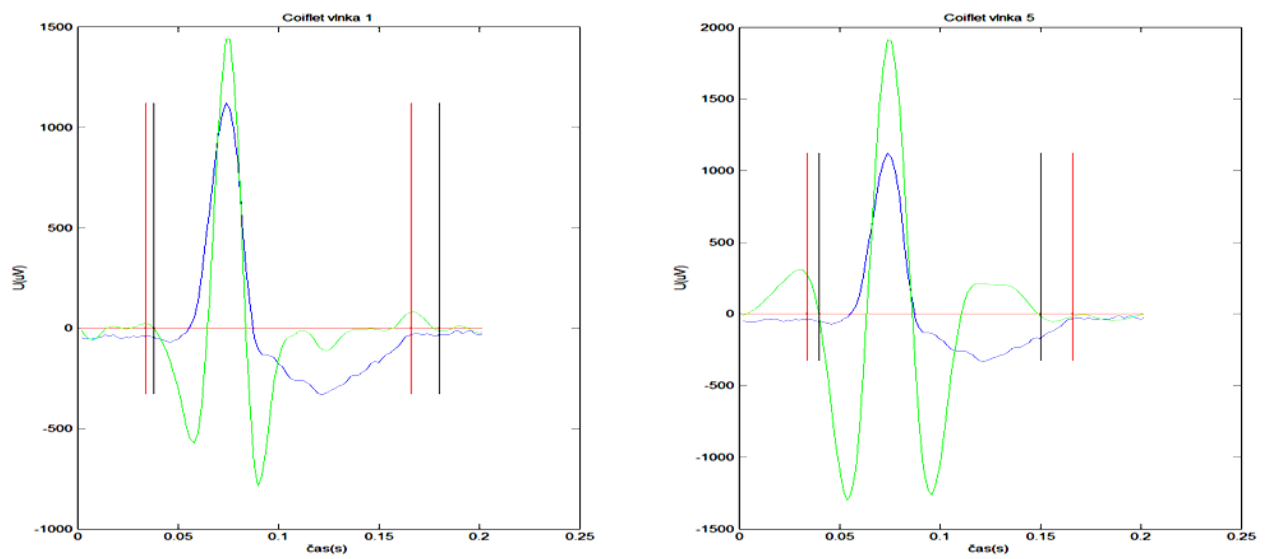
Obrázek 6.38: Detekce za použití Biorthogonálních vlnek



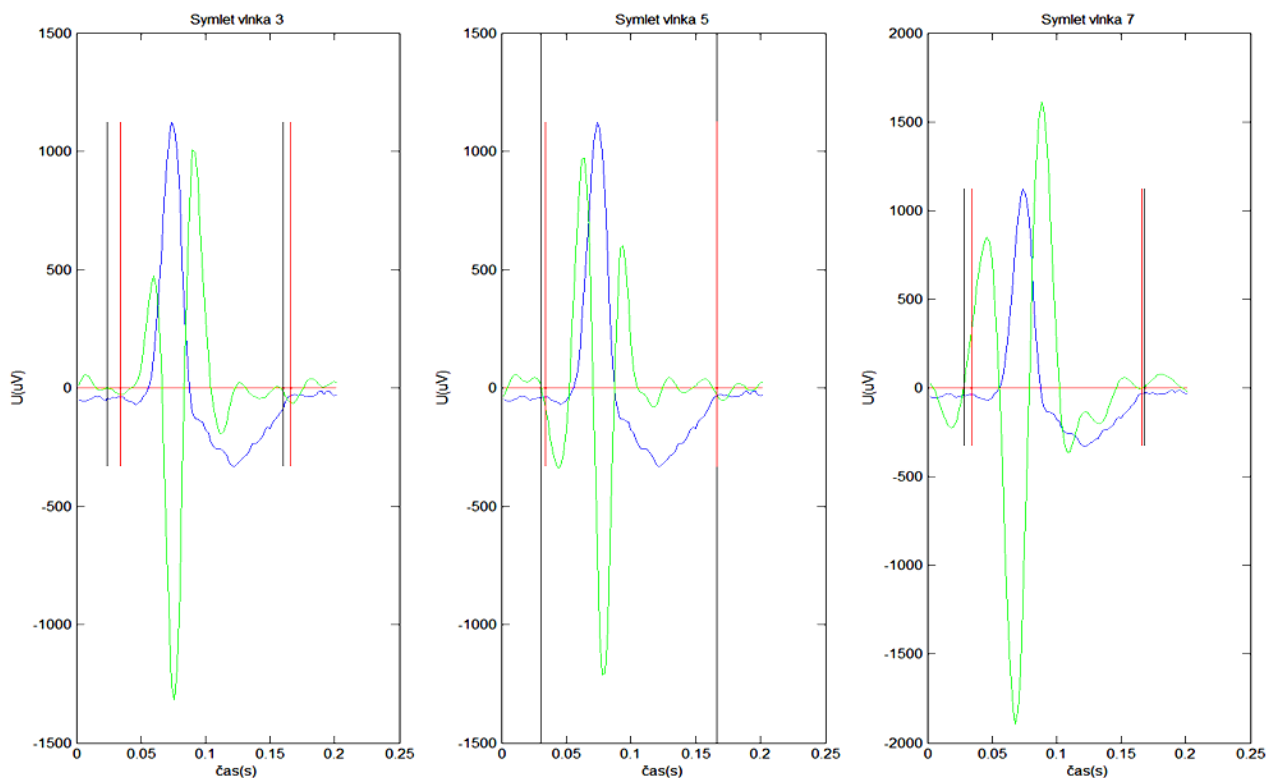
Obrázek 6.39: Detekce za použití Morletovy vlnky



Obrázek 6.40: Detekce za použití Daubiches vlnek



Obrázek 6.41: Detekce za použití Coiflet vlnek



Obrázek 6.42: Detekce za použití Symlet vlnek

Tabulka č. 7 Výsledky detekce pro QRS komplex W029

QRS komplex W029						
Vlnky	Začátek komplexu QRS			Konec komplexu QRS		
	Stanovený začátek [ms]	Změřený začátek [ms]	Odchylka [ms]	Stanovený začátek [ms]	Změřený začátek [ms]	Odchylka [ms]
Morletova vlnka	34	40	6	166	162	4
Biorthogonální vlnka 1.1	34	32	2	166	176	10
Biorthogonální vlnka 1.3	34	30	4	166	174	8
Biorthogonální vlnka 3.9	34	36	2	166	168	2
Biorthogonální vlnka 5.5	34	34	0	166	180	14
Daubiches vlnka 5	34	36	2	166	140	26
Daubiches vlnka 9	34	40	6	166	174	8
Coiflet vlnka 1	34	38	4	166	180	14
Coiflet vlnka 5	34	40	6	166	150	16
Symlet vlnka 3	34	24	10	166	160	6
Symlet vlnka 5	34	30	4	166	166	0
Symlet vlnka 7	34	28	6	166	168	2

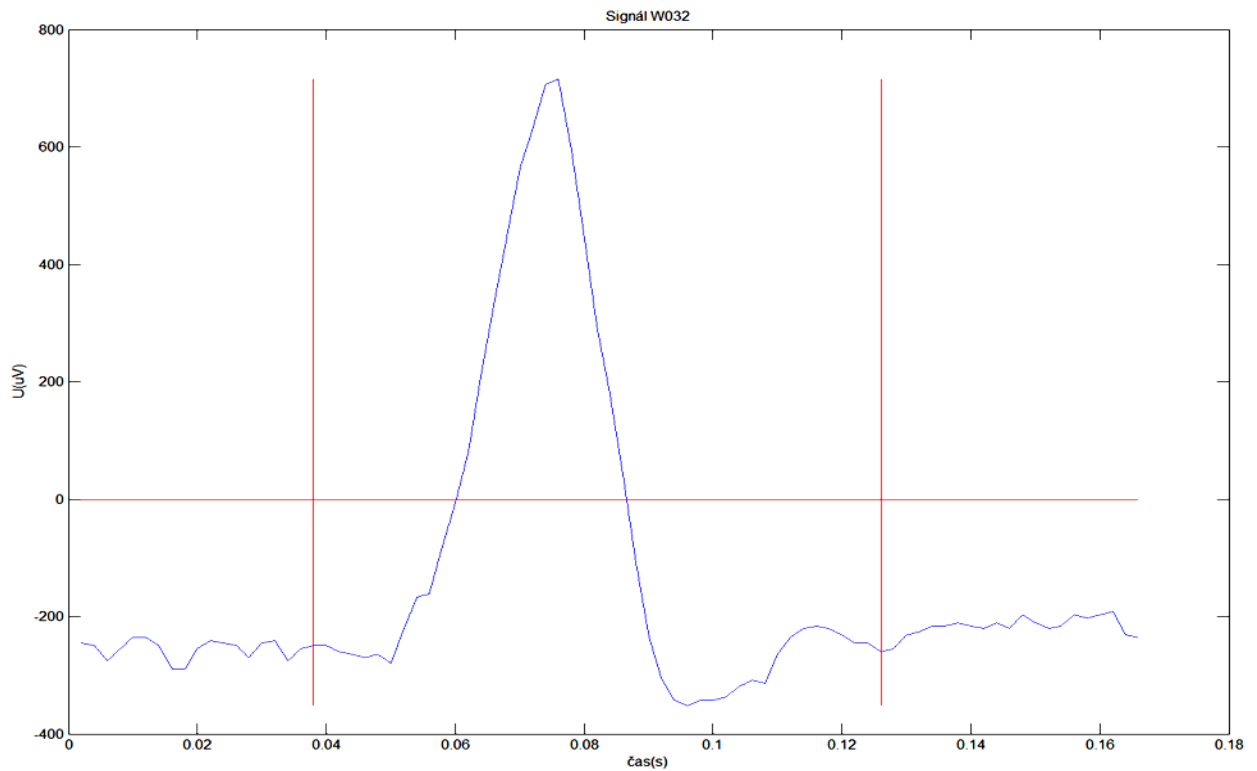
Hodnoty tolerancí, viz článek [4], pro správnou detekci:

$$QRS_{\text{začátek}} = \pm 6,5\text{ms}$$

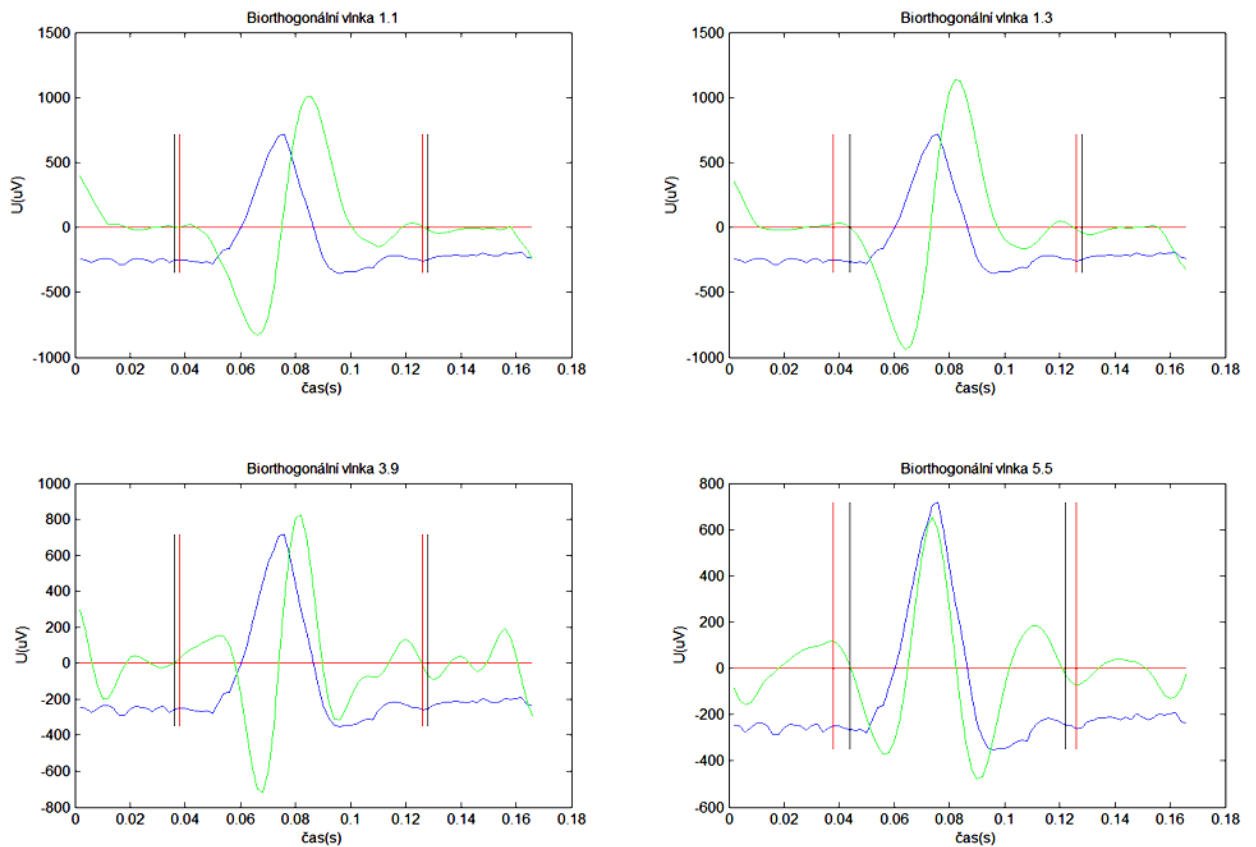
$$QRS_{\text{konec}} = \pm 11,6\text{ms}$$

Červenou barvou jsou vyznačeny hodnoty, které jsou mimo stanovenou toleranci.

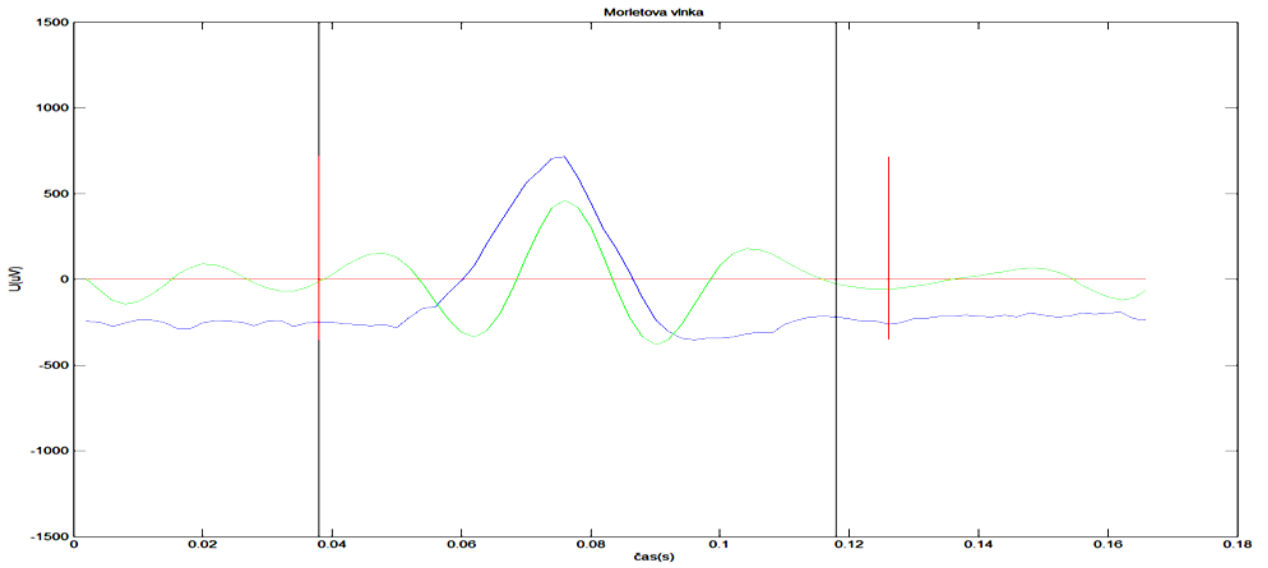
6.8 EKG signál W032 – ukázky a výsledky testování



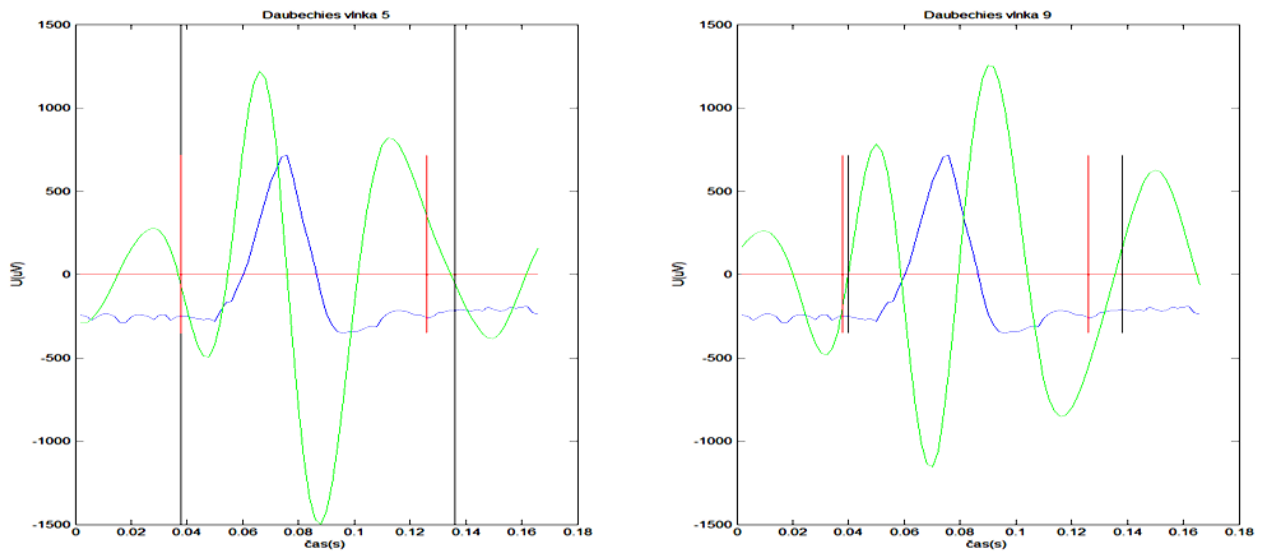
Obrázek 6.43: QRS komplex ze signálu EKG W032



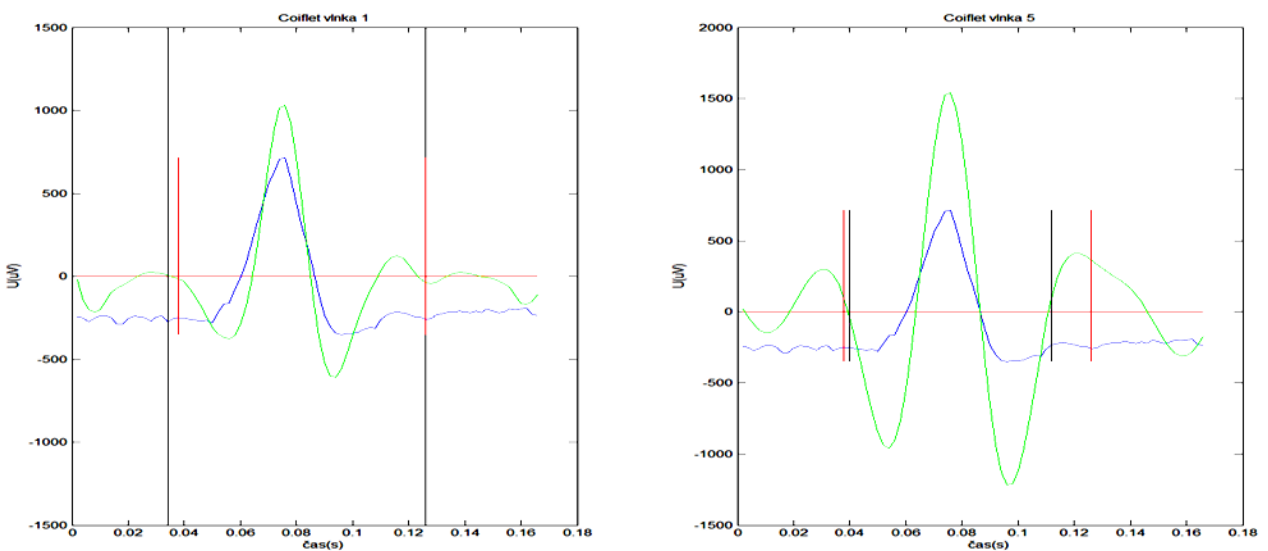
Obrázek 6.44: Detekce za použití Biorthogonálních vlnek



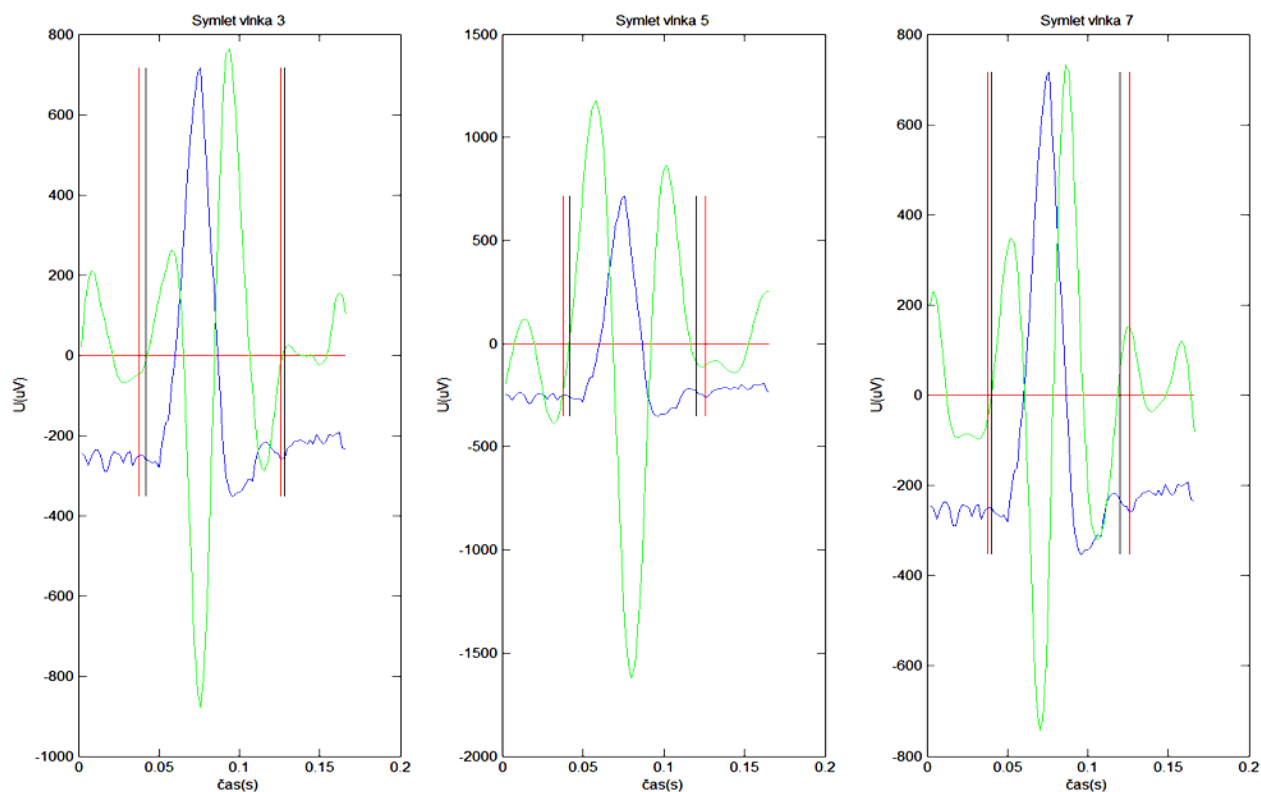
Obrázek 6.45: Detekce za použití Morletovy vlnky



Obrázek 6.46: Detekce za použití Daubiches vlnek



Obrázek 6.47: Detekce za použití Coiflet vlnek



Obrázek 6.48: Detekce za použití Symlet vlnek

Tabulka č. 8 Výsledky detekce pro QRS komplex W032

QRS komplex W032						
Vlnky	Začátek komplexu QRS			Konec komplexu QRS		
	Stanovený začátek [ms]	Změřený začátek [ms]	Odchylka [ms]	Stanovený začátek [ms]	Změřený začátek [ms]	Odchylka [ms]
Morletova vlnka	38	38	0	126	118	8
Biorthogonální vlnka 1.1	38	36	2	126	128	2
Biorthogonální vlnka 1.3	38	44	6	126	128	2
Biorthogonální vlnka 3.9	38	36	2	126	128	2
Biorthogonální vlnka 5.5	38	44	6	126	122	4
Daubiches vlnka 5	38	38	0	126	136	10
Daubiches vlnka 9	38	40	2	126	138	12
Coiflet vlnka 1	38	34	4	126	126	0
Coiflet vlnka 5	38	40	2	126	112	14
Symlet vlnka 3	38	42	4	126	128	2
Symlet vlnka 5	38	42	4	126	120	6
Symlet vlnka 7	38	40	2	126	120	6

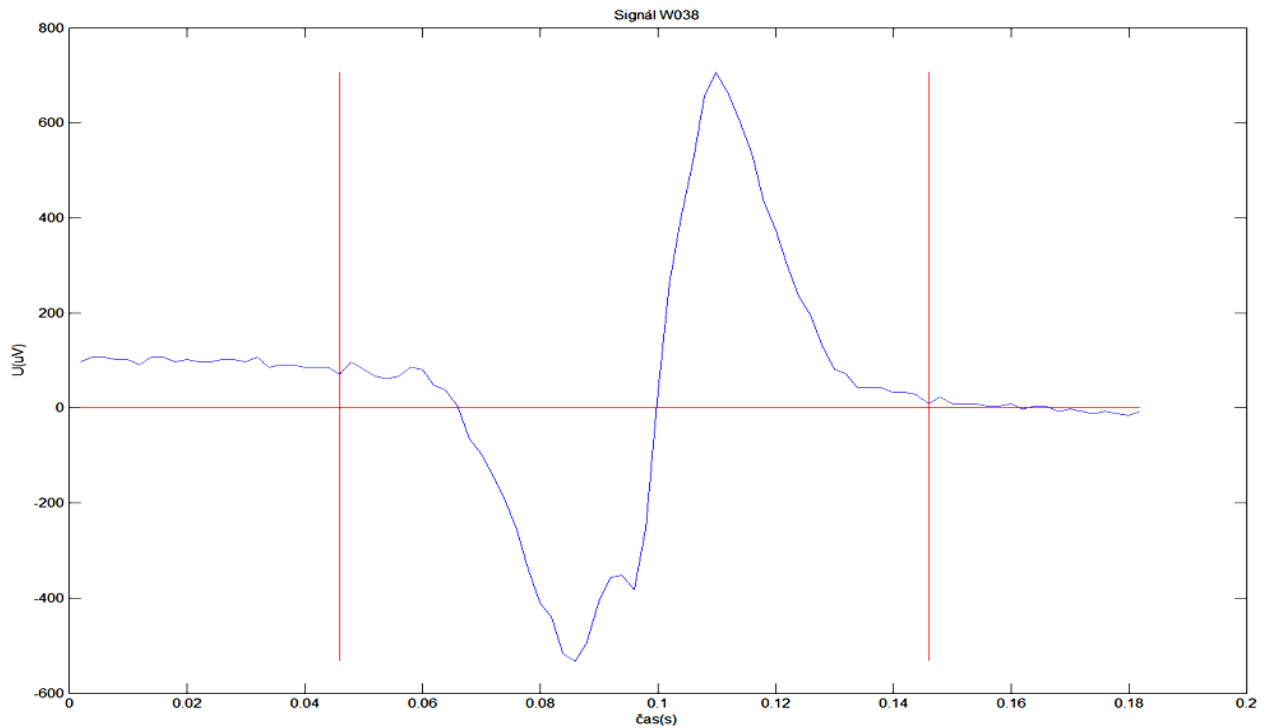
Hodnoty tolerancí, viz článek [4], pro správnou detekci:

$$QRS_{\text{začátek}} = \pm 6,5\text{ms}$$

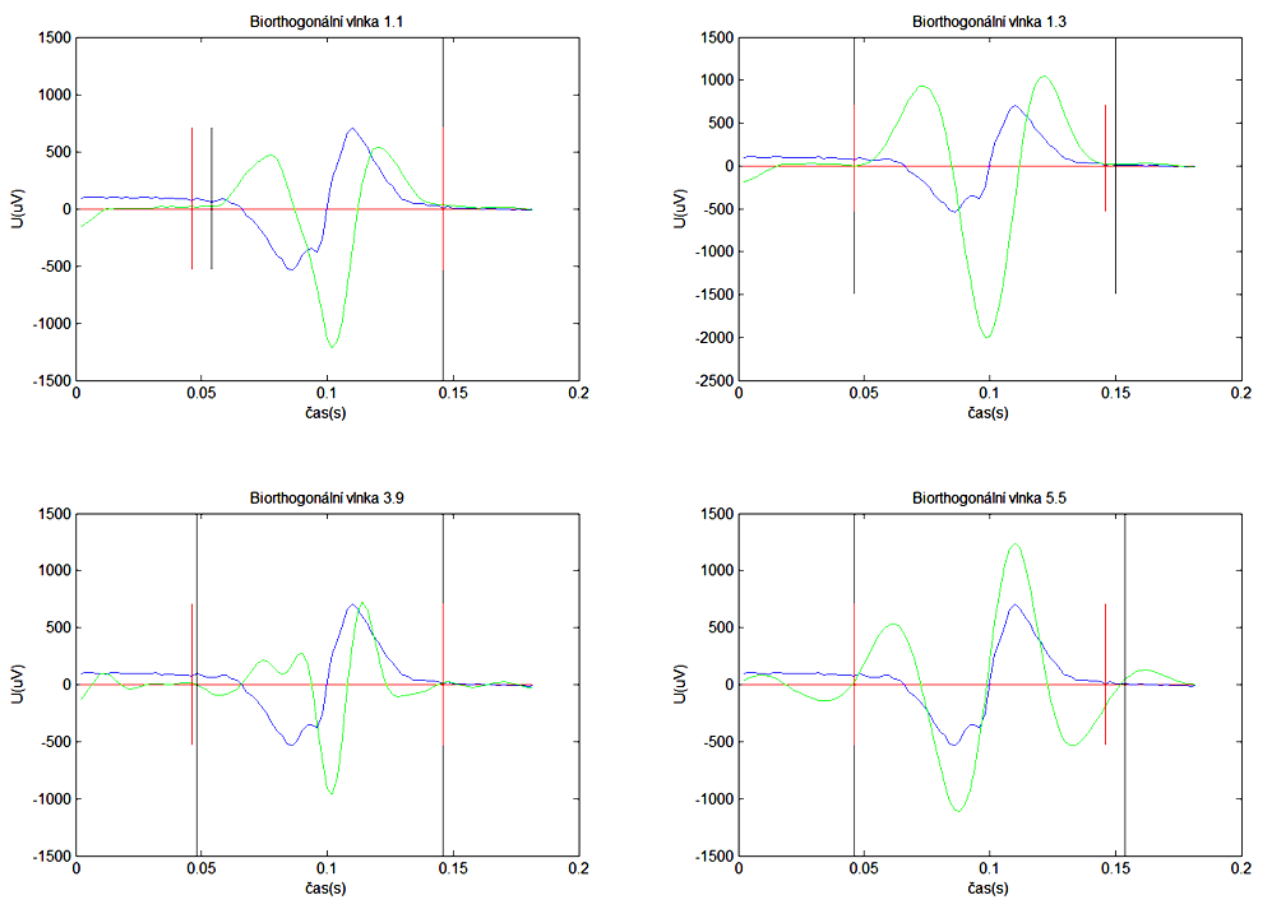
$$QRS_{\text{konec}} = \pm 11,6\text{ms}$$

Červenou barvou jsou vyznačeny hodnoty, které jsou mimo stanovenou toleranci.

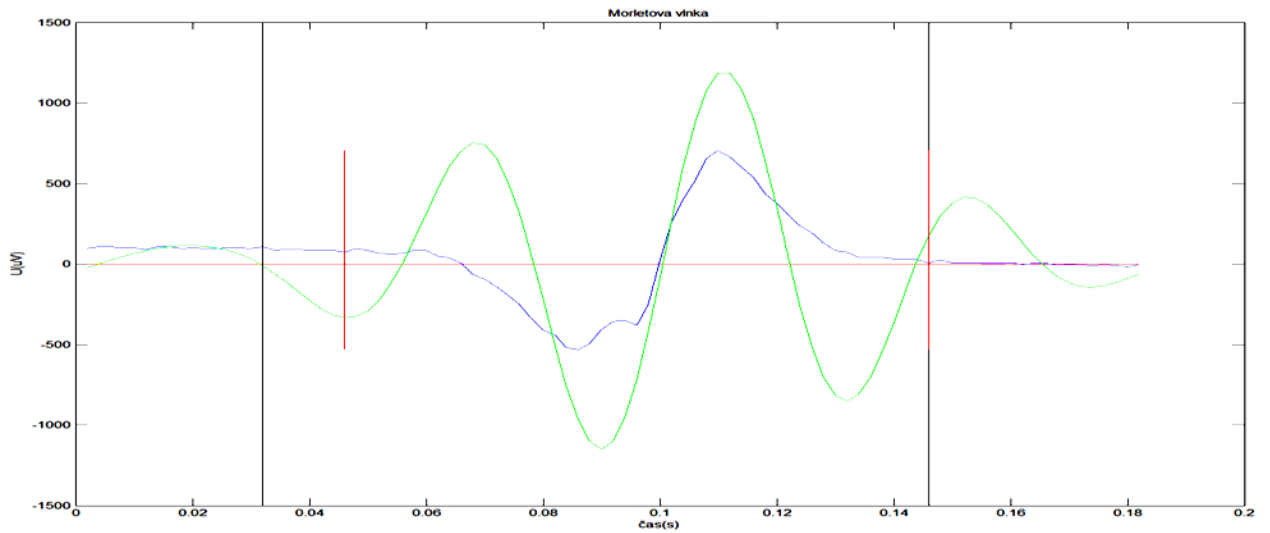
6.9 EKG signál W038 – ukázky a výsledky testování



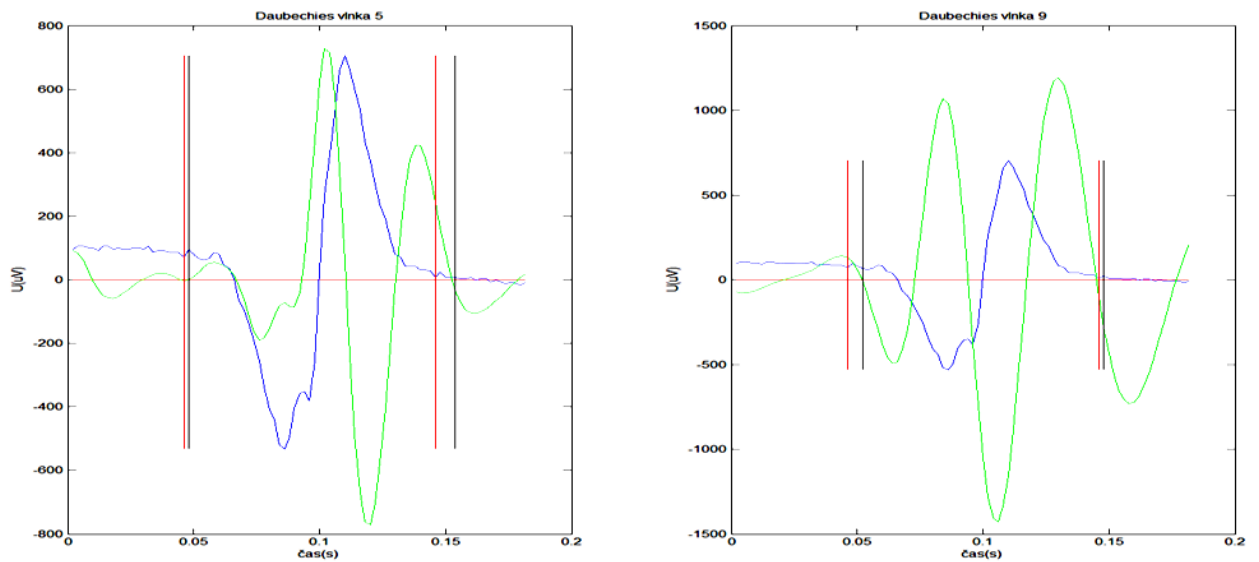
Obrázek 6.49: QRS komplex ze signálu EKG W038



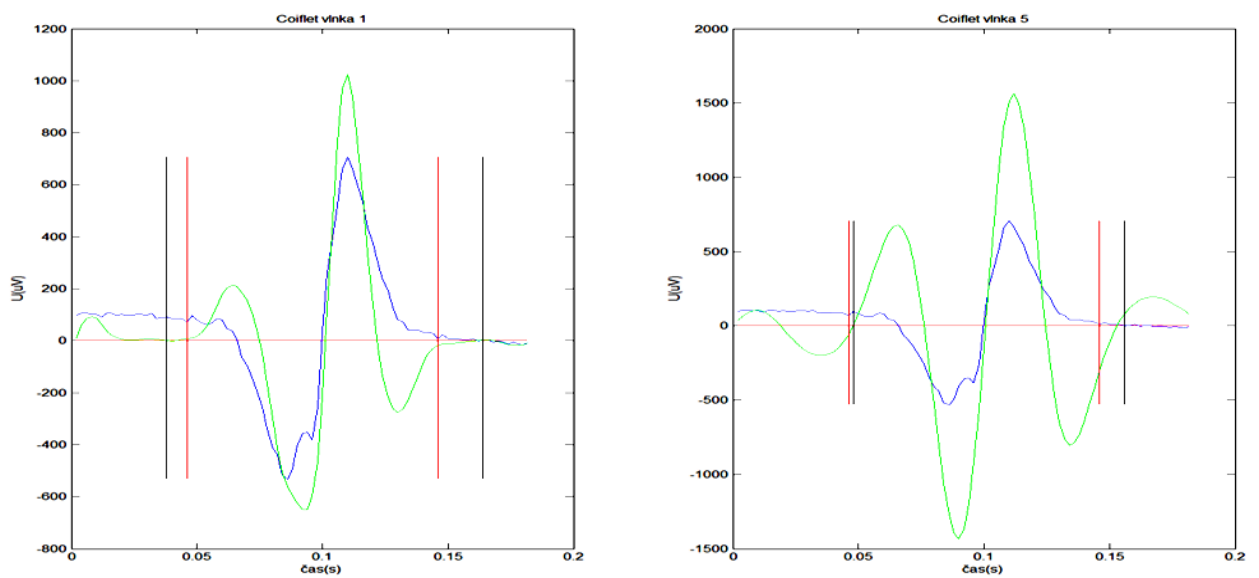
Obrázek 6.50: Detekce za použití Biorthogonálních vlnek



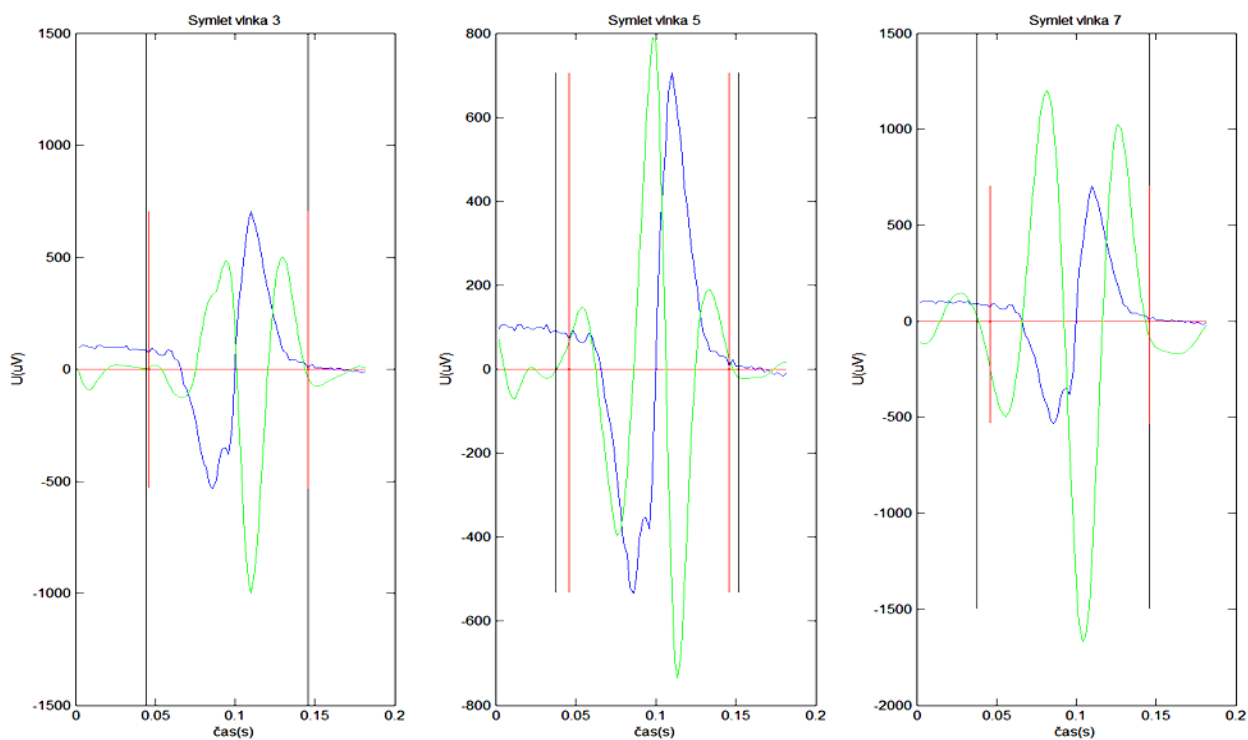
Obrázek 6.51: Detekce za použití Morletovy vlnky



Obrázek 6.52 Detekce za použití Daubiches vlnek



Obrázek 6.53: Detekce za použití Coiflet vlnek



Obrázek 6.54: Detekce za použití Symlet vlnek

Tabulka č. 9 Výsledky detekce pro QRS komplex W038

QRS komplex W038						
Vlnky	Začátek komplexu QRS			Konec komplexu QRS		
	Stanovený začátek [ms]	Změřený začátek [ms]	Odchylka [ms]	Stanovený začátek [ms]	Změřený začátek [ms]	Odchylka [ms]
Morletova vlnka	46	32	14	146	146	0
Biorthogonální vlnka 1.1	46	54	8	146	146	0
Biorthogonální vlnka 1.3	46	46	0	146	150	4
Biorthogonální vlnka 3.9	46	48	2	146	146	0
Biorthogonální vlnka 5.5	46	46	0	146	154	8
Daubiches vlnka 5	46	48	2	146	154	8
Daubiches vlnka 9	46	52	6	146	148	2
Coiflet vlnka 1	46	38	8	146	164	18
Coiflet vlnka 5	46	48	2	146	156	10
Symlet vlnka 3	46	44	2	146	146	0
Symlet vlnka 5	46	38	8	146	152	6
Symlet vlnka 7	46	38	8	146	146	0

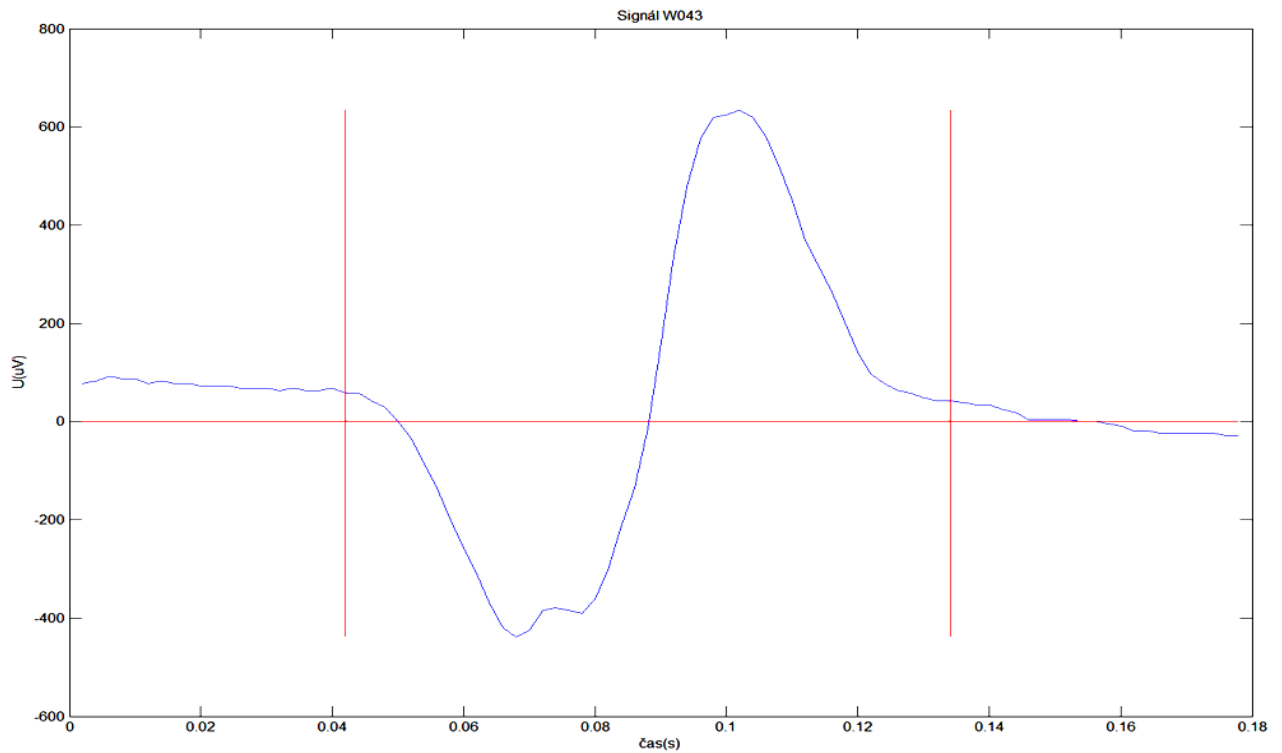
Hodnoty tolerancí, viz článek [4], pro správnou detekci:

$$QRS_{\text{začátek}} = \pm 6,5\text{ms}$$

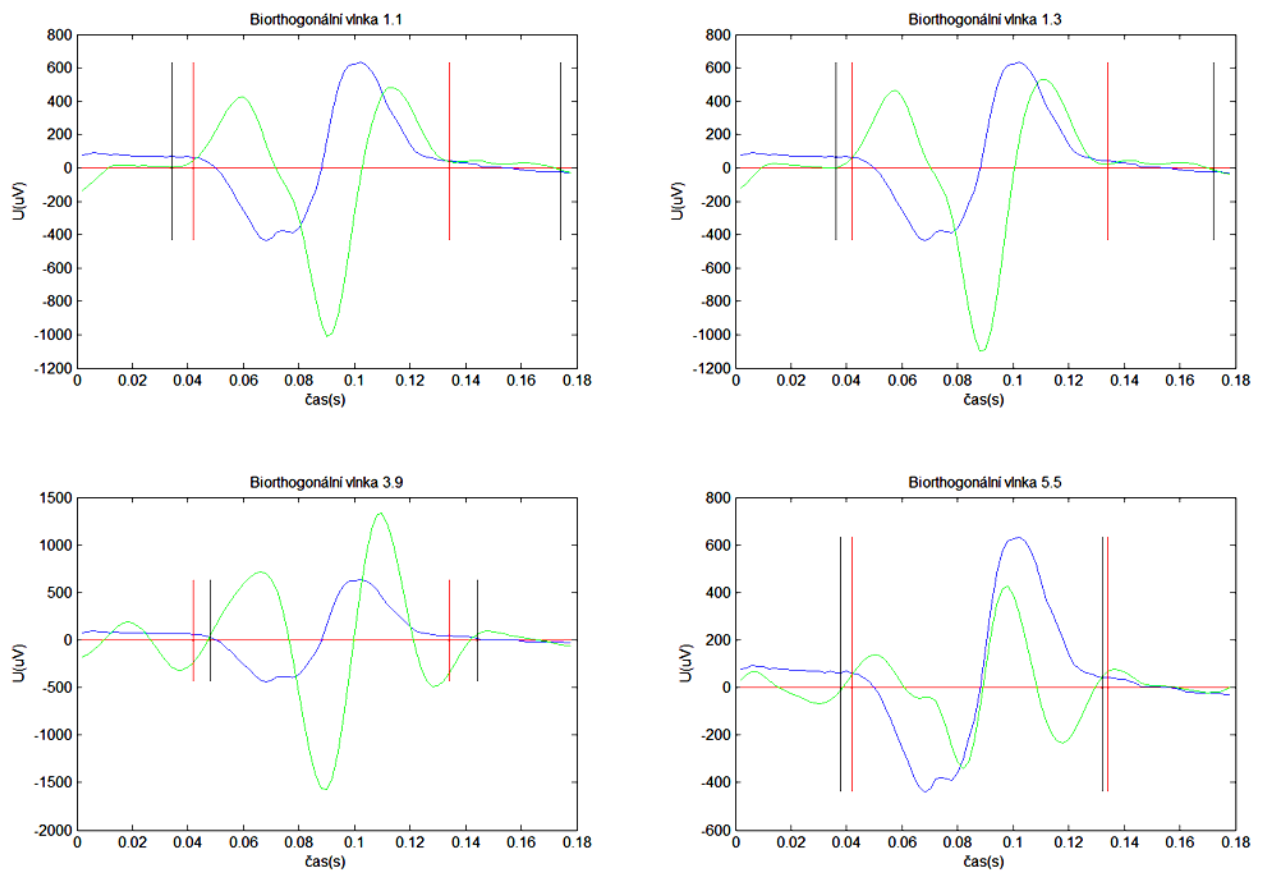
$$QRS_{\text{konec}} = \pm 11,6\text{ms}$$

Červenou barvou jsou vyznačeny hodnoty, které jsou mimo stanovenou toleranci.

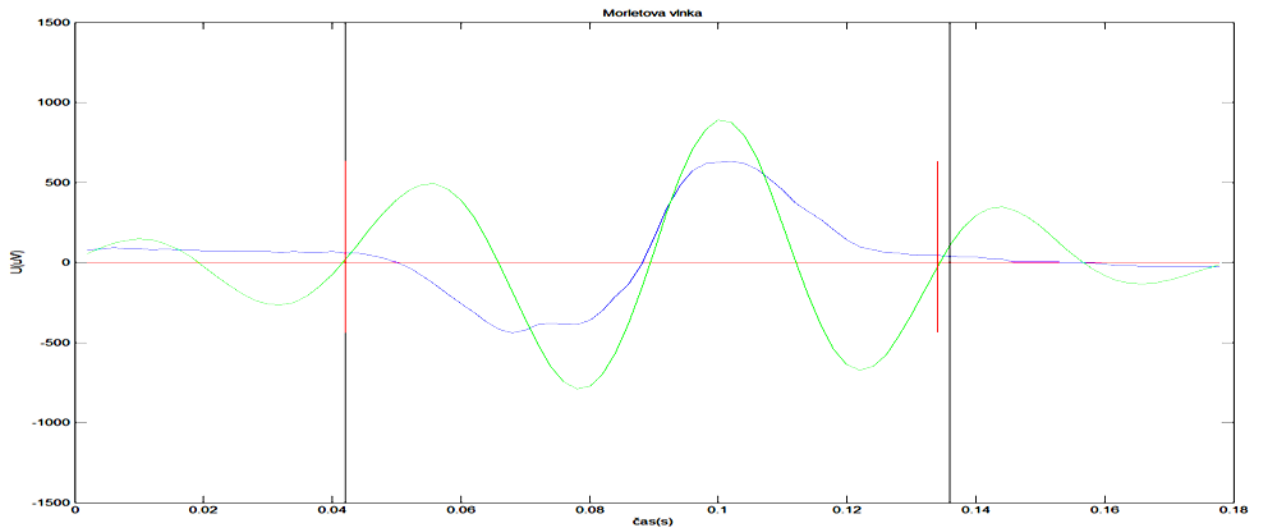
6.10 EKG signál W043 – ukázky a výsledky testování



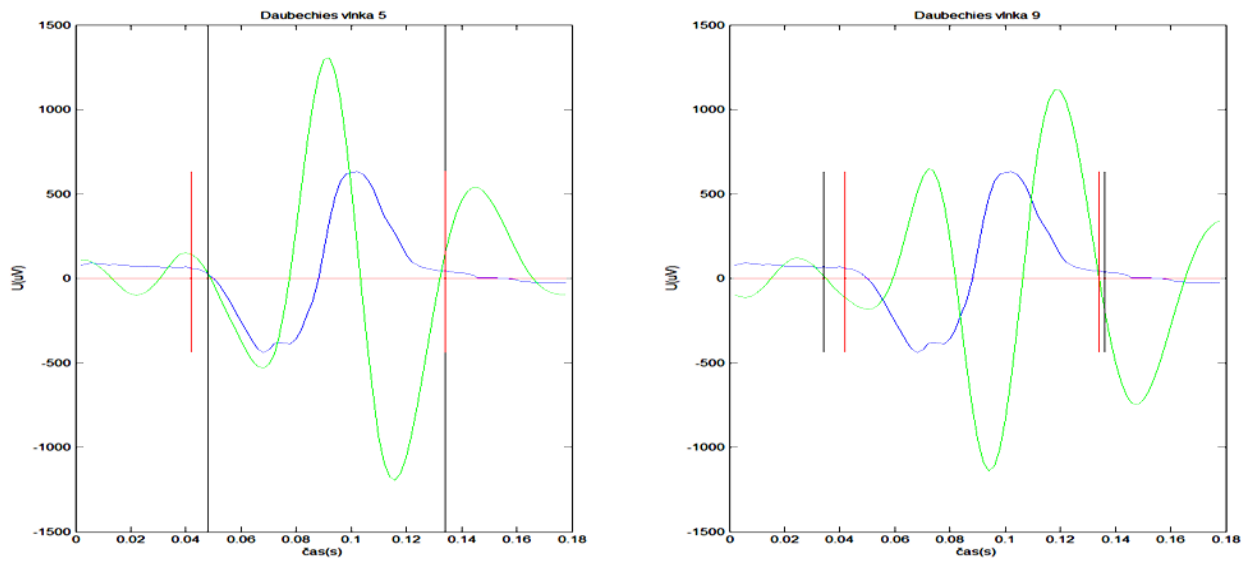
Obrázek 6.55: QRS komplex ze signálu EKG W043



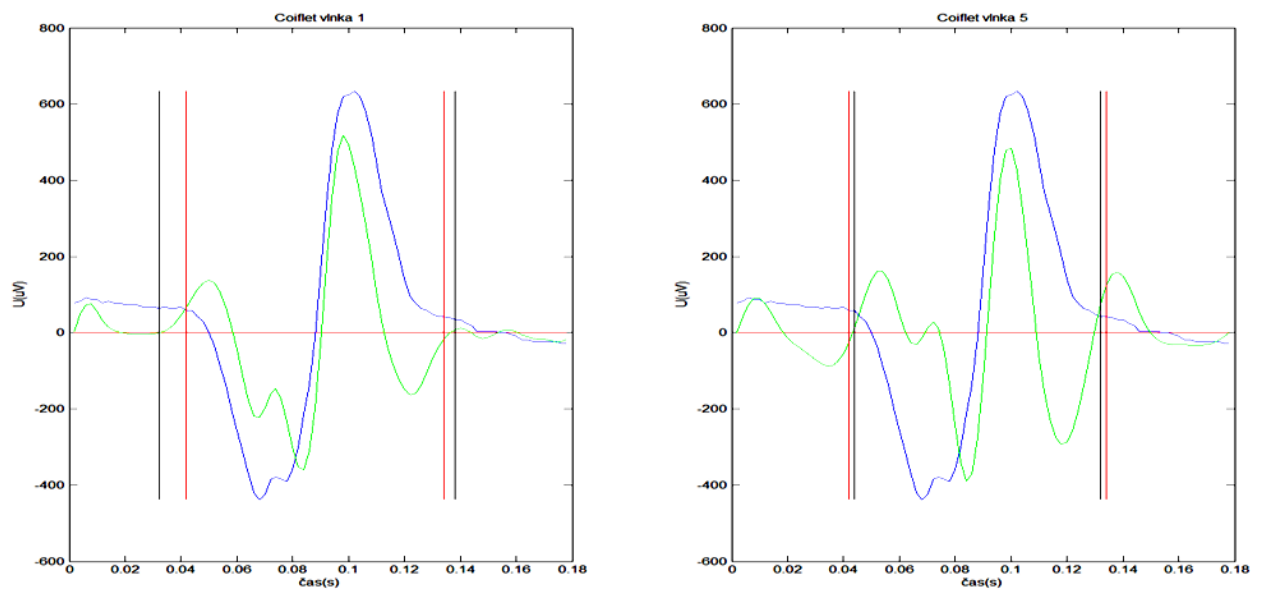
Obrázek 6.56: Detekce za použití Biorthogonálních vlnek



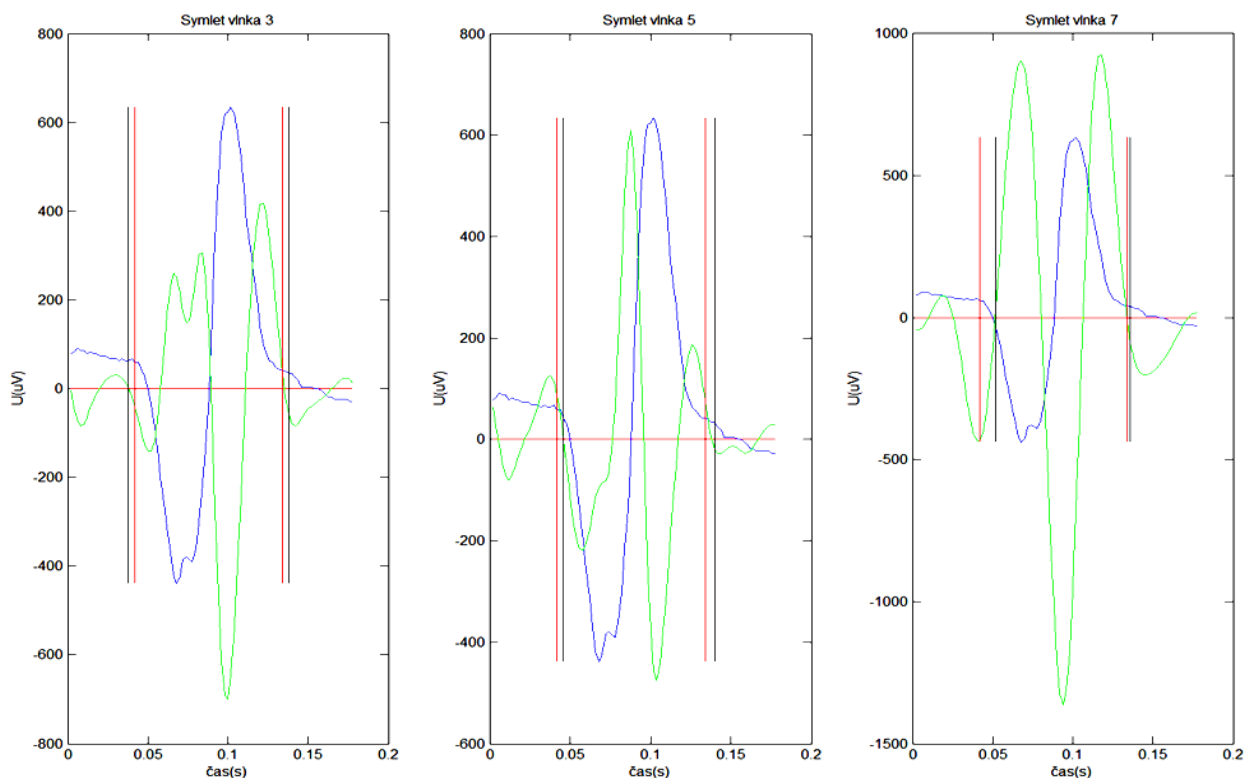
Obrázek 6.57: Detekce za použití Morletovy vlnky



Obrázek 6.58: Detekce za použití Daubiches vlnek



Obrázek 6.59: Detekce za použití Coiflet vlnek



Obrázek 6.60: Detekce za použití Symlet vlnek

Tabulka č. 10 Výsledky detekce pro QRS komplex W043

QRS komplex W043						
Vlnky	Začátek komplexu QRS			Konec komplexu QRS		
	Stanovený začátek [ms]	Změřený začátek [ms]	Odchylka [ms]	Stanovený začátek [ms]	Změřený začátek [ms]	Odchylka [ms]
Morletova vlnka	42	42	0	134	136	2
Biorthogonální vlnka 1.1	42	34	8	134	174	40
Biorthogonální vlnka 1.3	42	36	6	134	172	38
Biorthogonální vlnka 3.9	42	48	6	134	144	10
Biorthogonální vlnka 5.5	42	38	4	134	136	2
Daubiches vlnka 5	42	50	8	134	134	0
Daubiches vlnka 9	42	34	8	134	136	2
Coiflet vlnka 1	42	32	10	134	138	4
Coiflet vlnka 5	42	44	2	134	132	2
Symlet vlnka 3	42	38	4	134	138	4
Symlet vlnka 5	42	46	4	134	140	6
Symlet vlnka 7	42	52	10	134	136	2

Hodnoty tolerancí, viz článek [4], pro správnou detekci:

$$QRS_{\text{začátek}} = \pm 6,5\text{ms}$$

$$QRS_{\text{konec}} = \pm 11,6\text{ms}$$

Červenou barvou jsou vyznačeny hodnoty, které jsou mimo stanovenou toleranci.

6.11 Celkové výsledky testování

Tabulka č. 11 Shrnutí výsledků

Celkové shrnutí výsledků detekcí podle směrodatných odchylek		
Vlnky	Začátek komplexu QRS	Konec komplexu QRS
	Odchylka [ms] +tolerance[6,5ms]	Odchylka [ms] +tolerance[11,6ms]
Morletova vlnka	5,2	7,4
Biorthogonální vlnka 1.1	2,8	7,4
Biorthogonální vlnka 1.3	3,6	3,6
Biorthogonální vlnka 3.9	2,8	4
Biorthogonální vlnka 5.5	5	6,6
Daubiches vlnka 5	3	6,6
Daubiches vlnka 9	4,4	5,8
Coiflet vlnka 1	3,6	6,6
Coiflet vlnka 5	6	4
Symlet vlnka 3	2,8	4,2
Symlet vlnka 5	5,4	5,2
Symlet vlnka 7	3	3,2

Výsledky změřených detekcí jsou hodnoceny podle směrodatných odchylek, které jsou stanoveny pro hodnocení EKG signálů z knihovny CSE. Naměřené směrodatné odchylky pro každý EKG signál jsou uvedeny v tabulkách výše. Tabulka č. 11 vyjadřuje zprůměrování směrodatných odchylek, pro každou testovanou vlnku, ze všech naměřených EKG signálů. Jak můžeme vidět z výsledků, všechny vlnky se celkově vešly do tolerance, jak pro začátek, tak pro konec QRS komplexu. Tudiž bychom mohli konstatovat, že všechny vlnky jsou vhodné pro detekci hranic QRS komplexů. Podle naměřených směrodatných odchylek se pro detekci začátku QRS komplexů nejlépe hodí, z testovaných vlnek, vlnky bior1.1, bior3.9 a sym3. Jejich celková směrodatná odchylka pro detekci začátku QRS komplexů vyšla shodně 2,8ms. Směrodatné odchylky pro detekci konců QRS komplexů zase vyšly nejlépe pro vlnky sym7, coif5 a bior3.9. Pro sym7 vyšla celková směrodatná odchylka 3,2ms, pro coif5 4ms a pro bior3.9 4ms. Je vidět, že nejlepší celkové výsledky, podle naměřených směrodatných odchylek z testovaných vlnek, dosáhla vlnka Biorthogonální bior3.9. A na druhou stranu nejhorších výsledků, z testovaných vlnek, dosáhla vlnka Morletova. Ovšem v obou případech, jak pro začátek, tak i pro konec QRS komplexu, se vešla do stanovené tolerance.

Celkové výsledky podle změřených směrodatných odchylek jsou pouze statistické údaje, tudíž v nich není zahrnuto, kolikrát se podařilo úspěšně detekovat jednotlivé hranice QRS komplexu, a kdy algoritmus detekce selhal. Jelikož v některých případech byla detekce nepřesná, znázornil jsem výsledky ještě do jedné tabulky, aby bylo jasně vidět, v kolika případech se podařilo změřit směrodatnou odchylku v toleranci pro úspěšnou detekci hranice QRS komplexu a naopak v kolika případech se nepodařilo úspěšně detekovat hranice QRS komplexu. Je to pouze pro zpřesnění a lepší vyhodnocení naměřených výsledků.

Tabulka č. 12 Výsledky detekcí

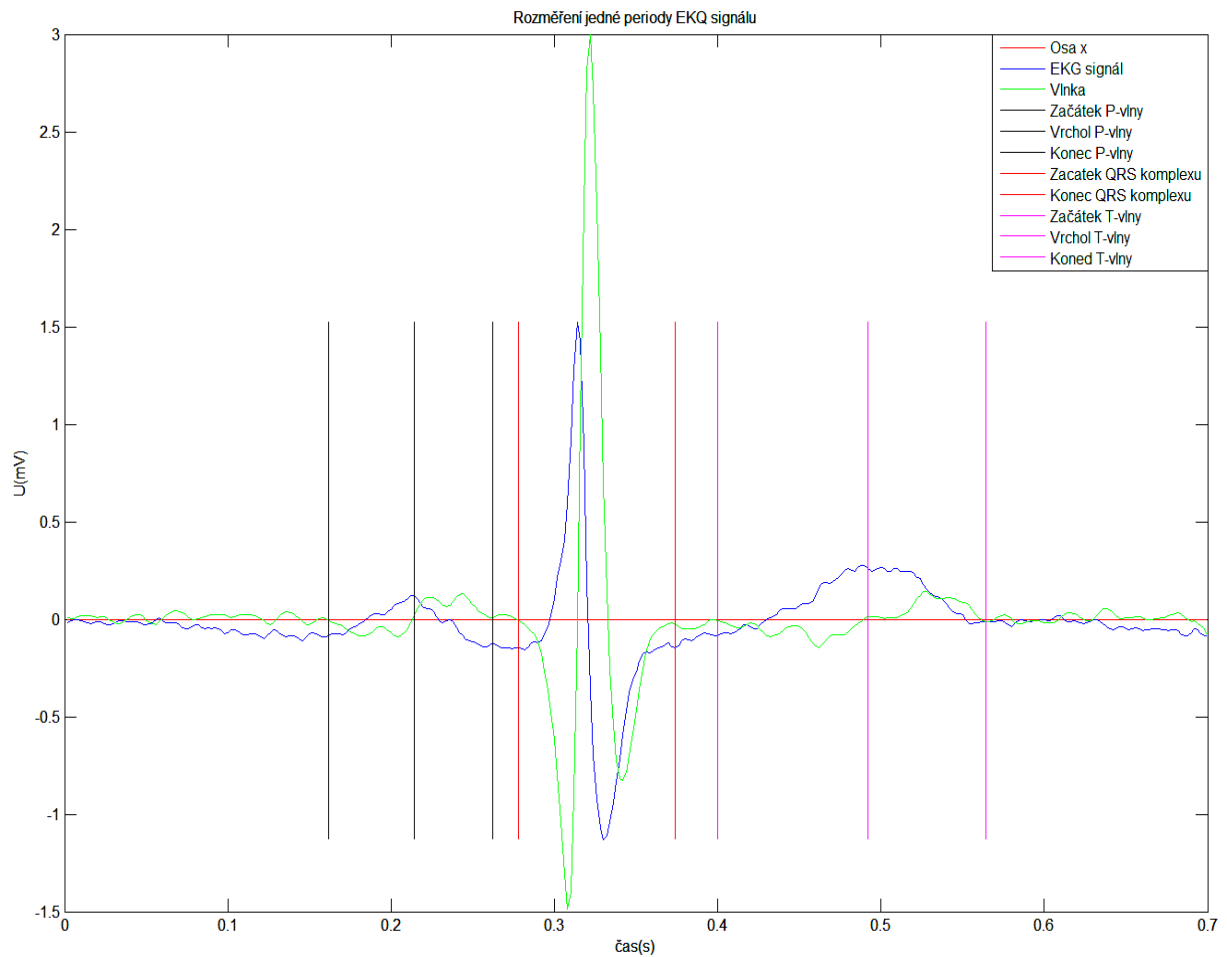
Celkové výsledky detekcí		
Vlnky	Začátek komplexu QRS	Konec komplexu QRS
	Správná/Špatná detekce +tolerance[6,5ms]	Správná/Špatná detekce +tolerance[11,6ms]
Morletova vlnka	7/3 = 70%	10/0 = 100%
Biorthogonální vlnka 1.1	7/3 = 70%	9/1 = 90%
Biorthogonální vlnka 1.3	8/2 = 80%	9/1 = 90%
Biorthogonální vlnka 3.9	10/0 = 100%	10/0 = 100%
Biorthogonální vlnka 5.5	8/2 = 80%	9/1 = 90%
Daubiches vlnka 5	9/1 = 90%	9/1 = 90%
Daubiches vlnka 9	8/2 = 80	7/3 = 70%
Coiflet vlnka 1	8/2 = 80%	6/4 = 60%
Coiflet vlnka 5	8/2 = 80%	7/3 = 70%
Symlet vlnka 3	8/2 = 80%	9/1 = 90%
Symlet vlnka 5	9/1 = 90%	8/2 = 80%
Symlet vlnka 7	7/3 = 70%	9/1 = 90%

Podle naměřených výsledků je patrné, že ne všechny vlnky jsou vhodné pro detekci obou hranic QRS komplexů. Sice celkově se vešly do tolerance, ale musíme brát v potaz jejich menší procento úspěšné detekce. Některé vlnky se hodí spíše pro detekci začátku QRS komplexu a jiné zase pro konce QRS komplexu. Např. detektor sestavený z vlnek rodiny Symlet by obsahoval vlnku sym5 pro detekci začátku a vlnku sym7 pro detekci konce QRS komplexu. Dosáhlo by se lepších výsledků, než za použití pouze jedné z těchto vlnek. Můžeme vidět, že v případě použití pouze vlnky sym7 bychom měli úspěšnost detekce začátku QRS komplexu pouze 70%. Avšak kombinací z vlnkou sym5 bychom zlepšili detekci začátku QRS komplexu o 20%. Tímto způsobem bychom mohli pokračovat dále. Tudiž lze říci, že k vytvoření detektoru je možné používat kombinace různých vlnek k zlepšení výsledků detekce jednotlivých vlnek.

Shrnutím všech naměřených výsledků testovaných vlnek, vychází jako optimální vlnka Biorthogonální vlnka bior3.9, která splnila podmínky pro správnou detekci na všech 10-ti testovaných EKG signálech. Naopak nejhorších výsledků z hlediska správné detekce dosáhla vlnka rodiny Coiflet coif1, která měl úspěšnost detekce začátku 80% a konců QRS komplexů pouhých 60%.

6.12 Rozměření jedné periody EKG signálu

Ukázka rozměření celé periody EKG signálu pomocí navrženého programu. Jsou zde zobrazeny postupně zleva: černě začátek, vrchol a konec P-vlny, červeně začátek a konec QRS komplexu a fialově začátek, vrchol a konec T-vlny:



Obrázek 6.61: Rozměření celé periody EKG signálu

7 Závěr

Cílem práce bylo seznámit se s principy vlnkových transformací, jaké mateřské vlnky MATLAB nabízí a jaké jsou funkce v MATLABU pro práci s vlnkovou transformací. Dále vytvořit různé varianty modelů QRS komplexů a vytvořit algoritmus pro detekci hranic QRS komplexů pomocí různých mateřských vlnek a rozhodnout o tom, která je pro detekci hranic QRS komplexu nejvhodnější.

Cíle zadání se podařilo splnit. Práce obsahuje modely možných morfologií QRS komplexů, stručný popis vlnkových transformací a druhy mateřských vlnek, které se používají. Vytvořený program byl aplikován na 10 různých EKG signálech z databáze CSE za použití 12 zástupců rodin mateřských vlnek. Program a algoritmus byl popsán pomocí blokového schématu a shrnutí výsledků následně znázorněno jak graficky, tak i číselně v tabulkách.

QRS komplex je vyjádření depolarizace komor na EKG signálu. Skládá se ze tří vln a to vlny Q, vlny R a vlny S. Detekování začátku a konce QRS komplexu má velký význam u posuzování srdečních vad např. hyperkalémie – „lékařská pohotovost kvůli riziku potenciálně fatální poruchy srdečního rytmu (arytmie)“.

Pro detekci je použita spojitá vlnková transformace CWT, která je definovaná jako časový integrál součinu analyzované funkce s mateřní vlnkou. Jelikož výběr vlnky se provádí intuitivně, musíme zjistit, jaký signál budeme používat, určit si jeho vlastnosti a co se signálem dále budeme provádět. Každá rodina vlnek slouží k jinému účelu, proto nelze určit jednu vzorovou vlnku a používat ji pro všechny úkoly (detekce hranic, změn gradientu, detekci špiček, singularit, fáze a amplitudy, atd.) a signály.

Vlnky, jež jsou v práci porovnávány, jsou liché a jsou to: Morletova vlnka, zástupci Biorthogonálních vlnek (bior 1.1, bior 1.3, bior 3.9 a bior 5.5), zástupci Daubiches vlnek (db 5 a db9), Coiflet vlnky (coif 1 a coif 5) a nakonec Symlet vlnky (sym 3, sym 5a sym 9).

V celkovém pohledu na detekci, která je statisticky porovnána, lze říci, že téměř všechny vlnky obstály v detekci hranic QRS komplexu při použití vytvořeného programu. Z výsledků je patrné, že některé vlnky jsou vhodnější pro detekci začátku, jiné zase pro detekci konce QRS komplexu.

Z porovnávaných vlnek nejlépe obstála Biorthogonální vlnka bior3.9, která měla 100% úspěšnost detekce začátků i konců QRS komplexu v dané toleranci. Další vhodnou vlnkou je vlnka Daubiches db5, u které vyšla úspěšnost detekce u začátků i konců QRS komplexu 90%. Naopak nejhorších dosažených výsledků měla vlnka Coiflet coif1, která měla úspěšnost detekce 80% pro začátky a pouhých 60% pro konce QRS komplexů. Z naměřených výsledků můžeme usoudit, že ne všechny vlnky se hodí jak pro detekci začátků, tak i pro detekci konců QRS komplexů. Krásným případem je např. vlnky sym7, u které byla úspěšnost detekce začátků QRS komplexů pouze 70%, avšak při detekci konců QRS komplexů už dosahovala 90%.

Výsledek práce je nalezení optimální vlnky a tou je Biorthogonální vlnka bior3.9, která měla úspěšnost detekce v dané toleranci na 10 testovaných EKG signálech 100%, jak pro

začátky, tak pro konce QRS komplexů. Směrodatná odchylka vyšla celkově 2,8ms pro detekci začátků a 4ms pro detekci konců QRS komplexů.

Ale pozor, u každé vlnky pro každý signál, na kterém je vlnka použita, zvláště je potřeba pokaždé najít a nastavit vhodné měřítko, poněvadž každý signál je jiný a nemůžeme určit jednotnou hodnotu měřítka, která by se mohla použít univerzálně pro všechny signály.

Na konci práce můžete najít aplikaci navrženého algoritmu pro rozměření celé jedné periody EKG signálu. Program, pro rozměření celé periody EKG signálu nebyl porovnáván se skutečnými výsledky měření, tudíž není možné říci, jak efektivní je detekce jednotlivých hranic vln. Pokračováním práce by mohlo být nalezení vlnek, které by byly vhodné pro detekci nejen QRS komplexu, ale i ostatních vln. Doladění vytvořeného algoritmu a vytvoření ideálního detektoru pro rozměření celého EKG signálu.

Seznam literatury

- [1] Misiti M., Misiti Y., Oppenheim G., Poggi J.: *Wavelet Toolbox User's Guide. Revised for version 2(Release 12)*. The Mathworks Inc., 2000
- [2] Kozumplík J.: Multitaktní systémy. Elektronická skripta UBMI FEKT VUT v Brně, 2005, https://www.feec.vutbr.cz/et/skripta/ubmi/Multitaktni_systemy_S.pdf
- [3] Li, C., Zheng, C., Tai, C.: Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1995, Vol42, No. 1, pp. 21-28.
- [4] Martínez, J. P., Almeida, R., Olmos, S., Rocha, A. P., Laguna, P.: A wavelet-based ECG delineator evaluation on standard databases. *IEEE transactions on Biomedical Engineering*. 2004, Vol. 51, No. 4, pp. 570-581
- [5] Sahambi, J. S., Tandon, S., Bhatt, R. K. P.: Using wavelet transform for ECG characterization. *IEEE Engineering in Medicine and Biology*. 1997, Vol. 16, No. 1, pp. 77-83.
- [6] The MathWorks, Inc.: *Soubor nápovědy systému MATLAB, verze 7.0.1*
- [7] Kozumplík, J.; Kolář, R.; Jan, J.: *Číslíkové zpracování signálů v prostředí Matlab*. VUT v Brně, FEKT, UBMI, 2001. 73 p. ISBN 80-214-1964-4.
- [8] Köhler, B.-U., Hennig, C., and Orglmeister, R.: The principles of software QRS detection, *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.*, vol. 21, pp. 42–57, Jan./Feb. 2002.
- [9] Gritzali, F.: Toward a generalized scheme for QRS detection in ECG waveforms, *Signal Processing*, vol. 15, pp. 183–192, 1988.
- [10] Mallat, S., and Hwang, W. L.: Singularity detection and processing with wavelets, *IEEE Trans. Inform. Theory*, vol. 38, pp. 617-643, 1992.
- [11] Honzíková, N, Honzík, P.: *Biologie člověka*. Brno, VUT Brno. 2003. p. 1 – 135
- [12] Kozumplík, J., Kolář, R., Jan, J.: Číslíkové zpracování a analýza signálů. Počítačová cvičení. (Elektronická skripta, BMI102). Brno: FEKT VUT v Brně, 2003. s. 1-85. ISBN: BMI 102.
- [13] Jan, J.: Číslíkové zpracování a analýza signálů. VUT v Brně, VUTIUM 2010, 138 str., ISBN 978-80-214-4018-0
- [14] HAMPTON, John R. *EKG stručně, jasně, přehledně*. 6. vydání Grada, 2005. 152 s. ISBN 80-247-0960-0
- [15] DOŇÁR, B., ZAPLATÍLEK, K., *MATLAB - začínáme se signály*. 1. vydání BEN, 2006. 272 s. ISBN 80-7300-200-0
- [16] Šmíd, R.: *Úvod do vlnkové transformace*. Dostupné z: < <http://measure.feld.cvut.cz/usr/staff/smid/wavelets/wavelet-intro-html.html#fig:split>>.

Seznam použitých zkratek

EKG	elektrokardiogram
WT	wavelet transform
CWT	Continuous Wavelet Transform
DWT	Discrete Wavelet Transform
CSE	Databáze EKG signálů
bior1.1	Biorthogonální vlnka 1.1
bior1.3	Biorthogonální vlnka 1.3
bior3.9	Biorthogonální vlnka 3.9
bior5.5	Biorthogonální vlnka 5.5
morl	Morletova vlnka
db5	Daubiches vlnka 5
db9	Daubiches vlnka 9
coif1	Coiflet vlnka 1
coif5	Coiflet vlnka 5
sym3	Symlet vlnka 3
sym5	Symlet vlnka 5
sym7	Symlet vlnka 7

Seznam příloh

A. Stručný popis souborů programu

Soubory W001.m až W043.m – Realizují pro daný EKG signálů detekci začátků a konců QRS komplexů se všemi vlnkami. Výstupem jsou směrodatné odchylky pro jednotlivé vlnky.

Princip.m – Popisuje postup principu detekce, výstupem je graf znázornění principu.

QRS_komplexy.m – Vytvoření a zobrazení testovaných QRS komplexů, výstupem je obrázek jednotlivých QRS komplexů.

Rozměření_periody_EKG – Realizace rozměření jedné periody EKG signálu pomocí vytvořeného algoritmu.

Soubory W001.mat až W043.mat – EKG signály z databáze CSE

Soubor vlnky.m – Zobrazuje možné varianty mateřských vlnek

B. Seznam souborů na přiloženém CD

Adresář CD:\

- Adresář Realizace programu
- Soubor *DESKY_DIPLOMOVE_PRACE.pdf*
- Soubor *DIPLOMOVA_PRACE_Spáčil.pdf*

Adresář CD:\Realizace programu

- Adresář CSE
- Adresář Programy

Adresář CD:\Realizace programu:\CSE

- Obsahuje EKG signály z databáze CSE

Adresář CD:\Programy:\CSE

- Soubor vlnky.m
- Soubory W001_h.m až W043_h.m
- Soubory W001.mat až W43.mat
- Soubor Princip.m
- Soubor QRS_komplexy.m
- Soubor Rozměření_periody_EKG