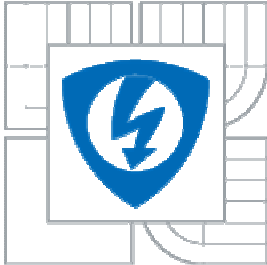




VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

DETEKCE QRS KOMPLEXU S VYUŽITÍM VLNKOVÉ TRANSFORMACE

QRS COMPLEX DETECTION USING WAVELET TRANSFORM

DIPLOMOVÁ PRÁCE
MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

Bc. DAVID LOVIŠKA

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

Ing. LUKÁŠ SMITAL

BRNO, 2010

LICENČNÍ SMLOUVA POSKYTOVANÁ K VÝKONU PRÁVA UŽÍT ŠKOLNÍ DÍLO

uzavřená mezi smluvními stranami:

1. Pan/paní

Jméno a příjmení: David Loviška
Bytem: Bzenecká 16, Brno, 629 00
Narozen/a (datum a místo): 12. září 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 děkankou fakulty:
prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D., 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 QRS komplexu s využitím vlnkové transformace

Vedoucí/ školitel VŠKP: Ing. Lukáš Smítal

Ústav: Ústav biomedicínského 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

* hodící se zaškrtněte

Článek 2

Udělení licenčního oprávnění

1. Autor touto smlouvou poskytuje nabyvateli oprávnění (licenci) k výkonu práva uvedené dílo nevýdělečně užit, 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

Anotace

Cílem práce s názvem *Detekce QRS komplexu s využitím vlnkové transformace* je zjednodušit a urychlit práci lékaře. Toho lze dosáhnout využitím aplikace schopné jednoduše detekovat QRS komplex za použití jednoho ze čtyř navržených algoritmů detekce. Vytvořená aplikace poskytne lékaři základní informace o vloženém elektrokardiogramu. Součástí aplikace je i grafické okno se zobrazeným záznamem a na něm barevně zvýrazněny body vyhodnocené aplikací jako QRS komplexy. Body jsou dalším algoritmem rozděleny barevně podle určené jistoty správné lokalizace konkrétního komplexu. Tento program je navrhován pro několikahodinové záznamy Holterova monitorování EKG.

Abstract

The aim of diploma thesis named "*QRS detection using wavelet transform*" is to simplify and accelerate the work of doctors. This can be achieved by using application for QRS detection, which can use one of four proposed algorithms. Application shows basic informations about inserted electrocardiogram. Part of this program is a graphical window with displayed record and with coloured marks on detected QRS complexes. By another algorythm are marks color-coded due to accurancy percentil of every detected complex. This program is designed for a several hours record from Holter ECG monitoring.

LOVIŠKA, D. *Detekce QRS komplexu s využitím vlnkové transformace*,
Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií,
2010. 55 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Lukáš Smítal.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma Detekce QRS komplexu s využitím vlnkové transformace 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 20. května 2010

.....
podpis autora

Poděkování

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

V Brně dne 20. května 2010

.....
podpis autora

Obsah

OBSAH	1
SEZNAM OBRÁZKŮ :	3
SEZNAM TABULEK :	3
1 ÚVOD	4
2 EKG	5
2.1 HISTORIE	5
2.2 POPIS ELEKTROKARDIOGRAMU	5
2.2.1 <i>Primární popis</i>	5
2.2.2 <i>Sekundární popis</i>	6
2.3 VÝZNAM DETEKCE QRS V EKG	7
3 METODY DETEKCE QRS KOMPLEXŮ	8
3.1 PRAHOVÁNÍ AMPLITUDY SIGNÁLU	8
3.2 DETEKCE QRS PROSTŘEDNICTVÍM DERIVACE	9
3.3 METODA KOMBINUJÍCÍ PRVNÍ DERIVACI S PRAHOVÁNÍM	9
3.4 METODA AMCD(AVERAGE MAGNITUDE CROSS – DIFERENCE)	10
3.5 VYUŽITÍ VLNKOVÉ TRANSFORMACE K DETEKCI QRS KOMPLEXU.....	10
4 VLNKOVÁ TRANSFORMACE OBECNĚ	11
4.1 VLNKOVÉ TRANSFORMACE SPOJITÉHO SIGNÁLU	11
4.1.1 <i>Vlnková transformace se spojitým časem</i>	11
4.1.2 <i>Diskrétní vlnkové transformace spojitého signálu</i>	11
4.2 DISKRÉTNÍ VLNKOVÁ TRANSFORMACE S DISKRÉTNÍM ČASEM	12
4.3 INVERZNÍ VLNKOVÁ TRANSFORMACE	15
4.4 KOMPLEXNÍ DYADICKÁ VLNKOVÁ TRANSFORMACE	17
4.5 PAKETOVÁ DISKRÉTNÍ VLNKOVÁ TRANSFORMACE	17
4.6 REDUNDANTNÍ DISKRÉTNÍ VLNKOVÁ TRANSFORMACE	18
5 VOLBA PARAMETRŮ DTWT PRO DETEKCI QRS	20
5.1 VOLBA TYPU VLNKOVÉ TRANSFORMACE	20
5.2 VOLBA BANKY FILTRŮ	20
5.2.1 <i>Biortogonální filtry</i>	20
5.2.2 <i>Ortogonální filtry</i>	20
5.3 VOLBA POČTU ÚROVNÍ ROZKLADU	21
5.4 VOLBA ZPŮSOBU LOKACE QRS KOMPLEXU	24
5.5 NAVRŽENÁ DTWT PRO DETEKCI QRS KOMPLEXŮ	24
6 PRAKTICKÁ REALIZACE DETEKTORU QRS	25
6.1 IMPLEMENTACE DETEKTORU DO PROSTŘEDÍ MATLAB	25
6.1.1 <i>Základní zásady při tvorbě aplikace pro lékaře</i>	25
6.1.2 <i>Tvorba gui aplikace na detekci QRS komplexu</i>	25
6.2 REALIZOVANÉ METODY	27
6.2.1 <i>Detekce QRS komplexu pomocí derivace 4. úrovně rozkladu signálu</i>	28
6.2.2 <i>Detekce QRS komplexu pomocí derivace všech úrovní rozkladu</i>	30
6.2.3 <i>Detekce QRS komplexu pomocí derivace vybraných úrovní rozkladu</i>	32
6.2.4 <i>Detekce QRS komplexu adaptivním prahováním všech úrovní rozkladu</i>	33
6.3 SOUHRN POPSANÝCH METOD KAPITOLY 6.....	35
7 OVĚŘENÍ, VYHODNOCENÍ PRÁCE A SPOLEHLIVOSTI METOD	36
7.1 OVĚŘENÍ ČINNOSTI JEDNOÚROVŇOVÉHO QRS DETEKTORU 6.2.1	38
7.2 OVĚŘENÍ ČINNOSTI VÍCEÚROVŇOVÉHO QRS DETEKTORU 6.2.2.....	39
7.3 OVĚŘENÍ ČINNOSTI QRS DETEKTORU 6.2.3 S VYHODNOCENÍM TŘÍ ÚROVNÍ	40
7.4 OVĚŘENÍ ČINNOSTI VÍCEÚROVŇOVÉHO QRS DETEKTORU 6.2.4.....	41

7.5 VÝSLEDNÉ SROVNÁNÍ POUŽITÝCH METOD DETEKCE.....	43
8 ZÁVĚR.....	46
9 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY.....	48
10 SEZNAMY ZKRATEK, SYMBOLŮ A PŘÍLOH.....	49
10.1 SEZNAM ZKRATEK	49
10.2 SEZNAM SYMBOLŮ	49
10.3 SEZNAM PŘÍLOH.....	49

Seznam obrázků :

OBRÁZEK 1: HOLTERŮV KONTINUÁLNÍ ELEKTROKARDIOGRAF	4
OBRÁZEK 2: RŮZNÉ TYPY NODÁLNÍHO RYTMU: A) HORNÍ, B) STŘEDNÍ, C) DOLNÍ.....	6
OBRÁZEK 3: POPIS JEDNOTLIVÝCH SEGMENTŮ PERIODY SRDEČNÍHO IMPULZU	6
OBRÁZEK 4: EKG KŘIVKY A) VZOROVÝ PRŮBĚH, B) FIBRILACE SÍŇI,	7
OBRÁZEK 5: UKÁZKA PRAHOVÁNÍ A VÝSLEDEK PRAHOVÁNÍ.....	8
OBRÁZEK 6: ČISTÝ EKG SIGNÁL PO 1.DERIVACI.....	9
OBRÁZEK 7: VÝSLEDEK KOMBINACE DVOU METOD NA SIGNÁL S PATOLOGICKÝMI ARTEFAKTY	10
OBRÁZEK 8: A) SCHÉMA TŘÍSTUPŇOVÉ DYADICKÉ DTWT S BANKOU FILTRŮ A PODVZORKOVANÝMI VÝSTUPY,	13
OBRÁZEK 9: FILTRY ODVOZENÉ Z VÝCHOZÍCH DOLNÍCH A HORNÍCH PROPUSTÍ FREKVENČNÍ TRANSFORMACÍ [13].....	14
OBRÁZEK 10: NAZNAČENÍ FUNKCE NAVRŽENÝCH OKTÁVOVÝCH FILTRŮ PRO TŘÍSTUPŇOVOU DTWT.....	14
OBRÁZEK 11: REALIZACE TŘÍSTUPŇOVÉ RYCHLÉ DYADICKÉ DTWT SE ZRCADLOVÝMI FILTRY H_D A H_H	15
OBRÁZEK 12: PRINCIP INVERZNÍ TRANSFORMACE (IDTWT) PRO TŘÍSTUPŇOVOU DTWT.....	16
OBRÁZEK 13: DVOUKANÁLOVÁ BANKA FILTRŮ H_H , H_D A REKONSTRUKČNÍCH FILTRŮ F_H , F_D	16
OBRÁZEK 14: UKÁZKA PAKETOVÉ DTWT SE DVĚMA STUPNI ROZKLADU.....	18
OBRÁZEK 15: UKÁZKA PŘÍMÉ A ZPĚTNÉ REDUNDANTNÍ DTWT SE DVĚMA STUPNI ROZKLADU.....	18
OBRÁZEK 16: DVOUKANÁLOVÁ BANKA ROZKLADOVÝCH A REKONSTRUKČNÍCH FILTRŮ REDUNDANTNÍ DTWT	19
OBRÁZEK 17: TVAR BIORTOGONÁLNÍ VLNKY BIOR 2.2.	20
OBRÁZEK 18: TVAR ORTOGONÁLNÍCH VLNEK A) DB2 B)DB1(VLASTNOSTI BIORTOGONÁLNÍCH).....	21
OBRÁZEK 19: VÝSLEDEK ROZKLADU "VSTUPNÍHO SIGNÁLU X(N) VLNKAMI DB1.....	21
OBRÁZEK 20: HISTOGRAMY JEDNOTLIVÝCH ÚROVNÍ ROZKLADU PRO DB1.....	22
OBRÁZEK 21: ROZKLAD SIGNÁLU REDUNDANTNÍ DYADICKOU DTWT S POUŽITÍM DB1.....	23
OBRÁZEK 22: ROZKLAD SIGNÁLU REDUNDANTNÍ DYADICKOU DTWT S POUŽITÍM DB2. 4.ÚROVEŇ ČERVENĚ.....	23
OBRÁZEK 23: 4.STUPEŇ ROZKLADU DTWT ZA POUŽITÍ DB4.....	24
OBRÁZEK 24: BLOKOVÉ SCHÉMA DTWT QRS DETEKTORU	24
OBRÁZEK 25: NÁVOD K OBSLUZE APLIKACE DETEKTORU	26
OBRÁZEK 26: OKNO FINÁLNÍ APLIKACE BĚHEM LADĚNÍ METODY 6.2.4	27
OBRÁZEK 27: VÝVOJOVÝ DIAGRAM PRO IMPLEMENTACI DO MATLABU	28
OBRÁZEK 28: UKÁZKA DERIVACE V PŘÍPADĚ KOLÍSAVÉ AMPLITUDY R VLNKY	29
OBRÁZEK 29: POTLAČENÍ EFEKTU KOLÍSAŇI R VLNKY ÚSEKOVÝM PRAHOVÁNÍM VÝSTUPU DERIVACE	29
OBRÁZEK 30: ALGORITMUS VYHODNOCENÍ DAT Z PĚTI ROZKLADOVÝCH ÚROVNÍ 2. METODY	30
OBRÁZEK 31: DETEKCE QRS KOMPLEXŮ V JEDNOTLIVÝCH ÚROVNÍCH.....	31
OBRÁZEK 32: VÝSLEDEK VYHODNOCENÍ SIGNÁLU METODOU VÍCEÚROVŇOVOU S DERIVACÍ (6.2.2).....	31
OBRÁZEK 33: DERIVACE APROXIMACE NA 2. ÚROVNÍ A DERIVACE DETAILŮ NA 3. A 4. ÚROVNÍ	32
OBRÁZEK 34: VÝSLEDEK VYHODNOCENÍ SIGNÁLU METODOU 6.2.3.....	33
OBRÁZEK 35: ALGORITMUS DETEKCE ADAPTIVNÍM PRAHOVÁNÍM.....	34
OBRÁZEK 36: UKÁZKA ADAPTIVNÍHO PRAHOVÁNÍ NA 3. ÚROVNÍ ROZKLADU	34
OBRÁZEK 37: VÝSLEDEK VYHODNOCENÍ SIGNÁLU METODOU 6.2.4.....	35
OBRÁZEK 38: ZOBRAZENÍ ZÁVISLOSTI VYHODNOCOVACÍHO ČASU NA POČTU VZORKŮ ZÁZNAMU.....	43
OBRÁZEK 39 : GRAFICKÉ POROVNÁNÍ HODNOT SENZITIVITY A PREDIKTIVITY POUŽITÝCH METOD	44
OBRÁZEK 40: GRAFICKÉ POROVNÁNÍ HODNOT (Z TABULKY 10) OBECNÉ CHYBY POUŽITÝCH METOD.....	45

Seznam tabulek :

TABULKA 1: SEZNAM POUŽITÝCH ELEKTROKARDIOGRAMŮ.....	36
TABULKA 2: VÝSLEDKY VYHODNOCENÍ ZÁZNAMŮ QRS DETEKTOREM 6.2.1	38
TABULKA 3: CELKOVÝ SOUHRN VÝSLEDKŮ METODY 6.2.1	39
TABULKA 4: VÝSLEDKY VYHODNOCENÍ ZÁZNAMŮ QRS DETEKTOREM 6.2.2	39
TABULKA 5: CELKOVÝ SOUHRN VÝSLEDKŮ METODY 6.2.2.....	40
TABULKA 6: VÝSLEDKY VYHODNOCENÍ ZÁZNAMŮ QRS DETEKTOREM 6.2.3.....	41
TABULKA 7: CELKOVÝ SOUHRN VÝSLEDKŮ METODY 6.2.3	41
TABULKA 8: VÝSLEDKY VYHODNOCENÍ ZÁZNAMŮ QRS DETEKTOREM 6.2.4.....	42
TABULKA 9: CELKOVÝ SOUHRN VÝSLEDKŮ METODY 6.2.4.....	42
TABULKA 10: SENZITIVITA, PREDIKTIVITA A OBECNÁ CHYBA URČENÍ QRS V ZÁZNAMU	44

1 Úvod

Na prvním místě byla před mnoha lety snaha usnadnit práci lékařům, kteří pomocí vlastních zkušeností a složitých katalogů [1] dlouze seděli nad kardiogramem jednoho pacienta. První poloautomatické klasifikátory EKG¹ signálů byly však zcela nepoužitelné pro lékařskou praxi a po diskuzi s lékaři pracujícími u diagnostiky EKG vyšlo najevo, že první poloautomatické a automatické přístroje končily hluboko ve skříních lékařů. Důvodem je fakt, že každý člověk má téměř unikátní křivku EKG, což bylo pro mnoho přístrojů kritické. Nedokázaly správně určit ani polohu R vlny, která je pro lékaře téměř zásadní u základních vyšetření. Při přehlédnutí některé z R vln dochází k prodloužení RR intervalu. Pro přístroj bylo naráz v takto prodlouženém intervalu dvojnásobné množství informací, které pak nedokázal správně klasifikovat a navrhoval scestné diagnózy pacienta. Dále mohly přístroje založené na prahování považovat za R vlnu i různé patologické artefakty v signálu, což opět vedlo k chybné interpretaci diagnózy a k přehlédnutí pro lékaře důležitých patologií v signálu.

Postupem času však začaly být oblíbené nové metody vyšetření EKG. Mezi ně hlavně patří kontinuální 24 hodinové vyšetření pomocí Holteru zobrazeného na prvním obrázku². Zpět se vrací potřeba automatických a poloautomatických metod klasifikace, protože na 24 hodin dlouhým záznamem by lékař sám strávil spoustu času. Primární snahou je zvýšit přesnost detekce R vlny a tím celého QRS komplexu³. Mezi dosavadní metody patří prahování, první a druhá derivace a jejich různé kombinace. Mezi nové metody detekce QRS komplexu patří například využití umělých neuronových sítí, nebo vlnkové transformace, které se bude podrobně věnovat tato práce.

V první části je popsán signál EKG včetně jeho využití. V části druhé jsou popsány některé metody detekce a jejich kombinace pro zvýšení přesnosti. Nechybí ani shrnutí kladů a nedostatků jednotlivých metod. Třetí část se již věnuje popisu obecných vlnkových transformací a jejich využití k detekci komplexu QRS.



Obrázek 1: Holterův kontinuální elektrokardiograf

¹ Elektrokardiogram (zkráceně EKG) je záznam časové změny elektrického potenciálu způsobené srdeční aktivitou. Tento záznam je pořízen elektrokardiografem.

² 3 kanálový EKG holter s 24 hodinovým kontinuálním záznamem, zdroj: FORMED s.r.o.

³ QRS komplex je složen ze tří za sebou jdoucích vln Q, R a S obsažených v EKG. Jde o depolarizaci komor.

2 EKG

2.1 Historie

Na začátku byl objev samovolného vzniku elektrických impulsů u člověka. První zaznamenaný elektrokardiogram byl zaznamenán v roce 1870 Alexandrem Muirheadem pomocí Thomsonova sífónového zapisovače. Již v roce 1878 bylo popsáno rozdělení srdečních impulsů do dvou fází dnes zvaných QRS (depolarizace komor) a T (repolarizace komor). O 2 roky později byl vylepšen galvanometr a byl použit pro zobrazení přesných srdečních impulsů. Srdeční impulsy se daly pozorovat i zaznamenat pomocí kapilárního elektrometru.

Veliký posun v kardiologii s sebou přinesl počátkem 20.století Willem Einthoven, který nejen upravil a vylepšil galvanometr k vytvoření citlivých elektrokardiogramů, ale také popsal rovnostranný trojúhelník s označením vrcholů I, II a III, později nazývaný Einthovenův trojúhelník. Willem dostal za své přínosy později Nobelovu cenu. Následně byla tendence sestavit přístroj co nejmenší váhy a velikosti, což se roku 1949 podařilo N.J. Holterovi. Následně se podle něj pojmenoval přístroj, který je schopen snímat kontinuální EKG. Roku 1963 se pánům G.M. Baulemu a R. McFeemu podařilo zaznamenat vlastní metodou pomocí elektromagnetického pole člověka první magnetokardiogram. K jeho zaznamenání nebylo potřebné na člověka připojovat žádné elektrody. Tato metoda však zatím není využívána pro praktickou diagnostiku.

V současné době se používá 12ti svodové EKG, které bylo popsáno již v roce 1942. Je složeno ze tří bipolárních končetinových svodů popsaných jako I, II a III, dále ze tří unipolárních svodů popsaných jako aVR, aVL a aVF. Zbývajících šest svodů je popsáno jako hrudní svody a jsou označeny V1-V6. Tyto svody se dají najít na spodních dvou žebrech pod srdcem. Signál z těchto svodů se získá srovnáním napětí elektrod vůči středu srdce. Ten se získá propojením všech tří končetinových svodů do hvězdy přes odpor $5k\Omega$.

2.2 Popis elektrokardiogramu

Pro pochopení významu QRS detektoru je vhodné seznámit se s popisem srdečního signálu a potažmo výsledným sejmutým elektrokardiogramem. Popis se dělí na primární a sekundární [7]. Primární popis se zabývá frekvencí, rytmem a srdeční akcí. Sekundární popis zkoumá jednotlivé segmenty signálu. Do sekundárního popisu patří i detekce QRS komplexu.

2.2.1 Primární popis

Frekvence :

- Normální 60-90x QRS za minutu
- Tachykardie 90 a více x QRS za minutu
- Bradykardie 0-60x QRS za minutu

Srdeční akce :

- pravidelná - QRS je od sebe stále stejně daleko
- nepravidelná - QRS je od sebe různě daleko

Rytmus :

- sinusový, charakterizovaný nálezem vlny P před komplexem QRS
- junkční (nodální), rozhoduje tvar vlny P (viz Obrázek č.2)
- fibrilace síní, vzruchy vznikají kdekoliv v síni a kdykoliv

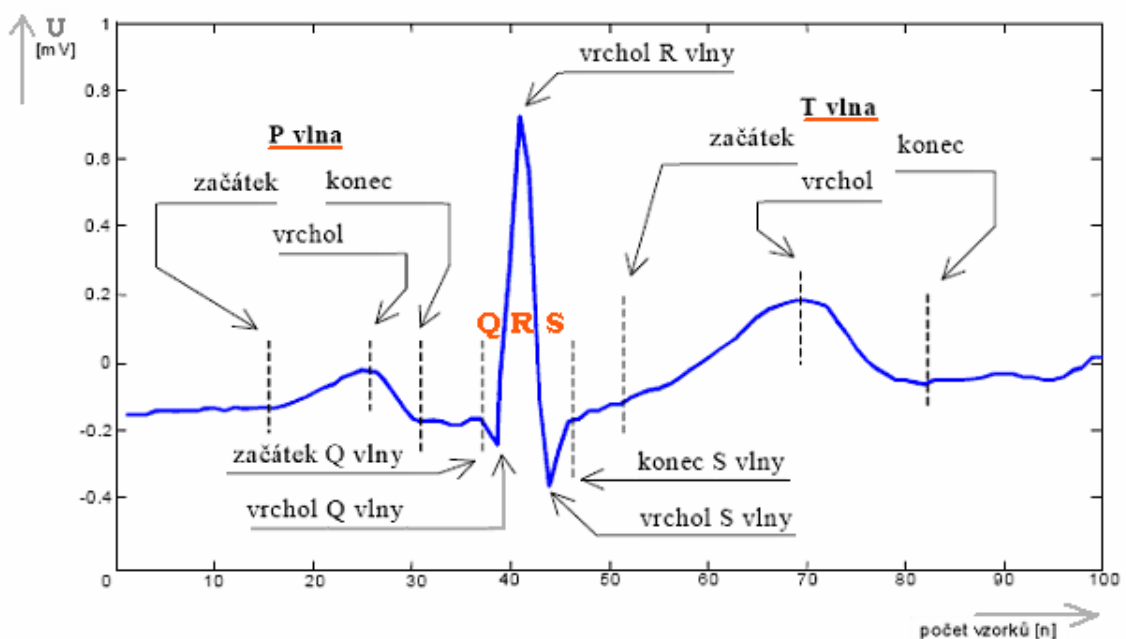


Obrázek 2: Různé typy nodálního rytmu: a) horní, b) střední, c) dolní.
Šipka ukazuje vlnu P, která je u b) skryta v komorovém komplexu

2.2.2 Sekundární popis

Označení jednotlivých segmentů impulsu (viz. Obrázek č. 3):

- P vlna—depolarizace síní, 0–3 mV, do 100 ms;
- P-Q segment—izoelektrický, 120 až 200 ms;
- Q—první negativní kmit, 0–25% R vlny, do 30 ms;
- R—pozitivní kmit, několik mV, do 100 ms;
- S—druhý negativní kmit, 0 až 0.8 mV, do 50 ms;
- QRS—depolarizace komor;
- S-T segment—izoelektrický interval, pokles nebo vzrůst do 0.1 mV;
- Q-T segment—elektrická systola, kolem 400 ms;
- T vlna—repolarizace komor, do 8.8 mV, od 100 do 250ms;

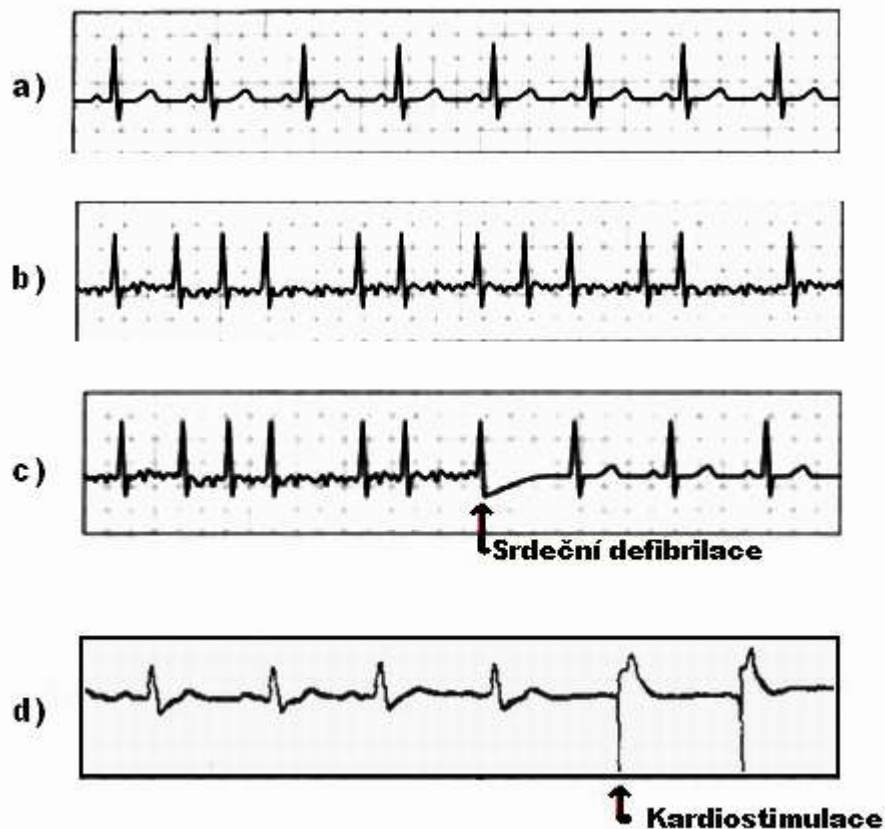


Obrázek 3: Popis jednotlivých segmentů periody srdečního impulsu

2.3 Význam detekce QRS v EKG

Komplex QRS je hlavním a nejlépe pozorovatelným útvarem srdečního signálu. Přímo z něj vychází RR interval, který je dobou mezi dvěma po sobě jdoucími vlnami R. Vlna R je základním segmentem QRS komplexu pohybujícím se v okolí 40Hz (se spektry až do 125Hz). Z RR intervalu lze vypočítat tepovou frekvenci a určit různé druhy arytmií vznikajících kolísáním velikosti RR intervalu v čase. Zkrácení RR intervalů signalizuje zrychlení srdečního rytmu. To může být následkem zvýšené aktivity organismu vlivem například fyzické námahy. Zrychlený tep může být také způsoben vlivem špatné poddajnosti aorty [15]. Naopak výraznější jednorázové prodloužení RR intervalu může znamenat výpadek jednoho, nebo i více QRS komplexů. V SA¹ uzlu nevznikl vzruch vyvolávající depolarizaci komor což je předzvěstí srdeční nemoci, popřípadě fibrilaci komor. Všechny tyto závěry můžeme prezentovat jen díky správnému vyhledání všech QRS komplexů v získaném EKG signálu.

Již dnes jsou někteří především starší lidé přímo odkázáni na automatické QRS detektory ve svých kardiostimulátorech, které nepřetržitě monitorují prostřednictvím QRS komplexů srdeční rytmus a v případě rytmického výpadku, nebo náhlého prodloužení RR intervalu pustí do srdce vlastní depolarizační impuls (viz. obrázek 4d). V případě špatné detekce by ale takovýto přístroj mohl svého pacienta i zabít. Pokud by přístroj nerozpoznal přirozený QRS komplex a začal do srdce pouštět vlastní impulsy, tak by mohl vyvolat umělou srdeční fibrilaci (viz. obrázek 4b a 4c). V takovém případě je nutné využít defibrilátor a i ten detekuje QRS komplexy, podle kterých volí nejvhodnější čas pro defibrilační impuls.



Obrázek 4: EKG křivky a) vzorový průběh, b) fibrilace síní, c) použití defibrilátoru, d) použití kardiostimulátoru

¹ SA uzel – sinoatriální uzel – hlavní zdroj vzruchů určující srdeční rytmus

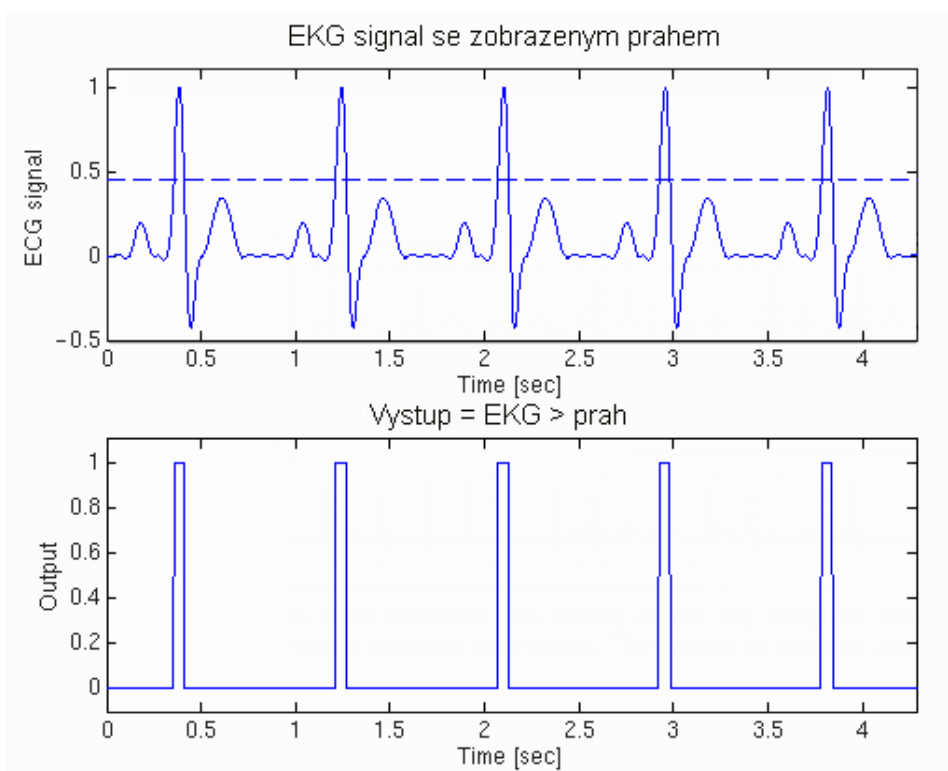
3 Metody detekce QRS komplexů

Metod na detekci je více. Kapitola proto obsahuje pouze metody odzkoušené na veřejných databázích elektrokardiogramů [8]. Mezi nepopsané metody v této kapitole patří například detekce QRS komplexů pomocí umělých neuronových sítí [9], Dynamic Time Warping (DTW) [10] a metodu vhodnou na vyhledávání v DNA kódech použitelnou též k detekci QRS komplexů s názvem Hidden Markov Models (HMM) [11].

3.1 Prahování amplitudy signálu

Prahování amplitudy je základní, jednoduchý a rychlý způsob detekce QRS impulsu především pro použití na orientační měření tepu. Tento systém detekce s pevným prahem je součástí základních elektrokardiografů. Spolehlivost detekce je vysoká, pokud jsou v signálu potlačeny pohybové a jiné artefakty a je správně nastavena úroveň prahu. V opačném případě je tento typ detekce přímo zavádějící. Funguje na principu porovnání okamžité výchylky srdečního signálu s pevně nastavenou prahovou hodnotou naznačenou přerušovanou čarou na obrázku 5. V případě překročení prahové hodnoty systém detekuje R vlnu z QRS komplexu. Pokud však prahovou hodnotu překročí i jiný segment z periody signálu, je taktéž milně detekován jako R vlna.

Tento nedostatek eliminují metody s pohyblivým prahem. Práh se stanoví na základě sejmuté skupiny maximálních hodnot amplitud v signálu odpovídajících R vlnám. Z většího počtu hodnot se stanoví průměrná velikost R vlny a vynásobí se konstantou v rozmezí 0,6 až 0,8 (60-80% z průměrné amplitudy R vlny). Práh se může v průběhu měření měnit. V případě větších pohybových artefaktů a patologických jevů v signálu však ani tato vylepšená metoda nedosahuje uspokojivých výsledků.

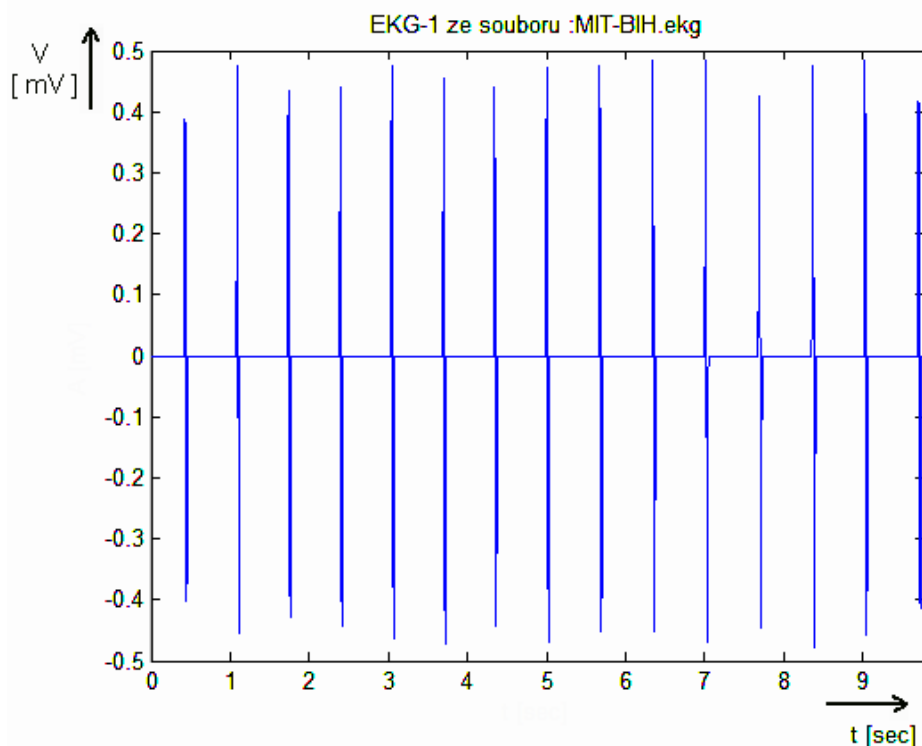


Obrázek 5: Ukázka prahování a výsledek prahování

3.2 Detekce QRS prostřednictvím derivace

Tato metoda detekce QRS komplexu je založena na myšlence využití strmosti náběhu R vlny z opačně polarizovaného Q kmitu. K tomu složí matematická derivace hledající prudkou změnu hodnot dvou sousedních bodů EKG signálu. K realizaci se používá první derivace signálové funkce. Základní vyjádření derivace je jako poměr, v jakém růst nějaké závislé proměnné y odpovídá změně jiné proměnné x . Jde tedy o míru změny funkce v daném bodě $\Delta y / \Delta x$.

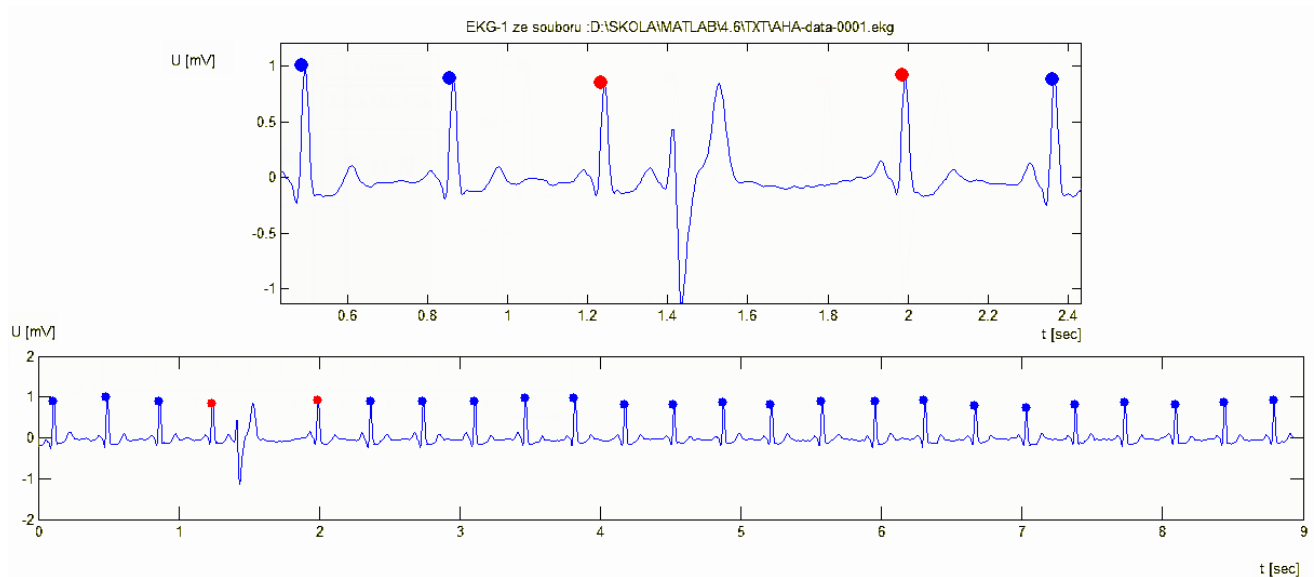
Obrovskou výhodou této metody je, že není ovlivněna pohybovými artefakty a poklesem amplitudy EKG signálu v průběhu snímání. V případě silně zašuměného signálu však dochází ke skokovým změnám sousedních hodnot neustále, čímž dochází opět k chybným detekcím. To může částečně eliminovat použití druhé derivace. Na obrázku č. 6 je zobrazen výsledek derivace EKG signálu. Impulsy přichází v místě vlny R.



Obrázek 6: Čistý EKG signál po 1.derivaci

3.3 Metoda kombinující první derivaci s prahováním

Jedná se o složitější metodu použitelnou na signály obsahující různé druhy artefaktů a šumů. Základem metody je první derivace, která se přímo na vstupní signál použije. Získaný výsledek derivace obohacený o derivovaný šum a různé dílčí amplitudy nepatřící R vlnám se dále prahuje. Práh vychází z průměrné hodnoty všech nenulových kladných výchylek vynásobené konstantou pohybující se na úrovni 90% maxima v derivované funkci. Následně dochází k prahování celé derivované funkce tímto prahem. Výsledkem jsou čisté pulzy R vln. Na odzkoušených vzorcích databáze [8] bylo dosaženo 97,5% úspěšnosti správné detekce. Kvalitu metody zachycuje obrázek č. 7, kde je artefakt správně přehlédnut.



Obrázek 7: Výsledek kombinace dvou metod na signál s patologickými artefakty a kolísáním amplitudy QRS komplexu.

3.4 Metoda AMCD(Average magnitude cross – difference)

Metoda pracuje na základě porovnání vzoru QRS komplexu a vstupního signálu. Výsledkem je křivka absolutních hodnot rozdílu dle vztahu :

$$y(i) = \sum_{k=0}^{N-1} [x_t(k) - x_t - [x(k+i) - x_i]] \quad (3.1)$$

$$i = 0, 1, \dots$$

$x_t(k)$vzorky QRS

$x(k+i)$vzorky signálu EKG,

x_t průměrná hodnota QRS

x_i je průměrná hodnota i-tého bloku dat v signálu

Výhodou je vysoká přesnost detekce, avšak nevýhodou je nutnost volby vzorového QRS komplexu zvláště nejlépe pro každého pacienta. Tato metoda nedokáže detekovat některé patologické QRS komplexy.

3.5 Využití vlnkové transformace k detekci QRS komplexu

Pro detekci je využívána především redundantní dyadická vlnková transformace díky invariantnosti vůči časovým posunům vstupního signálu. Princip spočívá v tom, že průchodem srdečního signálu kaskádou rozkladových filtrů získáme na určité úrovni rozkladu signál s charakteristickým kmitem právě v místě vlny R. Takové místo se dále vyhodnotí, popřípadě označí za místo středu QRS komplexu. Bližší popis metody je uveden v samostatné kapitole.

4 Vlnková transformace obecně

Vlnková transformace (WT, Wavelet Transform) se v dnešní době začíná hojně využívat v různých typech aplikací od komprese signálu přes filtraci až po detekci prvků v signálu. Je ve skupině transformací (Fourierova, kosinová transformace, ...) nejmladší. Zůstává u ní vyjádření signálu jako lineární kombinace bazových funkcí, navíc však umožňuje lokalizaci dané události v čase uvnitř spektra. Bazová funkce je nazývána jako vlnka. Zachování vstupní informace je docíleno pokrytím vlnek celého časového rozsahu vstupního signálu. Matematicky [14] se hovoří o konvoluci vlnkové funkce $\psi(t)$ se signálem $x(t)$.

4.1 Vlnkové transformace spojitého signálu

4.1.1 Vlnková transformace se spojitým časem

Vlnková transformace se spojitým časem (CWT¹) realizuje časově měřítkový rozklad signálu popsaný následující rovnicí :

$$y(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi^* \left(\frac{t-b}{a} \right) dt \quad (4.1)$$

Jedná se o korelaci signálu $x(t)$ s vlnkami odvozenými z obecně komplexní mateřské vlnky $\psi(t)$. Pro $\psi(t)$ je nutná nulová střední hodnota. Proto její tvar odpovídá vlnce. Odtud pochází i její název. Vlny mohou být obecně komplexní. To je v rovnici naznačeno horním indexem * ukazujícím na komplexně sdruženou funkci. Výsledná funkce y je popsána spojitými parametry a, b , kde parametr a určuje měřítko (scale) časové dilatace a parametr b zajišťuje posun funkce po časové ose. V rovnici je dále $1/\sqrt{a}$, což je konstanta normalizující energii jednotlivých vlnek.

Běžně bývají vlnky navrženy jako rychle se měnící funkce krátkého časového trvání. To napomáhá při detekci lokálních detailů v signálu. Proto je využití vlnkového popisu signálu mnohdy výhodnější, než standardní doposud používaná spektra.

4.1.2 Diskrétní vlnkové transformace spojitého signálu

Jedná se o zvláštní případ vlnkové transformace se spojitým časem označované zkratkou DWT². Získáme ji v případě, že parametry a, b nahradíme funkcemi $a = a_0^m$ a $b = a_0^m kT$, kde $a_0, T > 1$. Koeficienty m, k pak musí být celočíselné, kdy m reprezentuje kmitočtové měřítko a k měřítko časové.

¹ CWT – Continuous wavelet transform

² DWT - Discrete wavelet transform

Nejčastějším případem tohoto typu transformace je dyadická diskrétní vlnková transformace, kde $a_0=2$ a $m>0$:

$$y(m, k) = \frac{1}{\sqrt{2^m}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi^*(2^{-m} \cdot t - kT) dt \quad (4.2)$$

Konstanta T určuje hustotu vzorkování koeficientů na časové ose pro jednotlivé kmitočtové úrovně dané indexem m . Konstanta T závisí na šířce pásma B mateřské vlnky. Dále je ze zlomku předcházejícímu integrál patrné, že časovou expanzí vlnky bude docházet ke kompresi jejího spektra. Dyadická DWT je tedy charakterizována oktávovou podobou spekter soustavy vlnek. S rostoucím m se krok posunutí a zvětšuje. Výsledkem je množina koeficientů $y(m, k)$ nerovnoměrně rozložených v časově-měřítkové rovině. Pokud navíc do rovnice zavedeme :

$$2^{-m} \cdot t - k \cdot T = 2^{-m} \cdot \tau \Rightarrow \tau = t - 2^{-m} \cdot k \cdot T, d\tau = dt \quad (4.3)$$

Získáme následující rovnici :

$$y(m, k) = \frac{1}{\sqrt{2^m}} \int_{-\infty}^{\infty} x(\tau) \cdot \psi^*(2^{-m} \cdot \tau - 2^{-m} \cdot k \cdot T) d\tau \quad (4.4)$$

Nyní lze korelaci signálu realizovat jako konvoluci s funkcemi časově reverzními, čímž získáme následující vyjádření dyadické DWT :

$$y(m, k) = \int_{-\infty}^{\infty} h_m(\tau) \cdot x(2^m \cdot k \cdot T - \tau) d\tau \quad (4.5)$$

Tuto dyadickou diskrétní vlnkovou transformaci lze realizovat rozkladem signálu bankou lineárních spojitých oktávových filtrů s impulsními charakteristikami $h_m(t)$.

V praktických aplikacích bývá WT realizována s použitím číslicového počítače. Mluví se sice o spojitě vlnkové transformaci, ale ve skutečnosti je vstupní signál i jeho transformace v takovémto případě diskrétní.

4.2 Diskrétní vlnková transformace s diskrétním časem

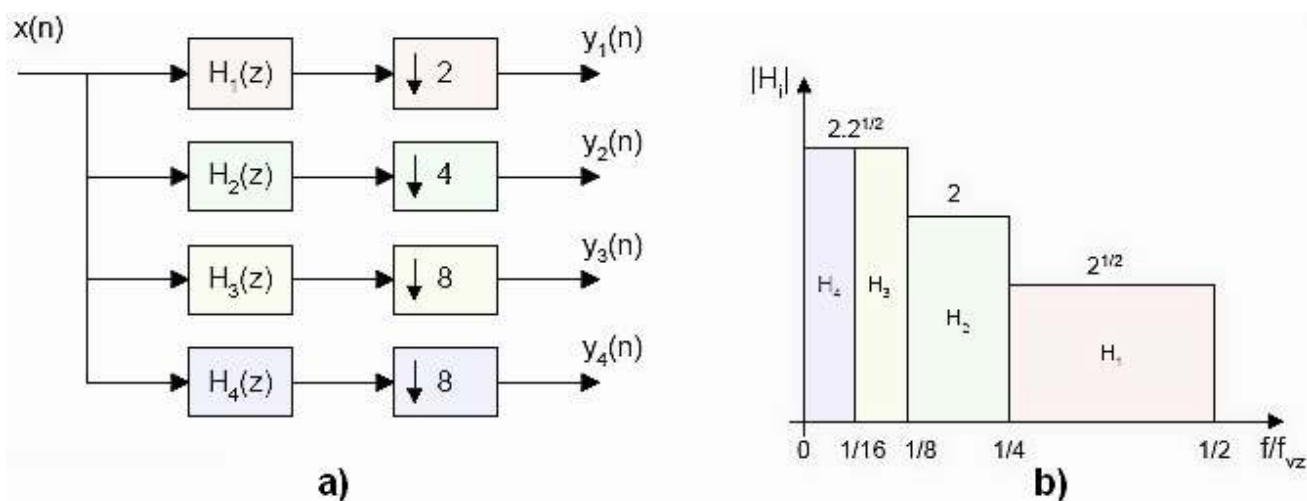
Jde zde o reálnou dyadickou vlnkovou transformaci s diskrétním časem(DTWT¹). Ta je popsána jako funkce $y_m(n)$ diskrétního signálu $x(n)$:

$$y_m(n) = \sum_{i=-\infty}^{\infty} h_m(i) \cdot x(2^m \cdot n - i) \quad (4.6)$$

Ze vztahu je patrné, že vzorkovací frekvence $y_m(n)$ na výstupu m -tého filtru se 2^m -krát sníží oproti vzorkovací frekvenci f_{vz} vstupního signálu $x(n)$. Vzhledem k tomu, že jsou výstupy filtrů podvzorkovány, je počet koeficientů transformace shodný s počtem vzorků vstupního signálu $x(n)$.

¹ DTWT - Discrete time wavelet transform

Pro názornost je vše zobrazeno na obrázku číslo 8. Obrázek 8 vyobrazuje transformaci s třístupňovým rozkladem ($M=3$) a z toho plynoucí frekvenční charakteristiky ideálních oktávních filtrů.



Obrázek 8: a) schéma třístupňové dyadické DTWT s bankou filtrů a podvzorkovanými výstupy, b) modulové frekvenční charakteristiky ideálních oktávních filtrů

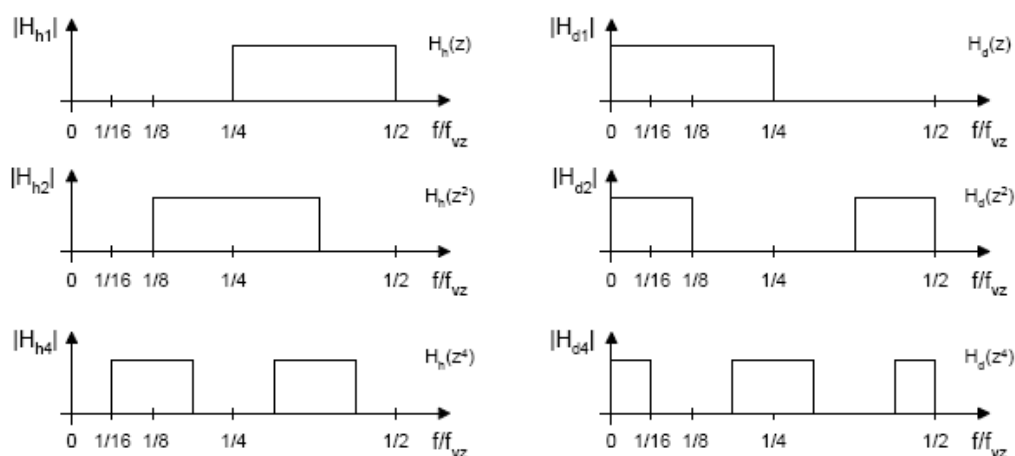
Tohoto výsledku lze v praxi dosáhnout použitím zrcadlově kvadraturních filtrů [12]. Pomocí filtru typu dolní propust je realizována aproximace a pomocí filtru typu horní propust získáme detaily. Mezní hodnotou filtrů je polovina Nyquistova kmitočtu dle následujících vyjádření :

$$|H_d(e^{j\omega})| = \begin{cases} 1 & \text{pro } \omega = \left\langle 0, \frac{\pi}{2} \right\rangle \\ \frac{1}{2} & \text{pro } \omega = \frac{\pi}{2} \\ 0 & \text{pro } \omega = \left\langle \frac{\pi}{2}, \pi \right\rangle \end{cases} \quad (4.7)$$

$$|H_h(e^{j\omega})| = \begin{cases} 0 & \text{pro } \omega = \left\langle 0, \frac{\pi}{2} \right\rangle \\ \frac{1}{2} & \text{pro } \omega = \frac{\pi}{2} \\ 1 & \text{pro } \omega = \left\langle \frac{\pi}{2}, \pi \right\rangle \end{cases} \quad (4.8)$$

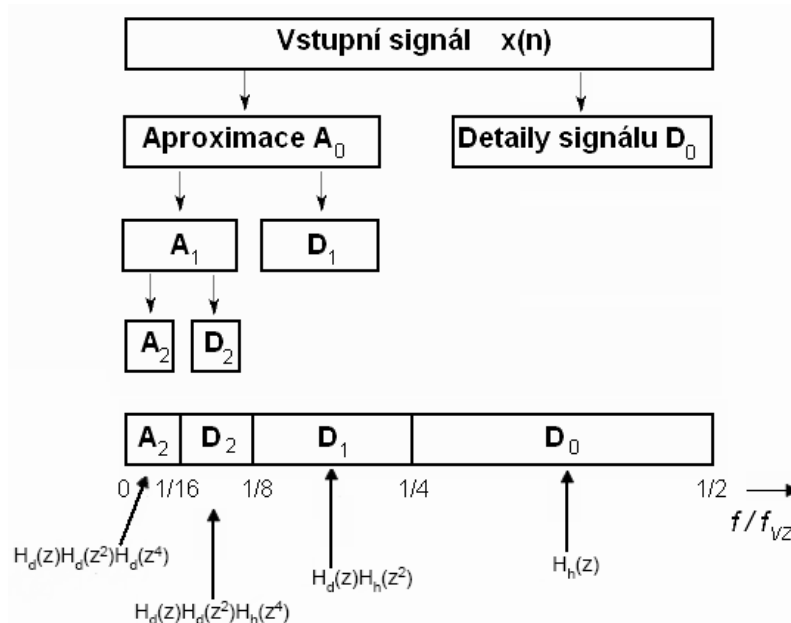
Vyjádření popisuje dvojici zrcadlových filtrů ideální dolní propusti H_d a ideální horní propusti H_h s modulovými charakteristikami navzájem symetrickými kolem $\pi/2$. Je patrné, že jsou filtry

vzájemně inverzní. Lze tedy operací $z = -z$ z přenosové funkce $H_d(z)$ získat přenosovou funkci $H_h(z)$. Frekvenční charakteristiky filtrů odvozených z výchozích ideálních dolních a horních propustí jsou naznačeny na obrázku 9.



Obrázek 9: Filtry odvozené z výchozích dolních a horních propustí frekvenční transformací [13].

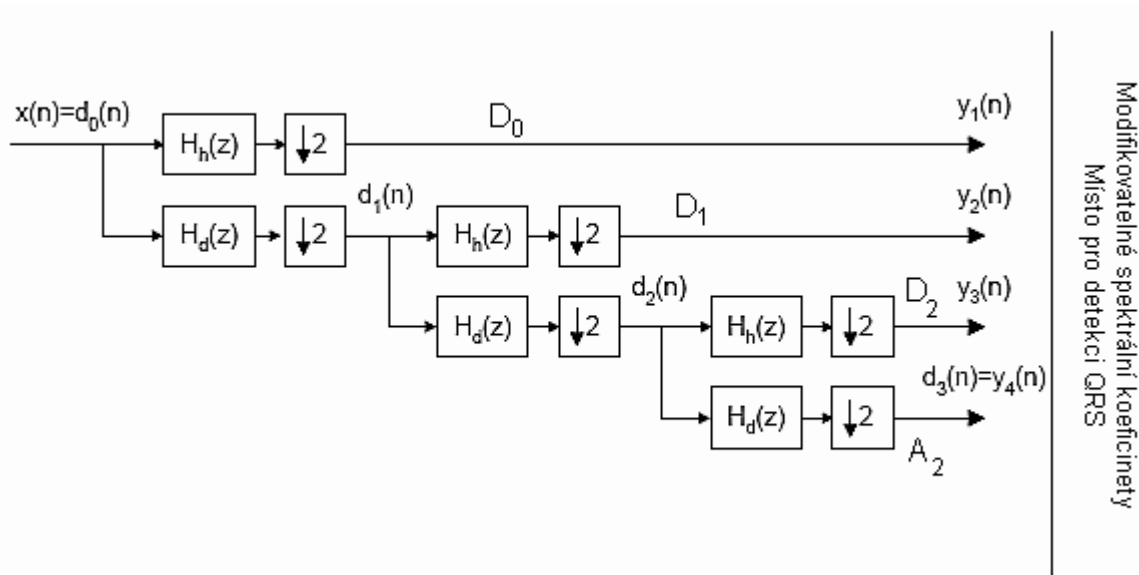
Na obrázku č. 10 je zobrazená zjednodušená grafická realizace činnosti oktavových filtrů realizujících třístupňovou DTWT odvozených z průběhů transformačních filtrů na obrázku 9. Filtr typu dolní propust je přímo popsán jako aproximace. Podobně je filtr typu horní propust popsán jako „detaily“. Jedná se o obrazné vyjádření skutečné funkce systému v jednotlivých krocích. Z obrázku je patrné poskládání dat v přenosové funkci.



Obrázek 10: Naznačení funkce navržených oktavových filtrů pro třístupňovou DTWT.

Jelikož v žádné filtrační úrovni nedochází ke ztrátě, nebo poškození informace, lze číst data a zpět transformovat z libovolné úrovně. Signál $y(n)$ je v tomto vhodně zvoleném místě (úrovni) popsán vektorem aproximace, nebo její přenosovou funkcí a všemi vektory detailů, popřípadě jejichmi přenosovými funkcemi, jak je to naznačeno v obrázku 10. Tato reprezentace je označována

jako hierarchická vlnková dekompozice signálu. V praxi jde o realizaci multitaktního systému¹ s podvzorkováním faktorem 2 v každé úrovni. Podvzorkování se provádí postupně tak, že na výstupu každého filtru je v sérii podvzorkovací člen s faktorem 2. V takovém případě lze použít dvojice zrcadlových filtrů H_d a H_h , jejichž frekvenční charakteristiky takové podvzorkování umožňují.



Obrázek 11: Realizace třístupňové rychlé dyadické DTWT se zrcadlovými filtry H_d a H_h .

Koeficienty dyadické diskrétní vlnkové transformace $y_m(n)$, $m=1,2,3\dots$ jsou při M stupňovém rozkladu nerovnoměrně rozloženy v časově frekvenční rovině. Z toho plyne, že s rostoucím m klesá časová rozlišovací schopnost. Frekvenční rozlišovací schopnost však roste. Tento poznatek je důležitý především pro detekci časové pozice různých segmentů v signálu.

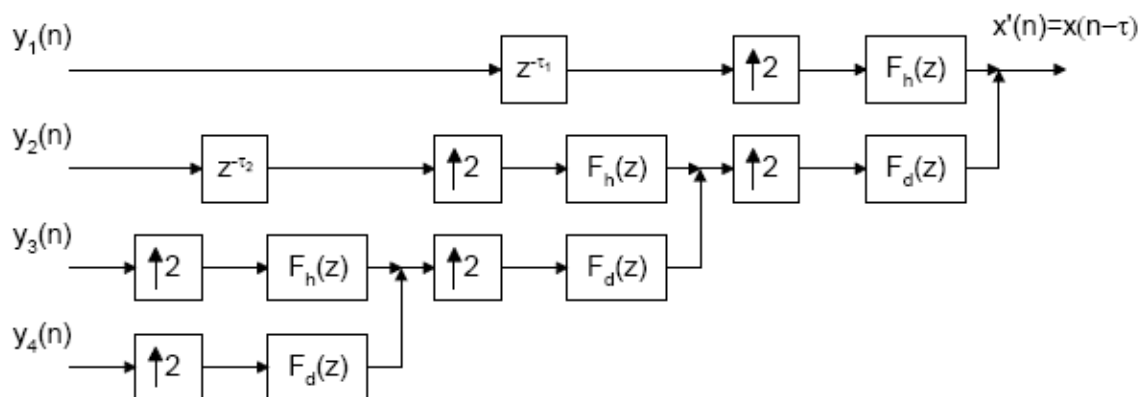
4.3 Inverzní vlnková transformace

Již v předcházejících kapitolách bylo zmíněno, že je vlnková transformace bezetrátová. K rekonstrukci signálu transformovaného vlnkovou transformací je využívána zpětná vlnková transformace označována jako inverzní vlnková transformace (IDTWT²). Princip inverzní transformace je založen na nutnosti interpolace prostřednictvím expanderů. Expandery v každé úrovni transformace vkládají nulové vzorky mezi každé dva sousední koeficienty transformace (vzorky posloupnosti). Sériově je ke každému expanderu připojen interpolační filtr volený jako vhodný protějšek korespondujícího rozkladového filtru. Interpolační, taktéž rekonstrukční filtr F může být typu dolní propust F_d , nebo horní propust F_h . V případě kauzálních filtrů musíme vzít dále v potaz zpoždění.

¹ Multitaktní systém – systém, v němž je v jednom okamžiku použito více vzorkovacích kmitočtů.

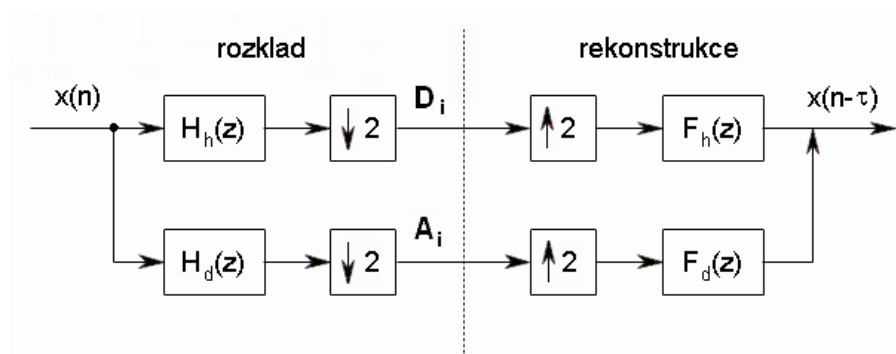
² IDTWT – Inverse discrete time wavelet transform

K tomu slouží zpožďovací členy $z^{-\tau}$ rozmístěné v rekonstrukční větvi, jak je naznačeno na obrázku 12, jež blokově naznačuje zpětnou (inverzní) třístupňovou vlnkovou transformaci navrženou pro rychlou třístupňovou dyadickou vlnkovou transformaci zobrazenou na obrázku 11.



Obrázek 12: Princip inverzní transformace (IDTWT) pro třístupňovou DTWT.

Porovnáním obrázků 11 a 12 lze rozpoznat, že je základem dvoukanálová banka rozkladových a rekonstrukčních filtrů znázorněná na obrázku 13. Jednotlivé čtveřice filtrů musí splňovat podmínky inverzibility, aby bylo možné získat na výstupu zpožděný totožný signál se vstupním.



Obrázek 13: Dvoukanálová banka filtrů H_h, H_d a rekonstrukčních filtrů F_h, F_d .

Doposud byly uvažovány filtry s ideální frekvenční charakteristikou. U reálných filtrů je nutné vzít v potaz vliv aliasingu. Potlačení aliasingu dle [13] vede na rovnice sloužící zároveň jako podmínky věrné rekonstrukce originálního signálu $x(n) = x'(n - \tau)$:

$$F_d(z) \cdot H_d(z) + F_h(z) \cdot H_h(z) = 2z^{-\tau} \quad (4.9)$$

$$F_d(z) \cdot H_d(-z) + F_h(z) \cdot H_h(-z) = 0 \quad (4.10)$$

kde τ je již dříve zmíněné zpoždění vzniklé kaskádou filtrů $H_d(z)F_d(z)$, nebo $H_h(z)F_h(z)$. Na tomto základě následně volíme čtveřice antialiasingových filtrů dle pravidel uvedených na další stránce. Tyto základní a jediné podmínky pro volbu filtrů je nutné dodržovat minimálně v jedné z uvedených podob.

Podmínky pro správnou volbu banky filtrů :

$$F_d(z) = H_h(-z) \quad a \quad F_h(z) = -H_d(-z) \quad (4.11)$$

nebo druhá varianta :

$$F_d(z) = -H_h(-z) \quad a \quad F_h(z) = H_d(-z) \quad (4.12)$$

Protějšky k rozkladovým filtrům můžeme nazvat jako zrcadlové filtry, jejichž fázové zpoždění musí být konstantní, impulsní charakteristiky symetrické. Filtry splňující nároky patří do skupiny půlpásmových filtrů. Při návrhu vhodné banky filtrů lze také vybrat vyhovující zrcadlový filtr typu dolní propust $P_d(z)$, z něhož se vytvoří horní propust $P_d(-z)$. Filtr $P_d(z)$ musí mít v bodě $\pi/2$ poloviční přenos oproti jeho maximu v bodě 0.

4.4 Komplexní dyadická vlnková transformace

Ortogonalní¹ vlnková transformace s bankou komplexních filtrů také zvaná jako komplexní dyadická vlnková transformace (DTCWT²) se vyznačuje nelineárními fázovými frekvenčními charakteristikami i po zachování podmínek symetrie impulsních charakteristik filtrů. Podmínky volby banky filtru jsou podobné :

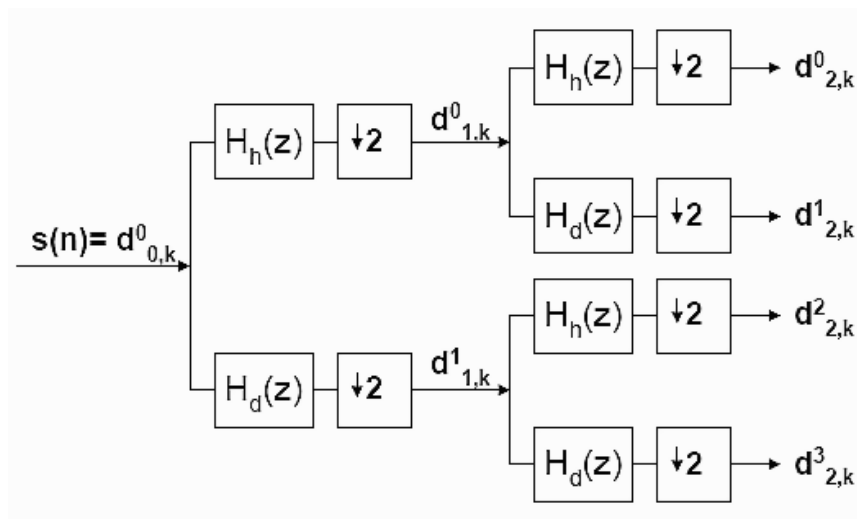
$$\begin{aligned} F_d(z) = -H_h(-z) &\Rightarrow f_d(n) = -(-1)^n h_h(n) \\ F_h(z) = H_d(-z) &\Rightarrow f_h(n) = (-1)^n h_d(n) \end{aligned} \quad (4.13)$$

4.5 Paketová diskrétní vlnková transformace

Paketová diskrétní vlnková transformace je realizována rozkladem do úplného stromu. Rozkladový strom může být úplný, nebo neúplný. Rozdílem oproti doposud popisovaných transformací je rozklad bloků „detailů“ v každé další úrovni. Zatím docházelo k rozkladu vždy jen aproximujících bloků. U paketové transformace se na každé úrovni rozkladu rozkládají oba bloky. Díky tomu jsou frekvenční pásma výstupů stejně široká. V případě neúplného stromu je volen rozklad libovolně uživatelem, kdy v jedné úrovni může docházet k rozkladu detailů z bloku horní propusti a v jiné úrovni k rozkladu nedochází.

¹ Ortogonalní – pravouhlý, kolmý

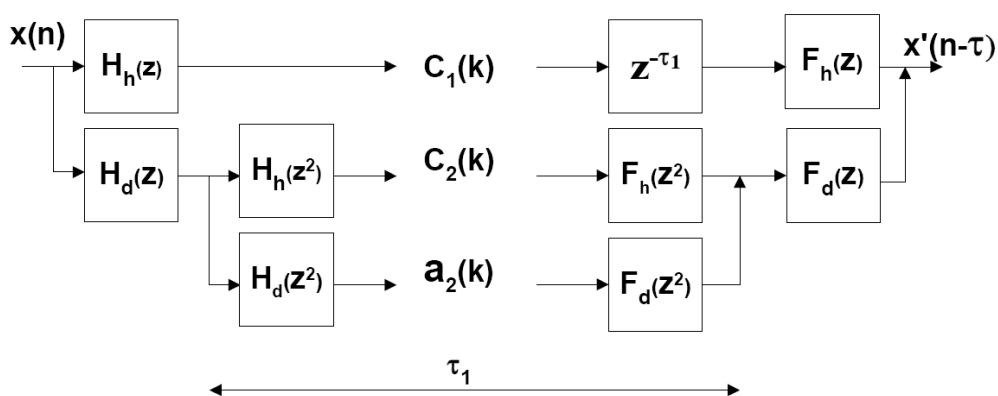
² DTCWT – Dual Tree Complex Wavelet Transform



Obrázek 14: Ukázka paketové DTWT se dvěma stupni rozkladu.

4.6 Redundantní diskrétní vlnková transformace

Vlnková transformace bez podvzorkování signálu v každé úrovni se nazývá Redundantní¹ DTWT. Počet koeficientů transformace narůstá úměrně s počtem použitých rozkladových pásem. Redundantní transformace se někdy také nazývá SHIFT-INVARIANT² transformace, protože koeficienty nezávisí na posunutí vstupního signálu, tedy ani na místě začátku transformování vstupního signálu. U doposud uvedených vlnkových transformací s decimacemi na posunutí vstupu záleželo. Tento typ transformací se používá především pro analýzu signálů a detekci charakteristických segmentů v signálu.



Obrázek 15: Ukázka přímé a zpětné redundantní DTWT se dvěma stupni rozkladu.

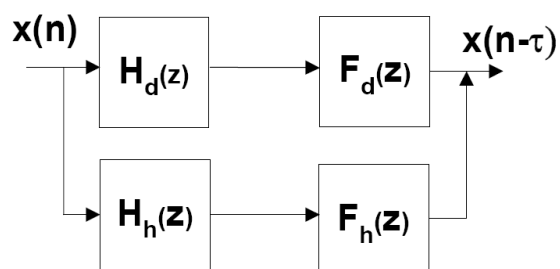
¹ Redundantní – nadbytečný, opakovaný

² SHIFT-INVARIANT – časově nezávislý, nezávislý na absolutním čase

Podmínky, které musí použité filtry redundantní vlnkové transformace splňovat, jsou velice podobné těm pro běžné diskrétní vlnkové transformace :

$$F_d(z) \cdot H_d(z) + F_h(z) \cdot H_h(z) = z^{-\tau} \quad (4.14)$$

V rovnici podmínky pro věrnou rekonstrukci chybí na pravé straně pouze konstanta 2 použitá v běžné DTWT s decimací. To ovlivnila právě šířka nezdecimovaného pásma v daném stupni transformace.



Obrázek 16: Dvoukanálová banka rozkladových a rekonstrukčních filtrů redundantní DTWT.

Podmínky pro správnou volbu banky filtrů zůstávají stejné (viz. vzorce 4.11 a 4.12). Spojením podmínek(4.11, 4.12) pro věrnou rekonstrukci za účelem využití půlpásmových filtrů platí následující podmínka :

$$P_d(z) - P_h(z) = z^{-\tau} \quad (4.15)$$

Z podmínek nyní plyne, že modul přenosu dolních propustí $\omega=0$ a horních propustí $\omega=\pi$ musí být roven jedné (u vlnkových transformací s decimací byl modul roven $2^{1/2}$).

5 Volba parametrů DTWT pro detekci QRS

5.1 Volba typu vlnkové transformace

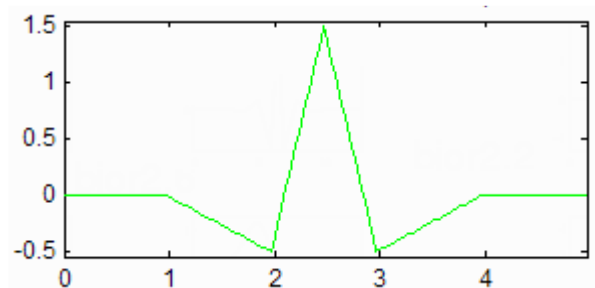
Z popsaných transformací se jako nejvhodnější jeví redundantní dyadická vlnková transformace především díky invariantnosti vůči časovým posunům vstupního signálu. To znamená, že koeficienty nezávisí na posunutí vstupního signálu, tedy ani na místě začátku transformování vstupního signálu, což je v případě detekce QRS komplexu v neznámém vstupním signálu s nejasným místem počátku velice vhodné. Jedinou nevýhodou je pouze velké množství koeficientů, které narůstá úměrně s každou další úrovní. **V dalších krocích volby parametrů budeme proto počítat s redundantní dyadickou diskrétní vlnkovou transformací.**

5.2 Volba banky filtrů

Na výběr máme ze dvou skupin banky filtrů (biortogonální a ortogonální). Po odzkoušení obou typů v prostředí Matlab **byl zvolen ortogonální typ filtru s tvarem vlnky db1 a db2**. Volba byla provedena na základě rozkladu EKG signálu různými typy biortogonálních a ortogonálních filtrů. Bližší informace k oběma typům filtrů jsou v následující podkapitole.

5.2.1 Biortogonální filtry

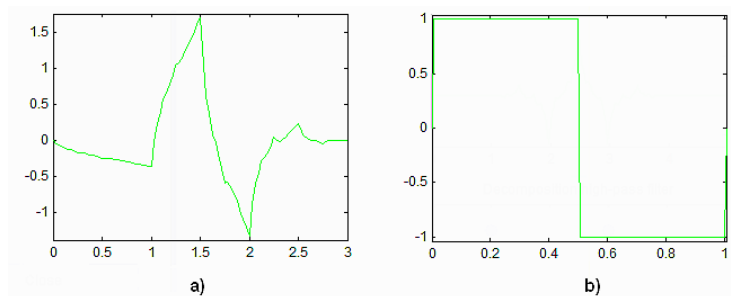
Pro správnou funkci stačí splnění základních podmínek věrné rekonstrukce. Jedná se o skupinu filtrů s lineární fází. V aplikacích se setkáme s označením „bior“. Na obrázku 17 je zobrazen tvar nejčastěji užívaného filtru bior2.2 .



Obrázek 17: Tvar biortogonální vlnky bior 2.2.

5.2.2 Ortogonální filtry

Filtry tohoto typu mají nekorelované shodně dlouhé impulsní charakteristiky. Impulsní charakteristiky jsou díky shodné délce symetrické. Mezi ně patří filtry Daubechiesové v Matlabu označované jako dbX, kde X udává číslici počet nulových bodů každého z filtrů v $z=-1$ a filtry Haarova typu označovány v Matlabu jako haar. Nejčastěji používané Daubechiesové filtry jsou db1 a db2 (viz. obrázek 18) .



Obrázek 18: Tvar ortogonálních vlnek a) db2 b)db1(vlastnosti biortogonálních)

Filtry db1 vychází z pŕlpásmové dolní propusti. Mají vlastnosti stejné jako haarovy filtry. Tento typ filtrů vyhovuje i náročnějším podmínkám ortogonálních filtrů díky symetrii impulsní charakteristiky. Rozkladové a rekonstrukční rovnice ortogonálních filtrů db1 jsou uvedeny níže :

$$H_d(z) = \frac{(1+z^{-1})}{\sqrt{2}} \quad a \quad \text{prislušný} \quad F_d(z) = H_d(z^{-1}) = \frac{(1+z^{-1})}{\sqrt{2}} \quad (5.1)$$

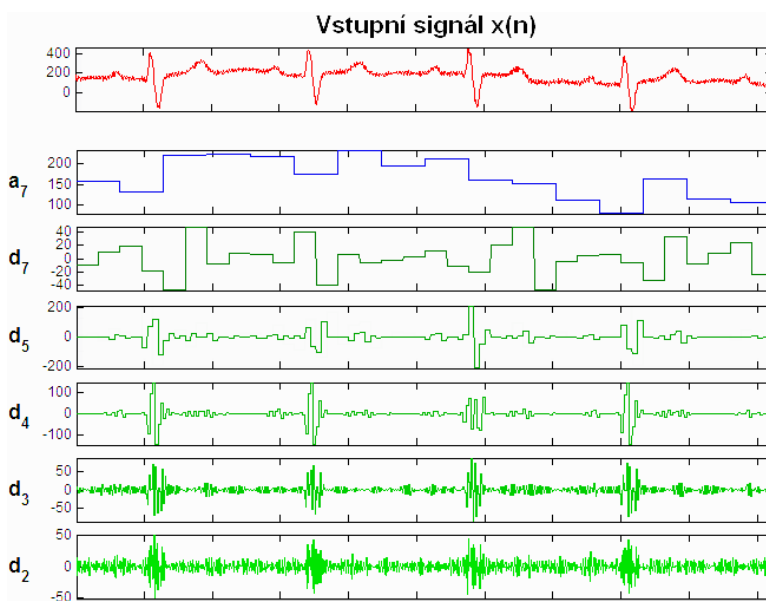
$$H_h(z) = H_d((-z)^{-1}) = \frac{(-1+z^{-1})}{\sqrt{2}} \quad a \quad \text{prislušný} \quad F_h(z) = z^{-1}H_h(z^{-1}) = \frac{(1-z^{-1})}{\sqrt{2}} \quad (5.2)$$

Filtry db2 vychází z pŕlpásmových propustí $P_d(z)$:

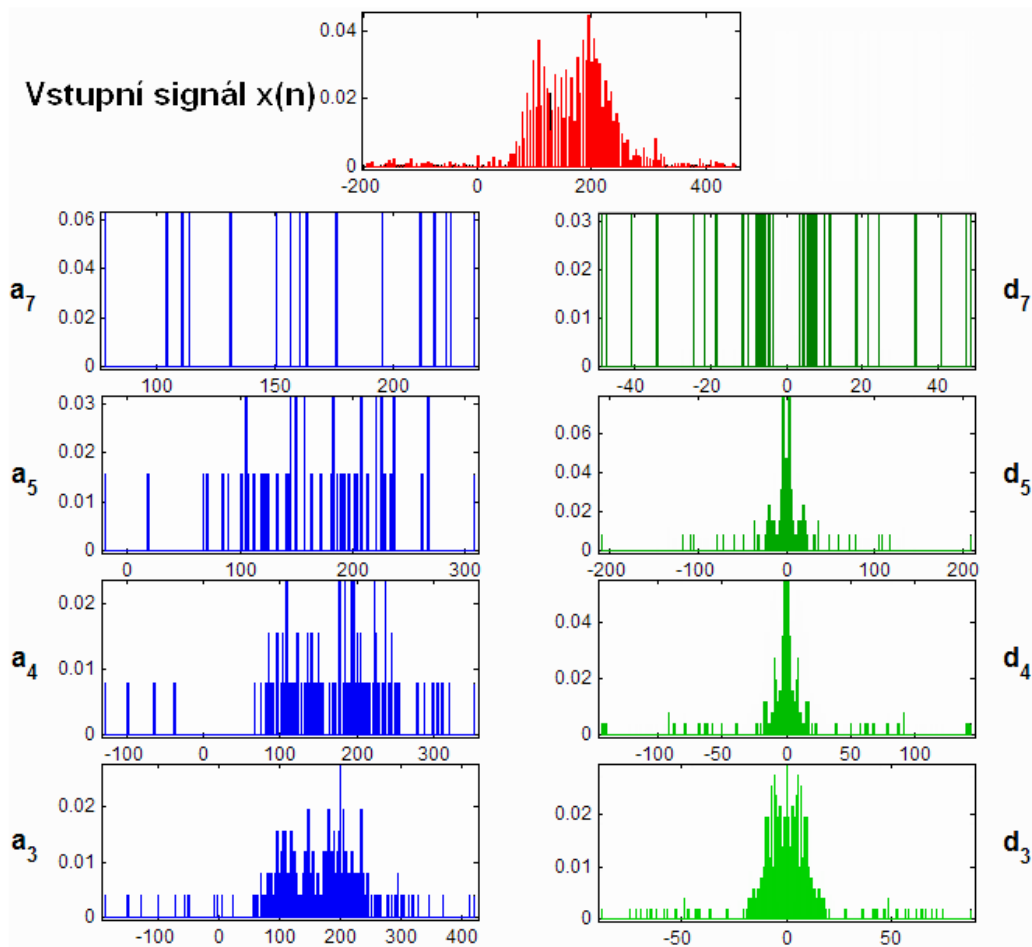
$$P_d(z) = \frac{1}{16}(-1+9z^{-2}+16z^{-3}+9z^{-4}-z^{-6}) \quad (5.3)$$

5.3 Volba počtu úrovní rozkladu

Volba počtu úrovní rozkladu je provedena empiricky, kdy jsou v prostředí Matlab realizovány běžné diskretní vlnkové transformace pro nastavené vlnky (v našem případě db1,db2). Nejprve bylo odzkoušeno provedení rozkladu využitím integrované aplikace „wavemenu“ přímo v prostředí Matlab, pomocí které je v krátkém čase možné zjistit průběhy jednotlivých vlnek v předdefinovaném množství úrovní rozkladu a příslušné histogramy viz. obrázky 19,20.

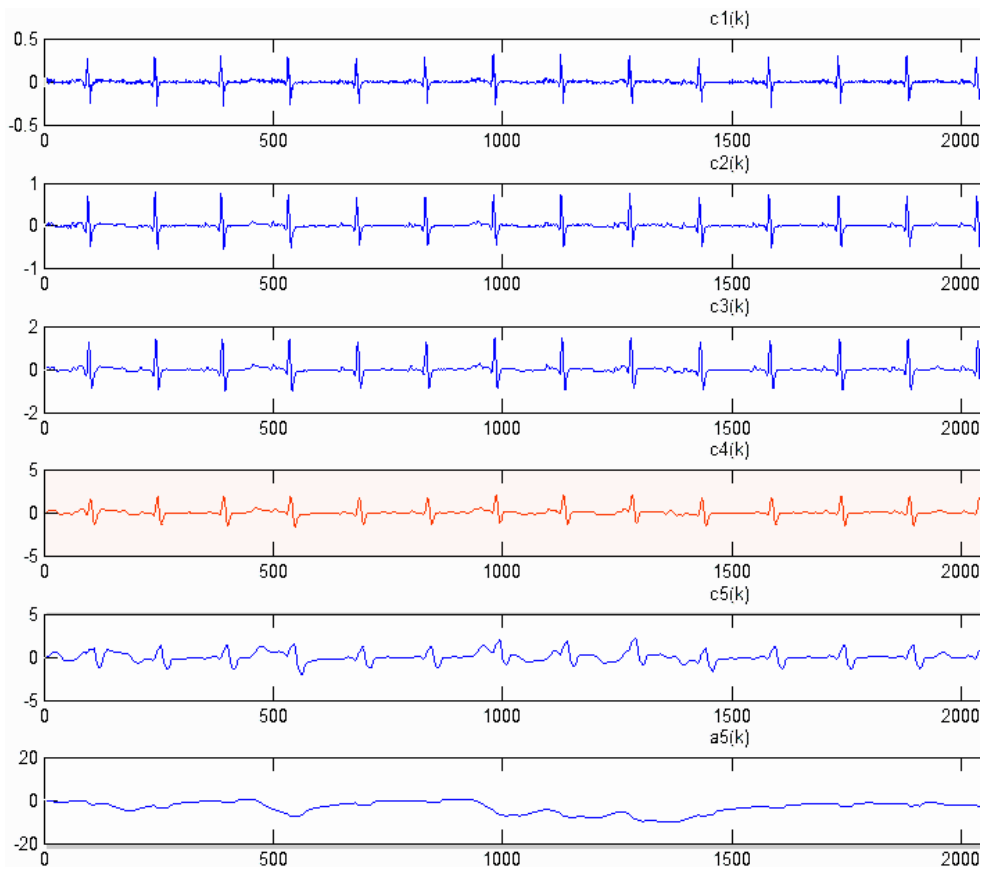


Obrázek 19: Výsledek rozkladu "vstupního signálu x(n) vlnkami db1. d₂-d₇ jsou detaily signálu, a₇ aproximace.

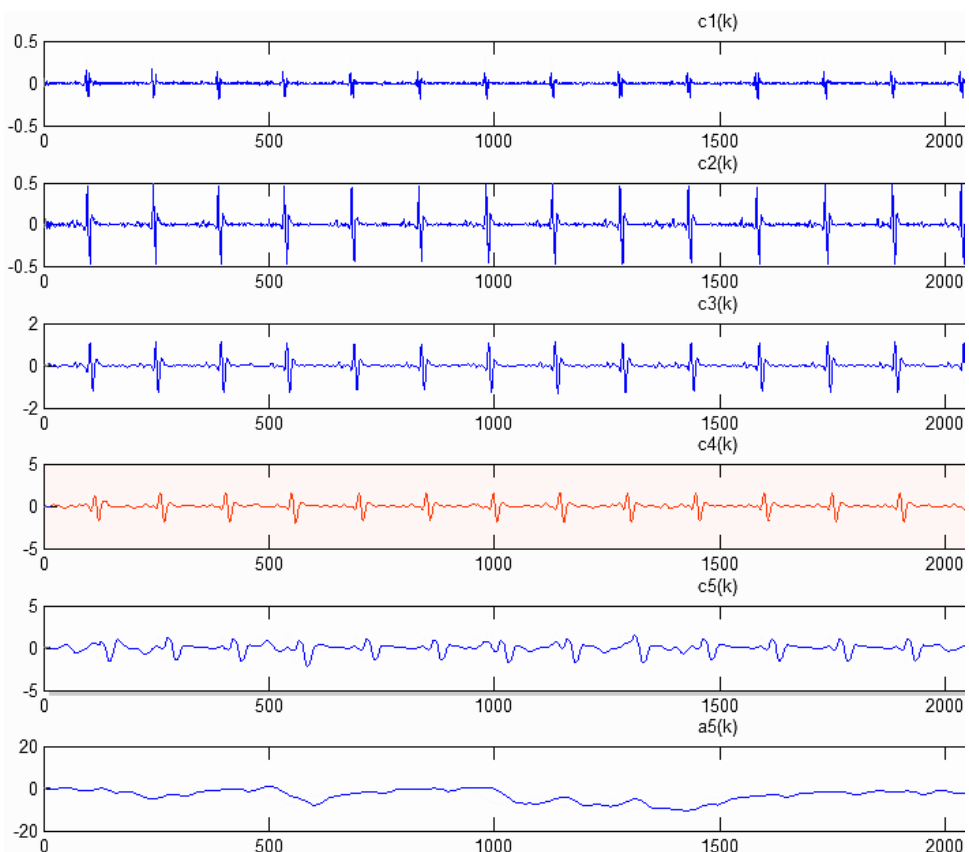


Obrázek 20: Histogramy jednotlivých úrovní rozkladu pro db1. a_3 - a_7 jsou aproximace v jednotlivých úrovních a d_3 - d_7 jsou detaily úrovní 3 až 7. Pro srovnání je červeně zobrazen histogram vstupního signálu.

Z obrázku 19 je přímo patrné, že sedmistupňovým již při použití vlnek db1 v sedmé úrovni s využitím běžné DTWT (ne redundantní) ztrácíme veškerý přehled o informacích v obraze. Podle obrázku 19 připadá v potaz maximálně 4. úroveň rozkladu. Více nám napoví histogramy z obrázku 20. Je patrné, že pro pátou úroveň rozkladu získáme v případě aproximací histogram s nežádoucí četností frekvencí daleko od QRS komplexu. Nejlepší se zdá být třetí úroveň rozkladu, avšak nachází se v ní zbytek jakoby pohybového artefaktu v okolí 0 Hz. Zatím lze předběžně uvažovat zhruba 4. úroveň rozkladu. Těchto předpokladů lze nyní využít při realizaci vlastní redundantní dyadické vlnkové transformace s vlnkou typu db1 a db2 v prostředí Matlab. Redundantní dyadická DTWT na obrázku 21 je navržena pro 5 úrovní rozkladu s využitím vlnek typu db1. Na obrázku 22 je pak redundantní dyadická DTWT taktéž pro 5 úrovní rozkladu s filtry typu db2. Z obou obrázků je patrné, že i **pro redundantní dyadickou diskrétní vlnkovou transformaci určenou k detekci QRS komplexu je vhodné použít čtvrtou, popřípadě třetí úroveň rozkladu (viz. c4(k) v obrázcích 21,22).**



Obrázek 21: Rozklad signálu redundantní dyadickou DTWT s použitím db1. C_1 až C_5 znázorňují detaily, a_5 znázorňuje aproximaci pátého stupně rozkladu. 4.úroveň červeně.



Obrázek 22: Rozklad signálu redundantní dyadickou DTWT s použitím db2. 4.úroveň červeně.

Pro porovnání je na obrázku 23 uveden 4. stupeň rozkladu DTWT za použití db4. Z obrázku je patrné, že daný typ vlnky není pro detekci použitelný právě díky velkému množství překmitů v místě hledaných R vln. To je způsobeno velkou složitostí tvaru vlnky podobně, jako u všech ostatních ortogonálních transformací (dbX pro $X > 2$, sym, coif atd.).



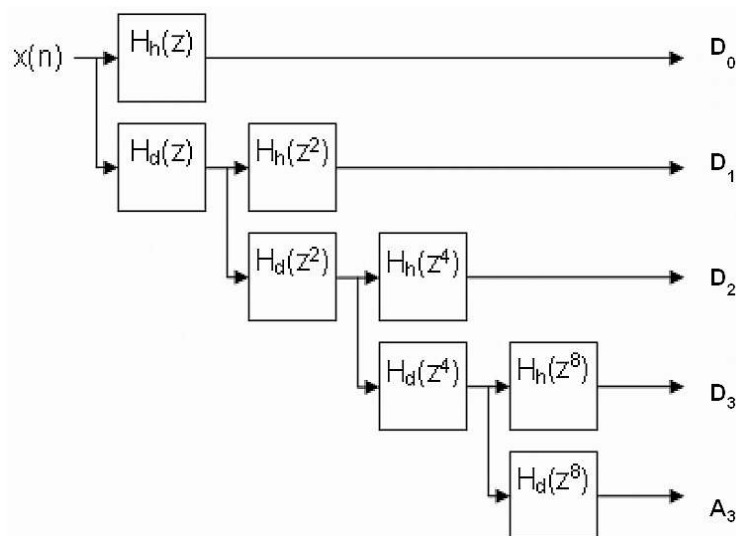
Obrázek 23: 4. stupeň rozkladu DTWT za použití db4.

5.4 Volba způsobu lokace QRS komplexu

Po výběru úrovně se signálem obsahujícím výhradně vlastní QRS komplexy v podobě samostatných kmitů vzdáleně podobných osamoceným sinusovkám je nutné zvolit metodu, kterou bude provedena lokace těchto osamocených kmitů. Lze zde využít většiny metod popsaných v kapitole 3. Za vhodnou metodu lokace je dobré zvolit metodu 1. derivace. Protože však vrchol R vlny odpovídá průchodu signálu nulou, je vhodné použít lokátor založený na vyhledání lokálního maxima a minima. Místo, jímž signál z maxima do minima prochází nulou pak označit za vrchol R vlny. Extrémy, jež budou brány v potaz se musí vhodně zvolit. **Na základě empirických pokusů je dále použita lokace pomocí 1. derivace.**

5.5 Navržená DTWT pro detekci QRS komplexů

Díky invariantnosti vůči časovým posunům byla zvolena redundantní dyadická diskretní vlnková transformace s bankou ortogonálních filtrů typu db1, popřípadě db2, což jsou filtry (vlnky) jednoduchého tvaru bez oscilací nejvíce vhodné na detekci R vlny v signálu. Redundantní dyadická DTWT je volena čtyřstupňová vzhledem ke tvaru signálu vhodnému pro detekci v této úrovni rozkladu. Na obrázku 24 je zobrazeno blokové schéma navržené redundantní dyadické DTWT určené pro detekci QRS komplexů.



Obrázek 24: Blokové schéma DTWT QRS detektoru

6 Praktická realizace detektoru QRS

6.1 Implementace detektoru do prostředí Matlab

Pro realizaci detektorů QRS komplexů v prostředí Matlab je možno použít program GUIDE, který slouží k vytváření vlastních gui¹ aplikací. To značně urychlí a zjednoduší práci se signálem i pro osobu nezasvěcenou do programování v prostředí Matlab. Při realizaci aplikace v GUIDE lze libovolně rozmístit ovládací prvky a snadno nastavit, co se má v prostoru vyhrazeném pro graf, či text zobrazit. Odpadá tak přepínání mezi jednotlivými okny plnými grafů a nutnost psaní kódového zápisu v příkazovém řádku v případě, že je potřeba v grafech něco zdůraznit. Aplikace vytvořená v tomto prostředí přímo komunikuje s naprogramovaným zdrojovým kódem v externím souboru typu *.m a umožňuje tak i předprogramování několika běhů s výpočty kontinuálně po sobě. Nebyl by tak problém nastavit běh vyhodnocení desítek holterovské zaznamenaných EKG signálů. Lékař specialista by následně po příchodu do práce měl okamžitě k dispozici důležitá data pro podrobnou diagnostiku jednotlivých pacientů. Odpadá tak nutnost pouštět vyhodnocování EKG signálu zvlášť pro každého pacienta.

6.1.1 Základní zásady při tvorbě aplikace pro lékaře

Při cílené tvorbě aplikace lékaři je nutné dosáhnout několika nepsaných pravidel k tomu, aby byla aplikace lékařem vůbec přijata a používána. Primárně taková aplikace musí mít co nejméně ovládacích prvků a tlačítek. Musí být jinými slovy uživatelsky přívětivá. Lékař nemá čas, ani nemusí mít vědomosti k tomu, aby si nastavoval hodnotu prahu, různé předřadné filtry, úsek signálu, ve kterém by probíhalo vyhodnocení, zesílení signálu a jiné nastavení, které nejsou pro jeho práci primární. I v případě, že se lékař naučí nastavit aplikaci tak, aby získal výsledky na požadované úrovni, tak již více nastavení nemění a trvale pro různá vstupní data nastavuje tytéž odzkoušené parametry. Dál je téměř nutné, aby mohl lékař postupovat intuitivně, což je vždy od horního levého rohu po spodní pravý roh obrazovky, popřípadě zleva směrem vpravo. Jako absolutně nevhodné se jeví rozložení aplikace do samostatných bloků, kdy v jednom bloku se ovládá práce se souborem, v jiném nastavení vyhodnocení signálu a zcela odděleně prvky grafického zobrazení výsledku. Důvodem je fakt, že může docházet k přehlédnutí nutnosti nastavení parametrů pro zpracování a provede se vyhodnocení souboru s přednastavenými hodnotami. Následně při pokusu změnit parametry zpracování již aplikace na zadané hodnoty nereaguje bez opětovného spuštění vyhodnocení. To však dobu nutnou na vyhodnocení zdvojnásobí a právě čas vyhodnocení patří k dalšímu základnímu pravidlu při tvorbě aplikace. Jakmile je lékař schopný vlastním zrakem, pravítkem a zkušenostmi vyhledat veškeré parametry diagnostikované parametry rychleji a přesněji, než počítač, tak takovou aplikaci taktéž nevyužije, signál si vytiskne a jezdí v něm raději pravítkem. Tvořená aplikace by měla být pro lékaře přehledná, snadno ovladatelná a co možná nejrychlejší a nejpresnější.

6.1.2 Tvorba gui aplikace na detekci QRS komplexu

Při tvorbě aplikace je nejprve nutné stanovit velikost pracovní plochy a následně rozmístit jednotlivá tlačítka, ovládací prvky a okna grafů po vhodně zvolené pracovní ploše. Veškeré bloky je vhodné pojmenovat a umožňuje-li to nastavení, tak vložit výchozí hodnotu. Následně je dobré

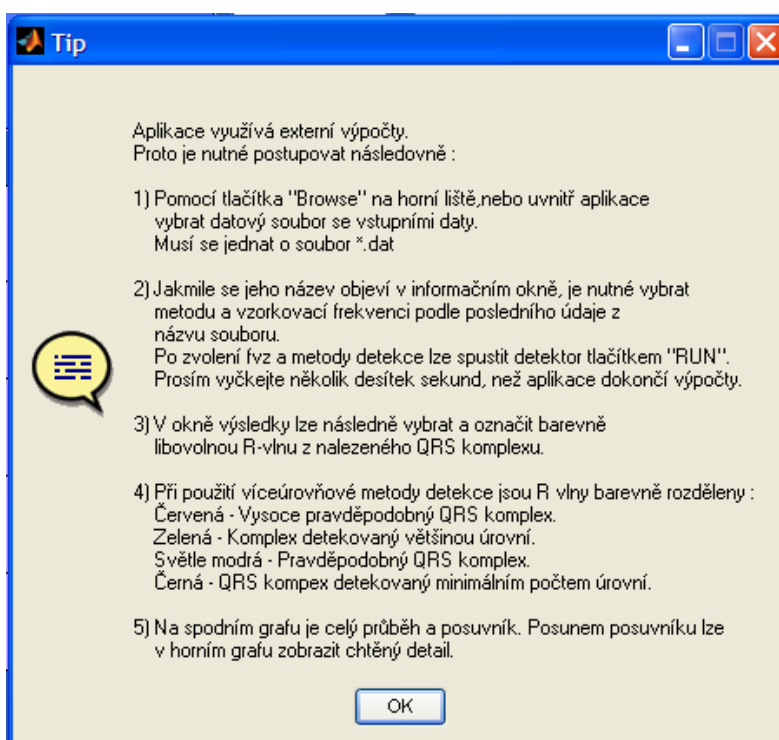
¹ gui – graphical user interface - pojmenování aplikace podle stejnojmenné koncovky souboru aplikace

odhadnout počet potřebných přenosných proměnných pro spojení komunikace více prvků ve vytvořené aplikaci, jelikož přímý přenos lokálních proměnných mezi například posuvníkem, textovým polem a oknem grafu není bezproblémový. Pro generaci více globálních proměnných je do pracovní plochy vložen potřebný počet neviditelných objektů. V této konkrétní aplikaci tyto proměnné slouží ke vzájemnému přenosu signálových dat, bodů nadetekovaných QRS komplexů a časové osy signálu. Globální proměnné prvků jsou ve zdrojovém kódu označeny jako handles a pro čtení a zápis do této proměnné se používají příkazy „get“ a „set“.

Uvedená funkce posuvníku je v případě aplikace QRS detektoru využita pro posun detailně zobrazovaného úseku z celého signálu. Aktuální pozice posuvníku je zaznamenána dle jeho aktuální polohy v rozmezí hodnot 0 až 1. Tato hodnota se použije v nastavení os grafického okna, kdy je aktuální hodnota vynásobena s maximální hodnotou osy x úplného grafu, nebo-li s poslední hodnotou proměnné se záznamem časové osy. K výsledné hodnotě se z obou stran přičte konstanta. Získané dvě hodnoty se následně vloží do nastavení grafu jako počátek a konec grafu. Díky tomu zobrazuje okno grafu pouze detailní výřez signálu.

Další funkcí aplikace je možnost zvýraznit vybraný bod, detekovaný QRS komplex přímo v signálu. Tato funkce pracuje na principu zjišťování čísla řádku seznamu, do kterého lékař klikne myší. Číslo řádku se následně vyhledá v proměnné s uloženými body QRS komplexu a komplex s pořadovým číslem shodným s číslem řádku se do obou prvků s grafem barevně zvýrazní.

Neodmyslitelnou součástí dnešních aplikací je i vrchní lišta nástrojů. Ta se v návrhovém zobrazení gui aplikace nezobrazí, pouze se pomocí ikonky „MENU EDITOR“ v prostředí Matlab Guide navrhnu názvy jednotlivých polí a následně se jim přiřadí funkce v programovacím prostředí podobně, jako tlačítkům. V konkrétní aplikaci horní lišta umožňuje otevření souboru a seznámení uživatele s autory aplikace a zevrubným návodem, jak s aplikací pracovat a co jaká barva znamená. Okno návodu je zobrazeno na obrázku 25 a finální okno běžící aplikace je zobrazeno na obrázku 26, kde za povšimnutí stojí i paleta použitých barev, které byly též voleny na základě známých skutečností o působení barvy na vnímání a náladu člověka [16].



Obrázek 25: Návod k obsluze aplikace detektoru



Obrázek 26: Okno finální aplikace během ladění metody 6.2.4

6.2 Realizované metody

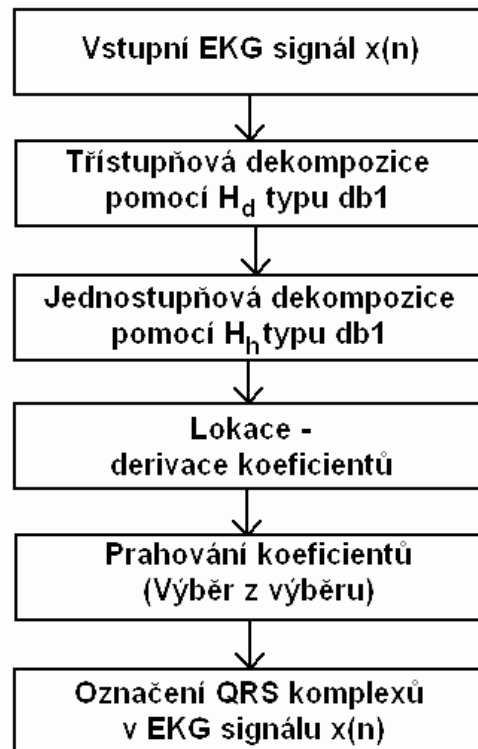
V kapitole 3 byly popsány jednotlivé metody a následně v kapitole 5 byla blíže popsána volba konkrétní vlnkové transformace. Ta však sama o sobě nedokáže QRS komplex detekovat. Je proto zapotřebí využít princip některé z metod popsaných právě v kapitole 3 v kombinaci s využitým rozkladem signálu pomocí vlnkové transformace. Tento rozklad je pro metody uvedené v následujících podkapitolách pro všechny metody stejný, provádí se v každém stupni rozkladu zvlášť a je označován jako dekompozice. Dekompozice je v každém jednom stupni realizována jako konvoluce vstupujícího signálu do banky filtrů v dané úrovni s filtrem, který je navržený příkazem :

```
[Lo_D,Hi_D,Lo_R,Hi_R] = wfilters('db1');
```

kde `wfilters` je automatická funkce pro návrh filtru vybraného typu(v tomto případě `db1`) a proměnné na levé straně slouží k uložení vzorků banky filtrů. `Lo_D` je dekompoziční DP, `Hi_D` je dekompoziční HP a obdobně `Lo_R` a `Hi_R` obsahují vzorky rekonstrukčních filtrů. Rekonstrukční horní a dolní propust však pro aplikaci věnující se pouze detekci komplexů QRS nejsou podstatné.

6.2.1 Detekce QRS komplexu pomocí derivace 4. úrovně rozkladu signálu

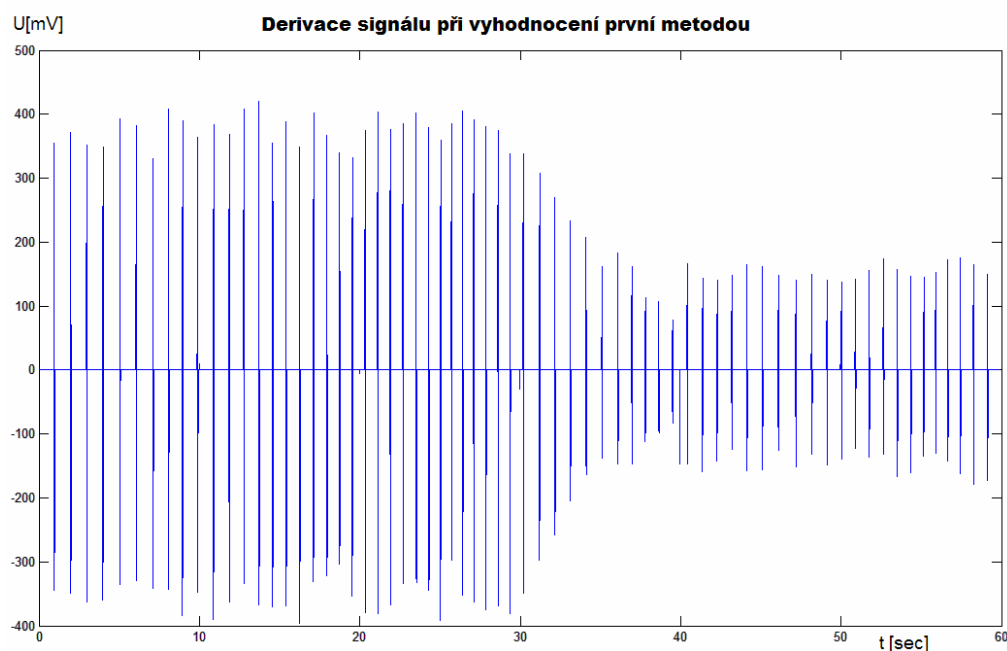
Při realizaci detektoru QRS v Matlabu je nutné dodržet algoritmus, nebo-li postup kroků uvedených ve vývojovém diagramu na obrázku 27. Tento diagram realizuje vše, co bylo navrženo v kapitole páté, kdy na vstup je přiveden libovolný různě zašuměný diskrétní signál EKG. Jednotlivé bloky diagramu jsou popsány pod obrázkem.



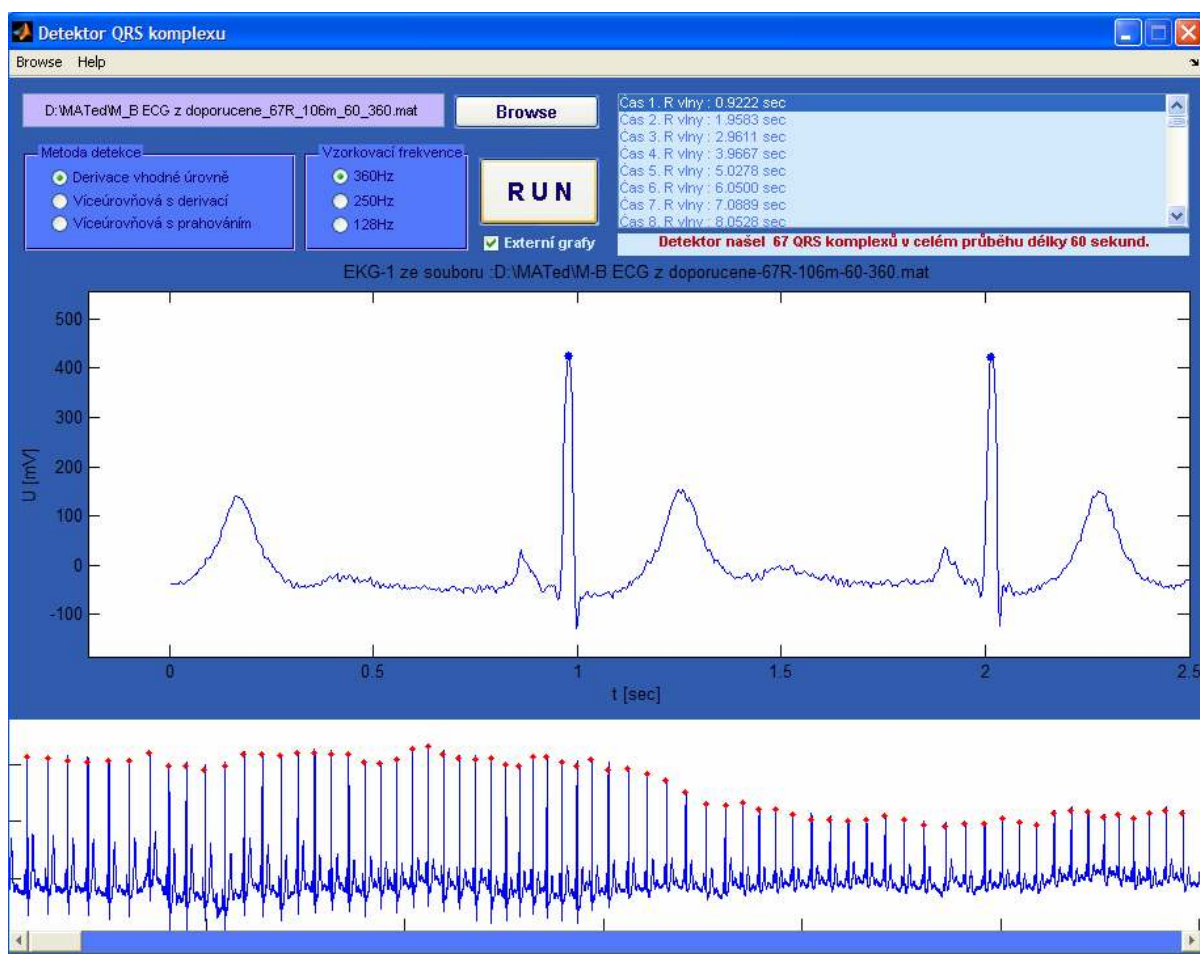
Obrázek 27: Vývojový diagram pro implementaci do Matlabu

Vstupní signál je načten přímo z databázového souboru serveru physionet [8] a upraven trojnásobnou dekompozicí popsanou v kapitole 6.2 jako konvoluce vstupních dat z originálu, nebo vyšší rozkladové úrovně se vzorky rozkladového filtru. Po získání „detailů“ ve 4 stupni rozkladu v podobě funkce koeficientů je provedena lokace zvýrazněných QRS komplexů pomocí matematické derivace. Jejím výstupem je podobný signál, jaký je zobrazený na obrázku číslo 6. Tento signál může obsahovat impulsy menších amplitud patřící vlně T, popřípadě jiným artefaktům. Proto je v dalším bloku zadání porovnána s prahem. Jako dostačující se ukázal práh na úrovni 35% maximální amplitudy impulsu v derivovaném signálu. Za tohoto nastavení docházelo ke spolehlivé detekci kratších signálů bez časově proměnné amplitudy R vlny. U signálů, kdy vlivem snížení aktivity pacienta, popřípadě z jiného důvodu výrazně klesla amplituda R vlny až pod prahovou hodnotu, nebyla tato R vlna detekována. Příklad takového stavu je zobrazen na obrázku 28. Když těchto výrazně slabších R vln přišlo více, došlo k úplnému selhání detektoru. Aby nedocházelo k těmto výše popsaným jevům, byla tato metoda vylepšena úsekovým prahováním, kdy se prahová hodnota počítá zvlášť pro libovolný počet předem nastavených úseků signálu jako 35% maximální změřené hodnoty signálu v tomto úseku. Na základě zkušeností bylo zvoleno 6 úseků. Tato metoda úsekování se nehodí na signály kratší deseti sekund, naopak u minutového záznamu signálů byly výsledky nad očekávání uspokojivé viz. obrázek 29. Čas vyhodnocení minutového záznamu se u této metody pohyboval do pěti sekund. Nedocházelo zde ani k falešné detekci, avšak některé QRS komplexy v silně zarušených

signálech nebyly rozpoznány vůbec. Jednalo se o R vlnu s mírně odlišným tvarem. Teoreticky by tyto odlišnosti měly být zachyceny jinou, než 4. úrovní rozkladu. Proto byla realizována další metoda, která využívá všechny úrovně rozkladu a je blíže popsána v kapitole 6.2.2 .



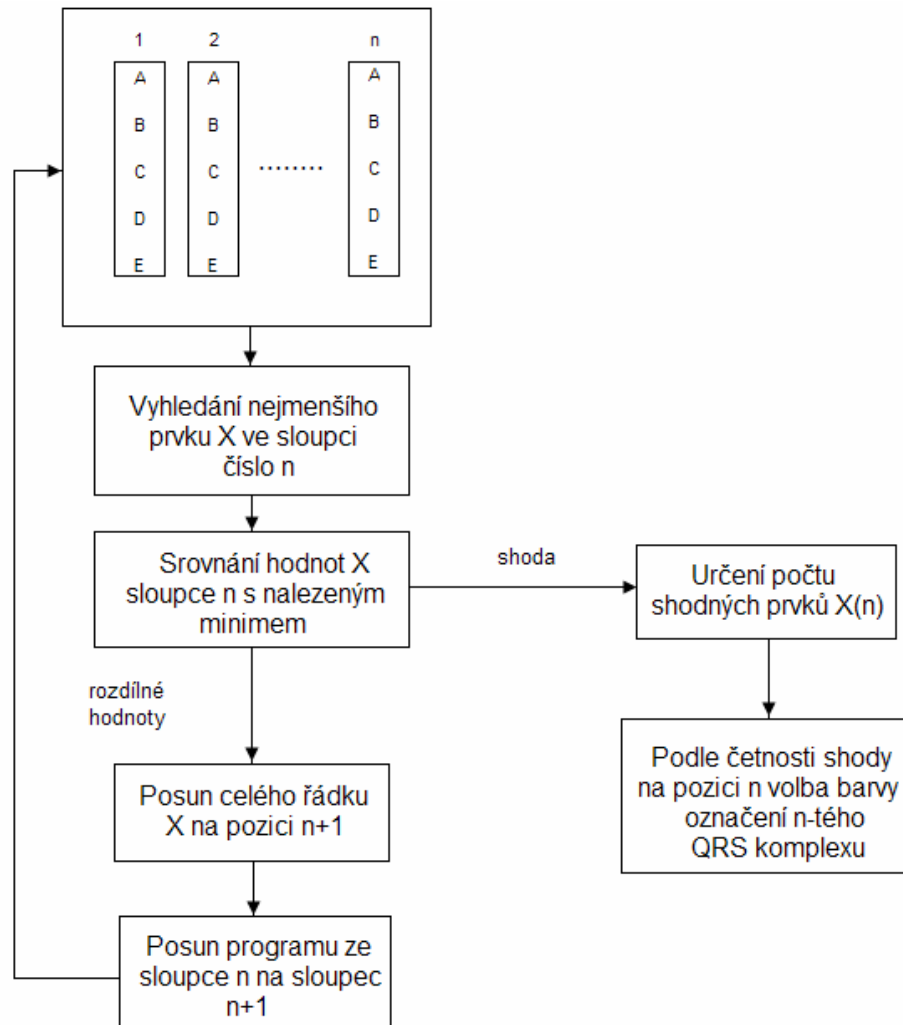
Obrázek 28: Ukázka derivace v případě kolísavé amplitudy R vlny



Obrázek 29: Potlačení efektu kolísání R vlny úsekovým prahováním výstupu derivace

6.2.2 Detekce QRS komplexu pomocí derivace všech úrovní rozkladu

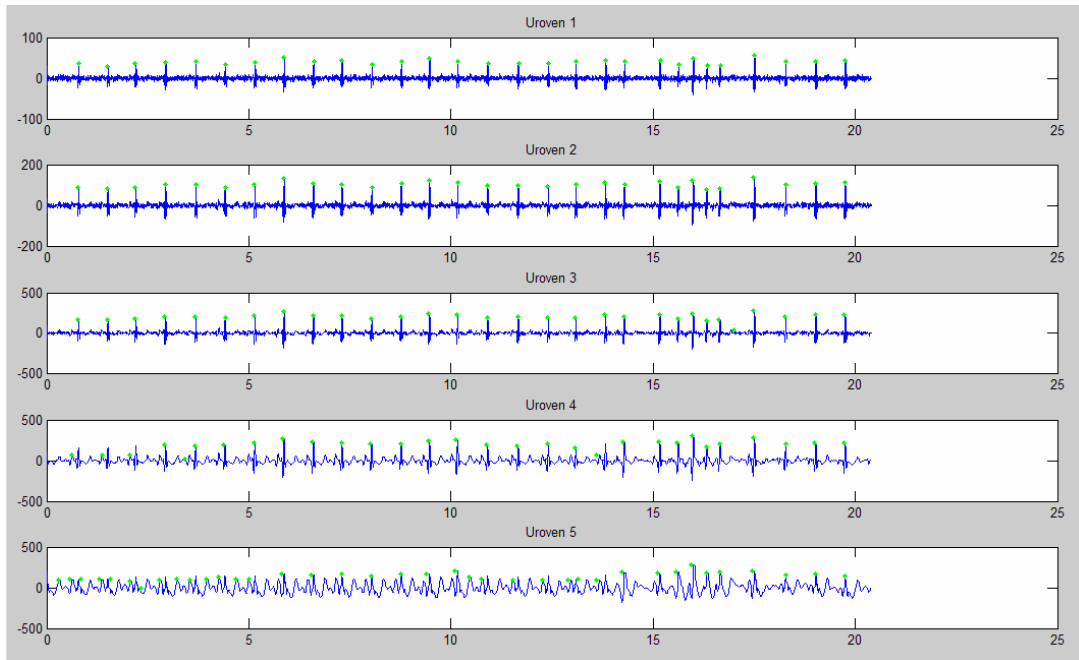
Tato metoda již používá všechny úrovně rozkladu, na kterých následně provádí derivaci. Nejprve je opět provedena dekompozice signálu do pěti úrovní a v každé úrovni je vzat výsledek konvoluce vstupního signálu s horní propustí rozkladového filtru. Tento výsledek je označován jako vektor detailů viz. kapitola 4.2. Vektory se derivují každý zvlášť a zvlášť pro každý vektor probíhá i úsekové prahování a lokalizace R vln. Protože ne ve všech úrovních jsou nadetekovány všechny QRS komplexy a v především v nejvyšší a nejnižší úrovni dochází i k falešně pozitivní detekci komplexů, je vytvořen algoritmus naznačený na obrázku 30.



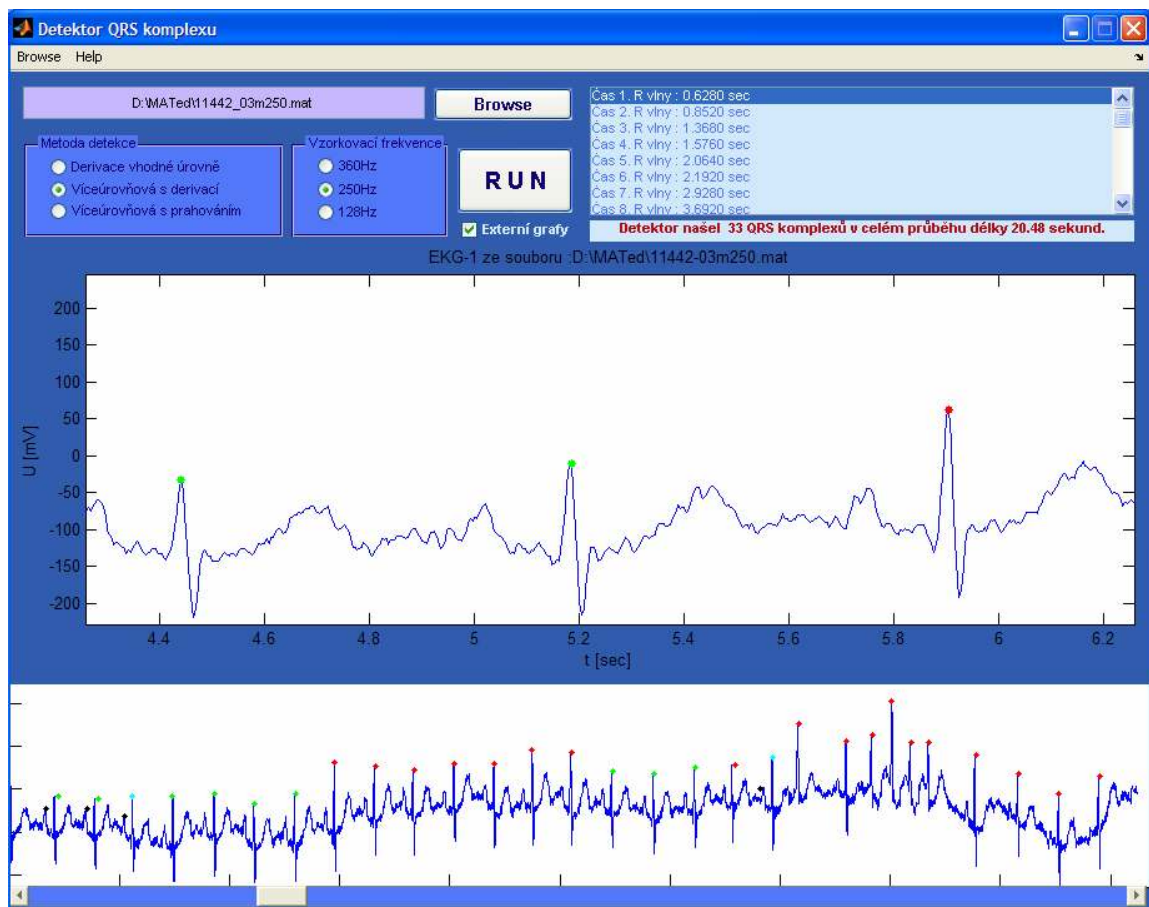
Obrázek 30: Algoritmus vyhodnocení dat z pěti rozkladových úrovní 2. metody

Prvkem X je pojmenován vektor získaný v první až páté úrovni rozkladu a sloupec n udává pořadové číslo nalezeného QRS komplexu. Pokud je detekován QRS komplex pouze jednou úrovní, je tento komplex zcela ignorován. Zaznamenají-li nezávisle na sobě QRS komplex alespoň dvě úrovně, tak je již tento komplex zahrnut do výsledku, ale je mu přidělena černá barva, která lékaře varuje před možným výskytem extrasystoly, či jiného artefaktu, popřípadě patologického QRS komplexu. V případě, že je QRS komplex detekován na třech úrovních, tak je zbarven světle modrou barvou a již je plně považován za QRS komplex. Zelenou barvou je pak zaznačen QRS komplex detekovaný na čtyřech úrovních, kdy většinou není detekován na poslední, popřípadě první úrovni. Pokud je QRS komplex lokalizován shodně na všech pěti

použitých úrovních (v diagramu značených jako A,B,C,D,E), tak mu je přidělena výrazná červená barva stejně, jako u předchozí metody. Na obrázku 31 je zobrazeno vyhodnocení v jednotlivých úrovních signálu a výsledek vyhodnocení je pak zobrazen na obrázku 32. Nevýhodou metody je dlouhá doba zpracování. Metoda 6.2.3 proto používá k vyhodnocení menší počet předem zvolených úrovní.



Obrázek 31: Detekce QRS komplexů v jednotlivých úrovních.



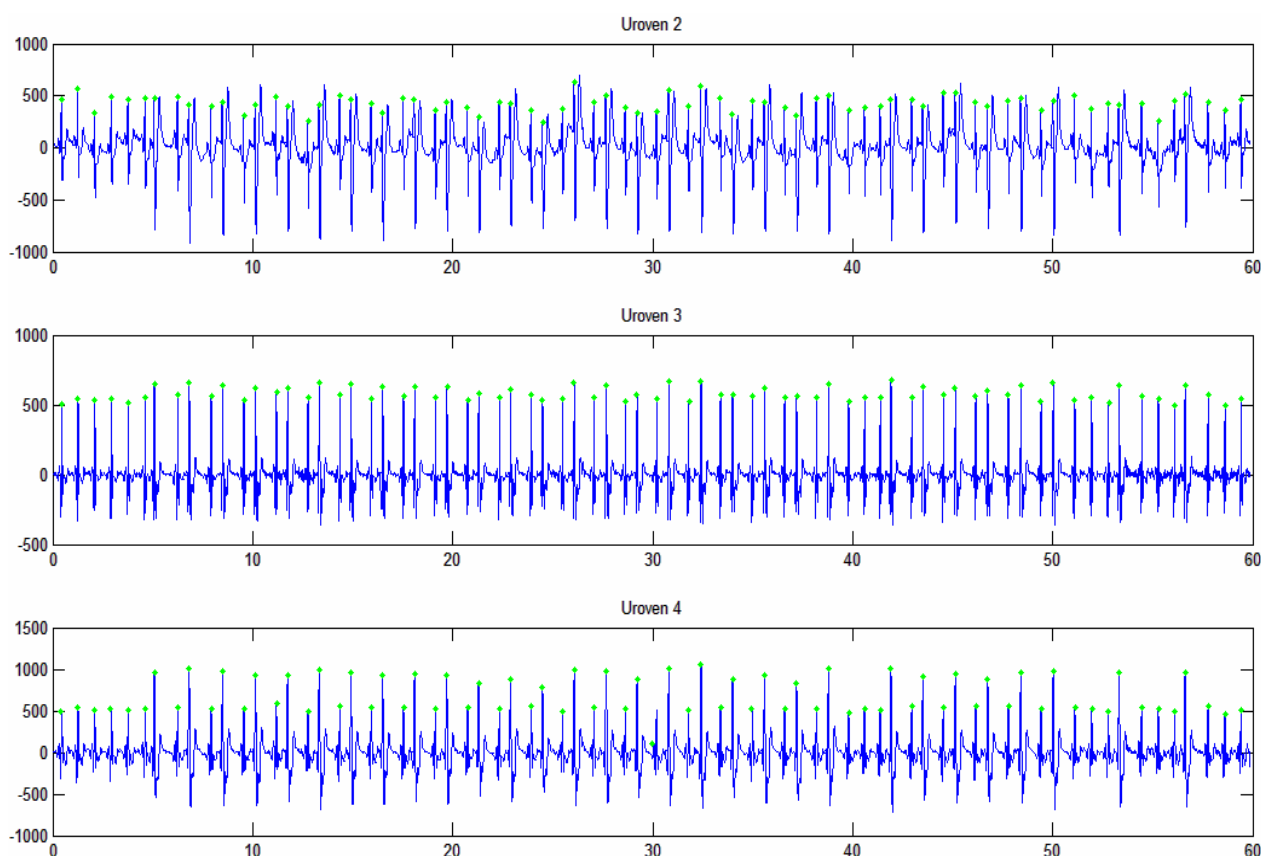
Obrázek 32: Výsledek vyhodnocení signálu metodou víceúrovňovou s derivací (6.2.2)

6.2.3 Detekce QRS komplexu pomocí derivace vybraných úrovní rozkladu

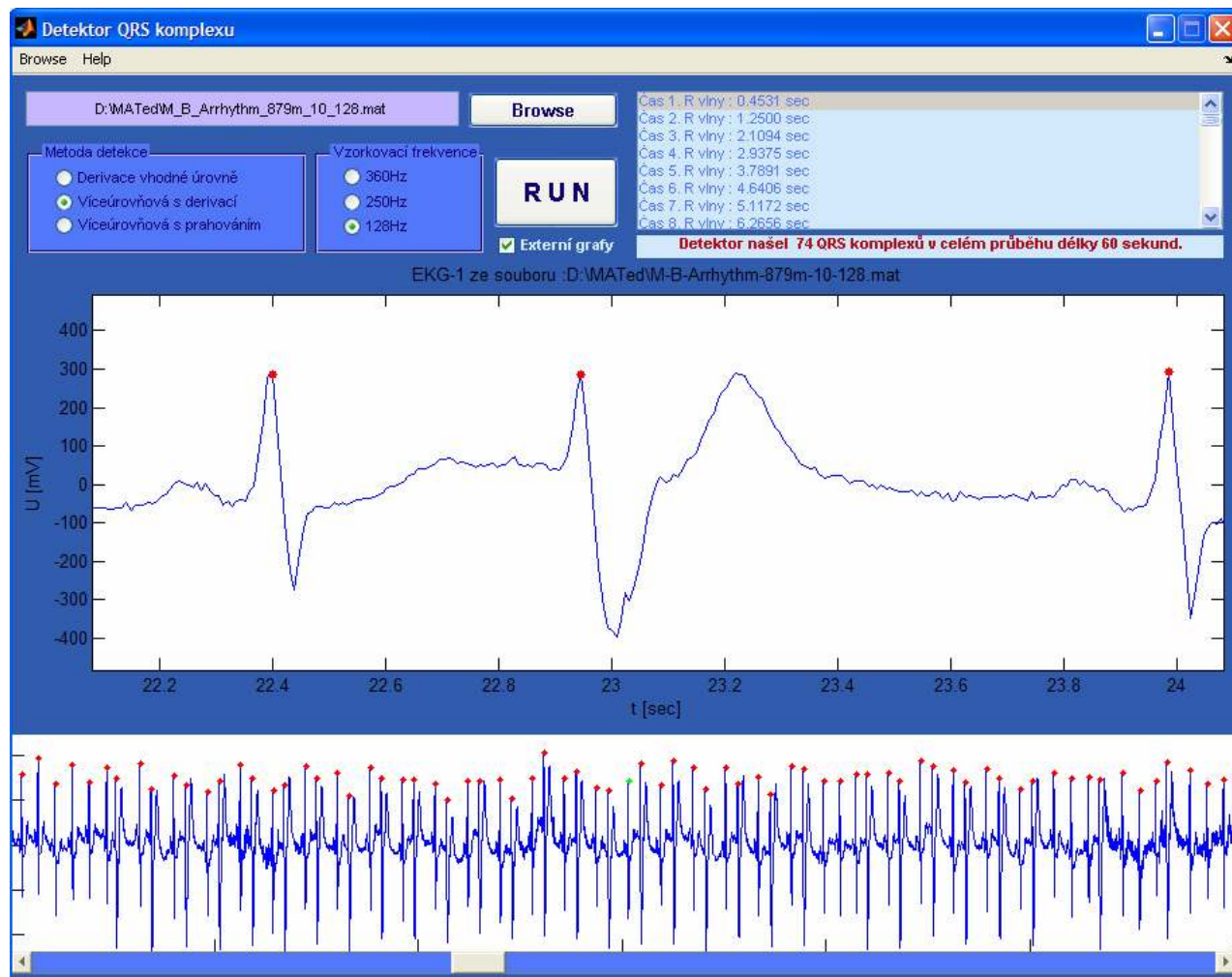
Cílem metody je spojit rychlost metody 6.2.1 se spolehlivostí metody 6.2.2. Základem metody je opět rozklad signálu bankou rozkladových filtrů vlnkové transformace. Nově je však na základě empirických pokusů vybrána pouze trojice vektorů volených z vybraných úrovní. Pro signál navzorkovaný 128Hz se jeví jako nejvhodnější kombinace zderivovaných detailů 3. a 4. úrovně se zderivovanou aproximací 2. úrovně. Pro signály se vzorkovací frekvencí 250 a 360Hz se jako nejvhodnější jeví kombinace derivací detailů třetí až páté úrovně. QRS komplex je zaznamenán zelenou barvou pouze v případě, že byl detekován nezávisle alespoň na dvou úrovních rozkladu a červenou barvou, pokud byl detekován na všech použitých úrovních.

Algoritmus detekce této metody odpovídá algoritmu uvedenému na obrázku 30 pouze s rozdílným počtem prvků X . Tato metoda dosahuje podobných výsledků, jako metoda 6.2.2 za třetinovou dobu potřebnou na vyhodnocení. Na obrázku 33 je naznačena detekce QRS komplexů v jednotlivých úrovních a na obrázku 34 pak výsledný záznam s rozpoznávanými QRS komplexy. Za povšimnutí stojí fakt, že díky derivaci aproximace 2. úrovně byly zcela ignorovány vlny T, přestože jejich amplituda je přibližně stejná, jako amplituda R vln.

Tato metoda je narozdíl od ostatních tří metod uložena v samostatném souboru s názvem `QRS_fnd_2deriv.m` a aby s tímto souborem komunikovala aplikace, je nutné změnit patřičný řádek odkazující se na soubor `QRS_fnd.m` do nové podoby odkazu na soubor této metody. Pro srovnání metod byla do práce doplněna častěji využívaná metoda využívající adaptivní prahování 6.2.4.



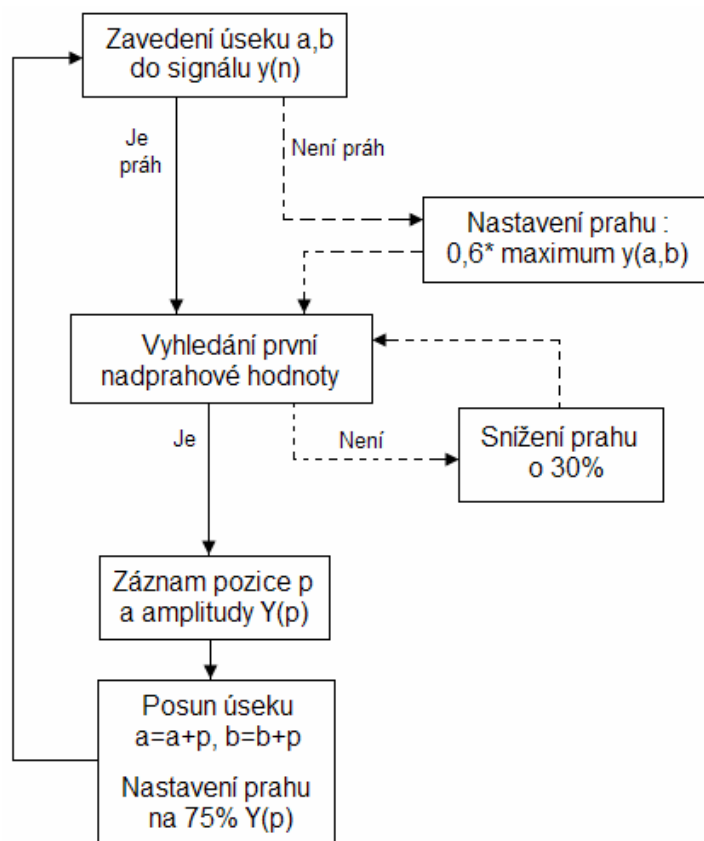
Obrázek 33: Derivace aproximace na 2. úrovni a derivace detailů na 3. a 4. úrovni



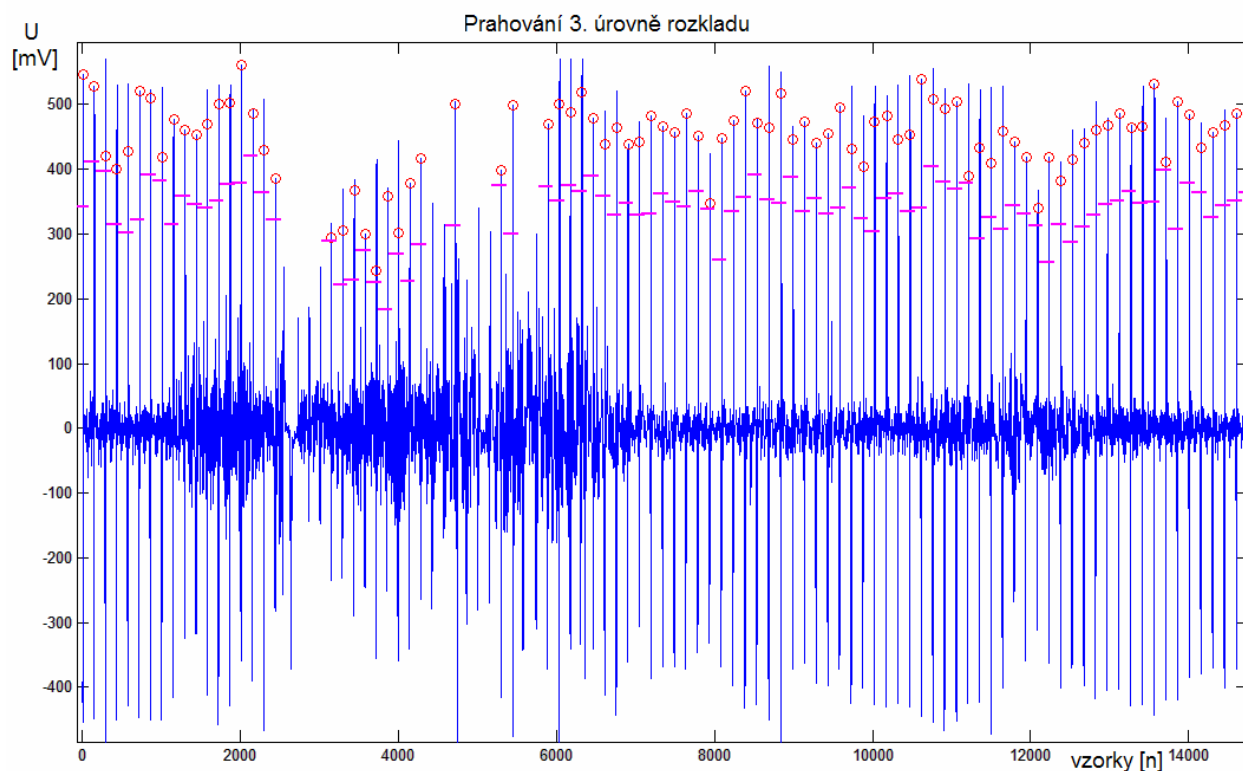
Obrázek 34: Výsledek vyhodnocení signálu metodou 6.2.3

6.2.4 Detekce QRS komplexu adaptivním prahováním všech úrovní rozkladu

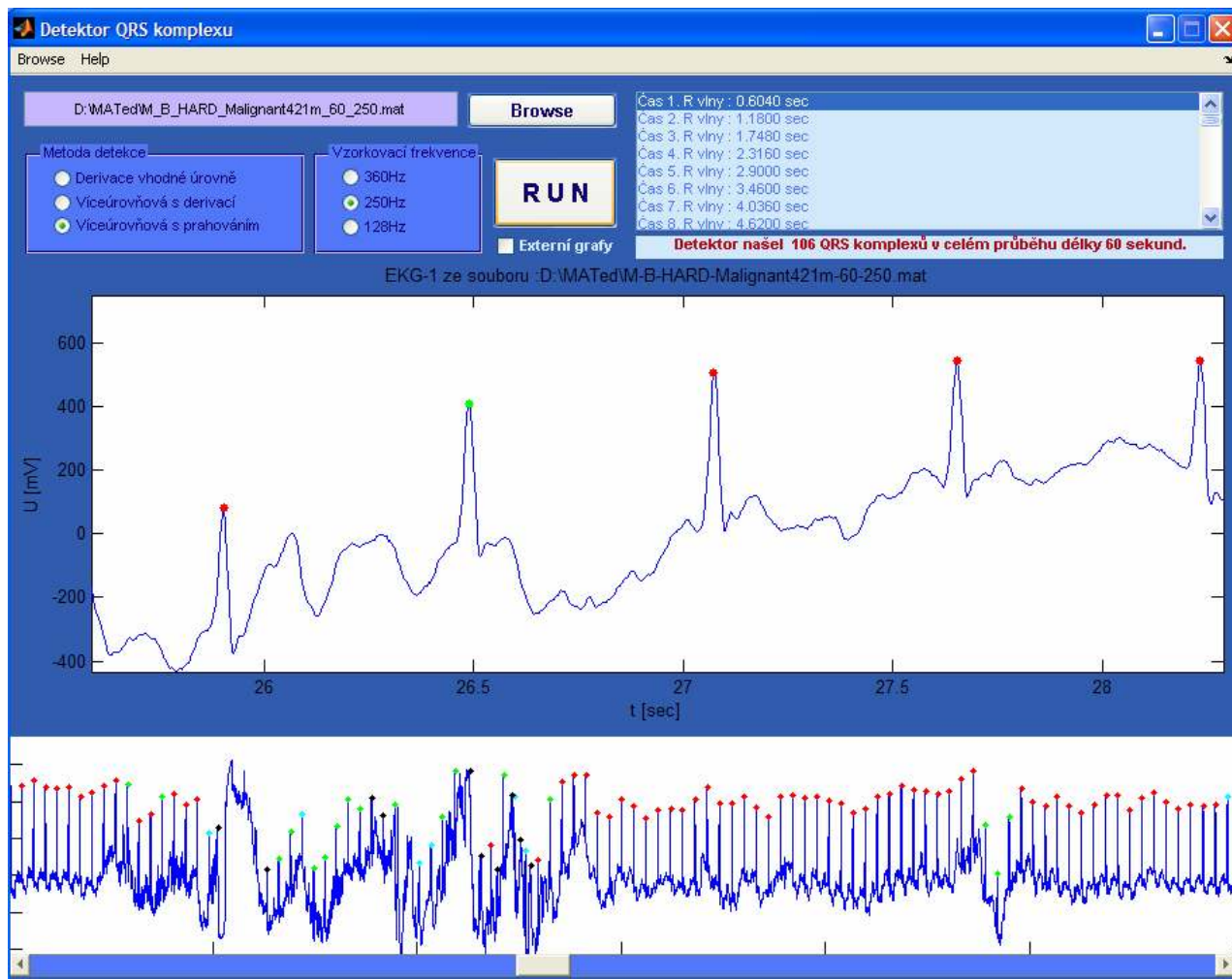
Jde o jednu z nejstarších metod detekce R vln a QRS komplexů v signálu. Vychází z metody popsané v kapitole 3.1. Základem je stanovení prvního QRS komplexu. To je provedeno v empiricky stanoveném úseku signálu, ve kterém je vyhledána maximální výchylka signálu. Získaná hodnota je snížena o 40% a označena jako pevný práh úseku. Následně se od začátku signálu v daném úseku hledá nadprahová hodnota. Po nalezení hodnoty je stanoven nový práh na úroveň 75% nalezené lokální maximální nadprahové hodnoty a pokračuje se v běhu signálem včetně posunutí empiricky stanoveného úseku. Pokud v nově stanoveném úseku není zaznamenána nadprahová hodnota, je automaticky snížena hodnota prahu o 30%. Algoritmus popsaného adaptivního prahování je naznačen na obrázku 35. Dále po získání detekovaných bodů ve všech úrovních rozkladu, je provedeno vyhodnocení na základě algoritmu uvedeného na obrázku 30. Následně na obrázku 36 je vidět rozdílnost prahů u jednotlivých detekovaných QRS komplexů ve vybrané úrovni a na obrázku 37 je znázorněn výsledek vyhodnocení silně zarušeného signálu v běžící aplikaci.



Obrázek 35: Algoritmus detekce adaptivním prahováním



Obrázek 36: Ukázka adaptivního prahování na 3. úrovni rozkladu



Obrázek 37: Výsledek vyhodnocení signálu metodou 6.2.4

6.3 Souhrn popsaných metod kapitoly 6

Do aplikace zhotovené pro tuto práci s názvem „Detektor QRS komplexu“ byly implementovány 4 metody na lokalizaci QRS komplexů v reálných zátěžových EKG signálech. Výsledné vyhodnocení EKG signálu je získáno nejrychleji metodou 6.2.1 a dále metodou 6.2.3. Metody pracující na všech úrovních rozkladu jsou celkově pomalejší. Co se spolehlivosti detekce týče, tak za nejspolehlivější metodu lze považovat metodu 6.2.2. Podobných výsledků dosahuje i metoda 6.2.3. Vyhodnocení metodou 6.2.1 je též relativně spolehlivé a vzhledem k rychlosti vyhodnocení signálu tuto metodu lze považovat společně s metodou 6.2.3 za nejpoužitelnější v praxi. Metoda 6.2.4 je spolehlivá i na zátěžových signálech, avšak je u ní velká pravděpodobnost falešně pozitivní detekce v případě výskytu výrazných artefaktů a kombinace malých R vln vzhledem k velikosti vlně T. Metoda 6.2.4 je též rychlejší oproti metodě 6.2.2, ale výrazně pomalejší oproti metodě 6.2.1. Víceúrovňové adaptivní prahování lze proto považovat za průměrné ve všech směrech a dále bude sloužit především k porovnání dosažených výsledků. Praktickému ověření funkčnosti aplikace na detekci QRS komplexů za využití výše popsaných metod a následnému vyhodnocení a podrobnému srovnání dosažených výsledků se bude věnovat následující kapitola.

7 Ověření, vyhodnocení práce a spolehlivosti metod

Tato kapitola se bude věnovat testování algoritmů a metod detekce navržených v kapitole 6. Správnou činnost navržených algoritmů je nutné otestovat na reálných záznamech EKG získaných z databázového serveru Physionet.org [8]. Na základě literatury [17] je přednostně volena databáze „MIT-BIH Arrhythmia Database“ obsahující aktuálně 48 průměrně 30 minut dlouhých patientských EKG záznamů včetně zátěžových kardiogramů. Z této databáze bude voleno 8 průběhů o délce 120 sekund. Délka signálu byla empiricky zvolena na základě testování více celých 30 minut dlouhých signálů složených z 650 000 vzorků. Bylo změřeno, že vyhodnocení každého následujícího desetitisícového vzorku trvá téměř o třetinu delší dobu, než u minulého vzorku a celkově tak dochází k exponenciální časové náročnosti vyhodnocení vztaženému k délce vstupního záznamu. Dále bude aplikace testována na čtveřici vybraných minutových záznamů z jiných databází MIT-BIH taktéž ze serveru Physionet. Všechny 12 EKG záznamů bude vyhodnocováno metodami popsány v kapitole 6. Všechny metody zpracují EKG záznam dvakrát, takže celkem aplikace vykoná 96 cyklů. Seznam konkrétních záznamů, na kterých bude provedeno testování je uveden v tabulce 1.

Číslo	Název záznamu
1	MIT-BIH Arrhythmia Database 103
2	MIT-BIH Arrhythmia Database 105
3	MIT-BIH Arrhythmia Database 106
4	MIT-BIH Arrhythmia Database 107
5	MIT-BIH Arrhythmia Database 111
6	MIT-BIH Arrhythmia Database 112
7	MIT-BIH Arrhythmia Database 115
8	MIT-BIH Arrhythmia Database 220
9	MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia 879
10	MIT-BIH ST Change Database 310
11	Challenge 2010 Test Set C 00
12	Challenge 2010 Test Set C 51 8 minut

Tabulka 1: Seznam použitých elektrokardiogramů

Záznamy první, až osmý jsou záznamy dvouminutové se vzorkovací frekvencí 360Hz, záznam desátý má délku 1 minutu a je vzorkován frekvencí 360Hz, záznamy 9 a 11 jsou opět minutové, avšak jsou navzorkovány frekvencí 128 Hz a 125Hz. Záznam poslední s číslem 12 je záznam délky 8 minut vzorkovaný také 125Hz. Program byl schopný dokončit výpočtové operace záznamů delších 5ti minut pouze u tohoto typu kardiogramu z důvodu jeho nižší vzorkovací frekvence. Na prvních osmi záznamech bylo možné sledovat zarušení signálu a kolísání amplitudy R vlny včetně výrazného pohybového artefaktu především u signálu 107. Záznam číslo 9 má výraznou T vlnu v několika případech s amplitudou vyšší, než byla lokální amplituda R vlny. Byl i relativně zarušený, avšak od 50. sekundy záznamu bylo nemalé rušení pozorovatelné i na tomto kardiogramu. Záznam číslo 10 byl čistý záznam, avšak na jeho závěru byla náhlá výrazná změna amplitud R vln. Poslední dva elektrokardiogramy pochází z nejnovější databáze EKG, která má sloužit právě k testování podobných aplikací. Záznamy jsou relativně čisté, ale je zde pozorovatelná zvýšená tepová frekvence a modelové změny tvaru signálu jako při pohybovém artefaktu. První ze jmenovaných má změřitelnou i polohu vlny P, druhá má negativní vlnu T a výraznější kolísání amplitudy vlny R i samotného RR intervalu. Na všech výše uvedených záznamech jsou provedeny měření a sledování různých kritérií popsanych na další stránce.

Prvním velice důležitým sledovaným kritériem je čas potřebný na vyhodnocení záznamu. Měl by být menší, než čas, který by lékař potřeboval na ruční vyhodnocení záznamu. Lze jej určit pomocí ručního stopování od stisku tlačítka RUN po zobrazení grafů. Toto určení je velice nepřesné. Další možností, jak určit čas, je počítačlo implementované přímo do prostředí Matlab. Vyvolá se příkazem `cputime`. Po stisku tlačítka RUN se do konstanty uloží aktuální čas a následně na poslední řádek programu je vložen příkaz na opětovné zjištění aktuálního času. Rozdíl časů pak dává dobu běhu aplikace. Pro úplnost je vždy nutné uvést přístroj, na kterém bylo měření prováděno. V tomto případě jde o přenosný počítač s dvoujádrovou jednotkou CPU o frekvenci 1,6GHz, paměti 1GB a operačním systémem Win XP pocketPC.

Dalším pozorovaným kritériem je schopnost detektoru lokalizovat pokud možno všechny QRS komplexy v signálu správně. K popisu tohoto kritéria slouží statistické zhodnocení spolehlivosti blíže popsané v elektronickém textu pana Köhlera [18], které popisuje nejen počet lokalizovaných QRS komplexů pojmem pravdivě pozitivní detekce, ale i chyby pojmy falešně pozitivní a falešně negativní detekce QRS komplexu. Souhrnný údaj o detekci je zaznamenán hodnotami označovanými jako Sensitivita a Prediktivita. Pojem falešně pozitivní detekce *FP* popisuje stav, kdy detektor QRS komplexů zavede bod do místa signálu, ve kterém se QRS komplex nevyskytuje. Naopak pojmem falešně negativní detekce *FN* je myšlen stav, kdy detektor úmyslně, nebo chybou algoritmu neoznačí lokalitu jako QRS komplex, přestože o QRS komplex jde.

Pojem Sensitivita „*Se*“ popisuje schopnost detektoru lokalizovat správně skutečný výskyt QRS komplexů a je popsána vztahem 7.1.

$$Se = \frac{TP}{TP + FN} \quad (7.1)$$

Prediktivita, nebo-li pozitivní predikce vyjadřuje schopnost detektoru lokalizovat úspěšně pravé QRS komplexy a odolat vůči lokalizaci falešných QRS komplexů. Prediktivita je popsána vztahem 7.2.

$$Prediktivita = \frac{TP}{TP + FP} \quad (7.2)$$

Statistické zhodnocení spolehlivosti bude pro lepší přehlednost popsáno ještě tzv. chybou měření uvedenou ve vztahu 7.3. Chyba měření je jednoduchým názorným souhrnem sensitivity a prediktivity. Udává očekávanou odchylku detekce náhodného počtu QRS komplexů v náhodném kardiologickém záznamu oproti skutečnému počtu QRS komplexů v záznamu.

$$\delta_{QRS} = \frac{FP + FN}{n_{QRS}} \quad (7.3)$$

kde δ je chyba lokalizace QRS komplexu, *FN* a *FP* jsou chybné a vynechané detekce QRS komplexu a *n* je počet QRS komplexů v signálu. Po seznámení s postupem statistického stanovení spolehlivosti je možné provést samotné vyhodnocení metodiky detekce QRS komplexu. To je pro přehlednost provedeno v následujících podkapitolách pro každý QRS detektor zvlášť. V závěrečné kapitole jsou pak statistické výsledky vzájemně porovnány.

7.1 Ověření činnosti jednoúrovňového QRS detektoru 6.2.1

Během popisu realizace v kapitole 6.2.1 proběhlo několik zkušebních pokusů na záznamech délky deseti a šedesáti sekund. Na jejich základě bylo zjištěno, že teoreticky je detektor využívající tuto metodu značně rychlejší, oproti jiným detektorům a že dosahuje i překvapivých výsledků v porovnání s předpoklady, získanými na základě zpráv odborné veřejnosti [19] považující detektor QRS komplexů využívající derivaci za nejjednodušší. Zda byly úvahy kladené v kapitole 6.2.1 správné, ukáží výsledky popsané níže. Pro přehlednost bylo ověření činnosti detektoru zaznamenáno do vhodně rozvržené tabulky číslo 2. Popis zjištěných údajů uvedených v tabulce je pod tabulkou.

Ověření činnosti metody 6.2.1

Číslo	Název záznamu	QRS komplexů v záznamu: [-]	Čas vyhodnocení			Lokalizace QRS		
			1.měření	2. měření	průměr	FP	FN	δ
			[sec]	[sec]	[sec]	[-]	[-]	[%]
1	MIT-BIH Arrhythmia Database 103	140	45,31	47,72	46,52	0	0	0
2	MIT-BIH Arrhythmia Database 105	166	44,69	47,75	46,22	1	0	0,60241
3	MIT-BIH Arrhythmia Database 106	135	44,25	44,56	44,41	1	9	7,407407
4	MIT-BIH Arrhythmia Database 107	141	42,77	44,98	43,88	4	0	2,836879
5	MIT-BIH Arrhythmia Database 111	138	44,13	43,11	43,62	0	0	0
6	MIT-BIH Arrhythmia Database 112	172	47,81	50,27	49,04	0	0	0
7	MIT-BIH Arrhythmia Database 115	126	49,02	52,72	50,87	0	0	0
8	MIT-BIH Arrhythmia Database 220	143	48,48	47,48	47,98	0	0	0
9	MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia 879	74	0,97	0,89	0,93	0	10	13,51351
10	MIT-BIH ST Change Database 310	94	9,66	9,92	9,79	0	0	0
11	Challenge 2010 Test Set C 00	82	0,94	0,84	0,89	0	0	0
12	Challenge 2010 Test Set C 51 8 minut	792	82,02	107,02	94,52	0	0	0

Tabulka 2: Výsledky vyhodnocení záznamů QRS detektorem 6.2.1

Ze změřených časů je názorně vidět, jak s délkou záznamu téměř exponenciálně narůstá doba potřebná na zpracování a vyhodnocení záznamu a také závislost na vzorkovací frekvenci záznamu, kdy při přechodu ze signálu minutového na signál dvouminutový za zachování vzorkovací frekvence je časový rozdíl průměrně 38 sekund. Dále je patrné, že signál složený z menšího počtu vzorků, tedy v tomto případě minutový záznam číslo 9, popřípadě 11 se vzorkovací frekvencí 128Hz a 125Hz má časovou náročnost 10x nižší, než minutový záznam 10 navzorkovaný pouze trojnásobnou vzorkovací frekvencí a tedy pouze s trojnásobnou signálovou délkou. Detektor navržený podle kapitoly 6.2.1 měl výrazný problém pouze při vyhodnocení záznamu číslo 4, kdy se při derivaci 4. úrovně projevil šum a došlo tak k mylnému označení šumu za QRS komplex ve 4 případech a dále u záznamu číslo 9, kde sice správně neoznačil některé patologicky výrazné vlny T za QRS intervaly, ale chybně přehlédl některé nevýrazné QRS komplexy v blízkosti výrazných T vln. Z posledního sloupce je patrné, že pro silně zarušené signály a záznamy s patologickými výraznými jevy je chybovost detekce maximálně 13,5% a opačně spolehlivost na úrovni průměrně 94%. Celková spolehlivost detektoru 6.2.1 je uvedena v tabulce 3. Z tabulky je také patrné, že při náhodně voleném záznamu z databáze MIT-BIH pro detekci touto metodou je předpokládána chyba lokalizace QRS komplexu 1,1%. Získané výsledky lze snadno použít jako protiargument odborníkům považujícím tuto metodu za

primitivní, avšak je nutno dodat, že při využití této metody detekce v praxi je vhodné záznam nejprve zbavit šumu a nelze ani předpokládat využívání detektoru na záznamy s výraznými patologickými prvky a nevýraznými R vlnami, na které se detektor při lokalizaci QRS komplexů zaměřuje. I čas potřebný na vyhodnocení záznamu EKG je větší, než bylo prvními testy zjištěno.

Celkem komplexů [-]	2203
Celkem FP [-]	6
Celkem FN [-]	19
Senzitivita [%]	99,14
Prediktivita [%]	99,73
δ [%]	1,13

Tabulka 3: Celkový souhrn výsledků metody 6.2.1

7.2 Ověření činnosti víceúrovňového QRS detektoru 6.2.2

Algoritmus detektoru 6.2.2 pracující s derivovanými detaily v pěti úrovních rozkladu se během realizačního základního testování jevil jako nejspolehlivější a zároveň nejpomalejší. Jeho nízká rychlost vychází ze složitosti algoritmu lokalizace komplexů v jednotlivých úrovních a následnému poskládání výsledků do jedné výstupní informace. Zajímavostí realizovaného detektoru QRS komplexu je jeho schopnost podat uživateli aplikace informaci o vazbě mezi lokalizovaným a skutečným QRS komplexem. Za předpokladu, že se QRS komplex při lokalizaci v jednotlivých úrovních dostatečně neprojeví, je zbarven modrou, až černou barvou. Narazí-li však vyhodnocovací algoritmus ve všech pásmech na projev výrazného QRS komplexu, je tento zvýrazněn zelenou, popřípadě červenou barvou. Význam jednotlivých barev je blíže popsán v kapitole 6.2.2 a při testování falešně pozitivní detekce je brán zřetel na falešně pozitivní detekci QRS komplexů, které aplikace zvýraznila černou barvou jako nejisté. Podrobné výsledky jsou zaneseny do tabulky 4.

Ověření činnosti metody 6.2.2

Číslo	Název záznamu	QRS komplexů v záznamu: [-]	Čas vyhodnocení			Lokalizace QRS		
			1.měření [sec]	2. měření [sec]	průměr [sec]	FP [-]	FN [-]	δ [%]
1	MIT-BIH Arrhythmia Database 103	140	89,06	89,11	89,09	0	0	0
2	MIT-BIH Arrhythmia Database 105	166	90,97	90,19	90,58	0	2	1,2048193
3	MIT-BIH Arrhythmia Database 106	135	94,97	95,16	95,07	0	6	4,4444444
4	MIT-BIH Arrhythmia Database 107	141	91,88	88,78	90,33	0	0	0
5	MIT-BIH Arrhythmia Database 111	138	88,91	96,05	92,48	0	2	1,4492754
6	MIT-BIH Arrhythmia Database 112	172	82,67	84,12	83,40	0	0	0
7	MIT-BIH Arrhythmia Database 115	126	100,42	98,98	99,70	0	0	0
8	MIT-BIH Arrhythmia Database 220	143	95,56	94,61	95,09	0	0	0
9	MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia 879	74	3,92	3,63	3,78	0	0	0
10	MIT-BIH ST Change Database 310	94	24,66	25,69	25,18	0	0	0
11	Challenge 2010 Test Set C 00	82	3,06	3,52	3,29	0	0	0
12	Challenge 2010 Test Set C 51 8 minut	792	191,75	196,98	194,37	0	0	0

Tabulka 4: Výsledky vyhodnocení záznamů QRS detektorem 6.2.2

Z tabulky je patrné, že oproti metodě 6.2.1 jsou eliminovány veškeré falešně pozitivní detekce signálu. Je též názorně vidět nárůst časové náročnosti a po vzájemném srovnání je patrné, že se tato metoda „nehodí“ na kratší kardiologické záznamy, kdy čas potřebný na vyhodnocení minutového záznamu je trojnásobný oproti metodě 6.2.1, ale u dvě minuty dlouhého záznamu je požadovaný čas aplikace pouze dvojnásobný. Celkové výsledky ukazují stoprocentní prediktivitu, což by mohlo být senzační, nikoliv však reálné a je nutné připomenout, že došlo k zohlednění při detekci falešného QRS komplexu osamoceně v jedné z úrovní rozkladu. Zohlednění může udělat pouze uživatel seznámený s principem funkce detektoru. Je také lepší sledovat předpokládanou chybu lokalizace δ QRS komplexu v libovolném signálu.

Celkem komplexů [-]	2203
Celkem FP [-]	0
Celkem FN [-]	10
Senzitivita [%]	99,55
Prediktivita [%]	100,00
δ [%]	0,45

Tabulka 5: Celkový souhrn výsledků metody 6.2.2

7.3 Ověření činnosti QRS detektoru 6.2.3 s vyhodnocením tří úrovní

Tento algoritmus byl navržen za účelem spojení výhod obou předešlých detektorů. Konkrétně rychlosti detektoru 6.2.1 a spolehlivosti detektoru 6.2.2. Algoritmus pracuje podle vzorkovací frekvence v automaticky volených třech rozkladových úrovních detailů a u signálů vzorkovaných na frekvenci kolem 120Hz je automaticky volen vektor aproximace a dva vektory detailů automaticky volených úrovní. Detektor implementovaný do aplikace rozlišuje 3 stavy. Stav, kdy dojde k lokalizaci ve všech volených úrovních, pouze ve dvou ze tří a pouze v jedné. QRS komplex lokalizovaný pouze jednou úrovní je v tomto případě nezaznamenán do výsledku. Většinou se jednalo o rušení z vektoru aproximace. Jindy však právě vektor aproximace zajistí lokalizaci slabě rozpoznaného QRS komplexu v jedné z úrovní detailů. Během realizačního testování bohužel nebyly zaznamenány výrazné úspory času potřebného na vyhodnocení patientského zátěžového elektrokardiogramu. Úspěšnost detekce se dle předpokladů měla pohybovat mezi metodou 6.2.1 a 6.2.2, avšak již během realizace detektoru byly pozorovány výsledky srovnatelné s metodou 6.2.2. Výsledky jsou opět zpracovány v přehledné tabulce s číslem 6 umístěné na další stránce.

Z výsledků je zcela patrné, že nedochází k předpokládané úspoře času potřebného na vyhodnocení jednoho záznamu EKG. Dochází ale k potvrzení jevu pozorovaného během realizace detektoru. Algoritmus využívající pouze vybrané úrovně rozkladu dosáhl dokonce lepších výsledků, než metoda 6.2.2 pracující s pěti úrovněmi rozkladu. Celkové výsledky jsou zobrazeny v tabulce 7.

Ověření činnosti metody 6.2.3

Číslo	Název záznamu	QRS komplexů v záznamu:	Čas vyhodnocení			Lokalizace QRS		δ
			1.měření	2. měření	průměr	FP	FN	
		[-]	[sec]	[sec]	[sec]	[-]	[-]	[%]
1	MIT-BIH Arrhythmia Database 103	140	87,09	90,41	88,75	0	0	0
2	MIT-BIH Arrhythmia Database 105	166	105,92	98,78	102,35	1	0	0,60241
3	MIT-BIH Arrhythmia Database 106	135	94,59	84,30	89,45	0	3	2,22222
4	MIT-BIH Arrhythmia Database 107	141	89,28	89,08	89,18	0	0	0
5	MIT-BIH Arrhythmia Database 111	138	92,42	87,42	89,92	0	0	0
6	MIT-BIH Arrhythmia Database 112	172	89,13	91,03	90,08	0	0	0
7	MIT-BIH Arrhythmia Database 115	126	86,47	91,61	89,04	0	0	0
8	MIT-BIH Arrhythmia Database 220	143	91,72	89,16	90,44	0	0	0
9	MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia 879	74	2,92	2,61	2,77	0	0	0
10	MIT-BIH ST Change Database 310	94	22,23	21,84	22,04	0	0	0
11	Challenge 2010 Test Set C 00	82	2,97	2,56	2,77	0	0	0
12	Challenge 2010 Test Set C 51 8 minut	792	172,98	188,14	180,56	0	0	0

Tabulka 6: Výsledky vyhodnocení záznamů QRS detektorem 6.2.3

Celkem komplexů	[-]	2203
Celkem FP	[-]	1
Celkem FN	[-]	3
Senzitivita	[%]	99,86
Prediktivita	[%]	99,95
δ	[%]	0,18

Tabulka 7: Celkový souhrn výsledků metody 6.2.3

7.4 **Ověření činnosti víceúrovňového QRS detektoru 6.2.4**

Metoda využívá algoritmus adaptivního prahování. Tato principem zcela odlišná metoda je metodou známou a celkově často používanou. Její výhodou je relativně jednoduchá realizace v libovolném vývojovém prostředí. Výsledky algoritmu metody 6.2.4 jsou brány za hlavní odrazový můstek při hodnocení spolehlivosti tří předešlých metod. U této metody je nutné předpokládat, že bude mít tato metoda vždy nejvyšší hodnotu FP, jelikož se nezajímá o tvar, ale pouze o amplitudu vlny R v komplexu. U signálů s výrazně kolísavou amplitudou R vlny dochází naopak k přehlédnutí vln s nižší amplitudou. Vzhledem k faktu, že i tato metoda lokalizuje QRS komplexy záraz na 5ti úrovních rozkladu, je do aplikace implementováno značkování nalezeného QRS komplexu stejným způsobem, jaký je popsán v kapitole 7.2. Lze tedy předpokládat výskyt černých značek na vrcholech artefaktů a jiných patologických prvků v signálu. I zde je při zpracování výsledků detekce komplexů QRS brán ohled na místa označená černým bodem, který mnohokrát označí správně nevýrazný QRS komplex, někdy však označí za komplex i lokální maximum rušení pocházejícího z vektoru detailů vyšších úrovní rozkladu. Výsledky jsou zapsány do tabulky 8 nacházející se na další straně.

Ověření činnosti metody 6.2.4

Číslo	Název záznamu	QRS komplexů v záznamu: [-]	Čas vyhodnocení			Lokalizace QRS		δ [%]
			1.měření	2. měření	průměr	FP	FN	
			[sec]	[sec]	[sec]	[-]	[-]	
1	MIT-BIH Arrhythmia Database 103	140	86,03	83,14	84,59	0	0	0
2	MIT-BIH Arrhythmia Database 105	166	90,42	92,09	91,26	0	0	0
3	MIT-BIH Arrhythmia Database 106	135	66,44	66,09	66,27	0	1	0,740741
4	MIT-BIH Arrhythmia Database 107	141	74,39	80,39	77,39	11	1	8,510638
5	MIT-BIH Arrhythmia Database 111	138	81,19	82,44	81,82	5	0	3,623188
6	MIT-BIH Arrhythmia Database 112	172	82,55	89,94	86,25	0	0	0
7	MIT-BIH Arrhythmia Database 115	126	89,48	95,94	92,71	0	0	0
8	MIT-BIH Arrhythmia Database 220	143	95,02	99,11	97,07	0	0	0
9	MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia 879	74	2,45	2,38	2,42	1	10	14,86486
10	MIT-BIH ST Change Database 310	94	19,69	19,17	19,43	0	0	0
11	Challenge 2010 Test Set C 00	82	1,09	1,31	1,20	0	1	1,219512
12	Challenge 2010 Test Set C 51 8 minut	792	101,56	103,44	102,50	0	6	0,757576

Tabulka 8: Výsledky vyhodnocení záznamů QRS detektorem 6.2.4

Z výsledků je patrná správnost předpokladů uvedených na začátku kapitoly. Signály s výrazně kolísavou amplitudou QRS komplexu vykazují vyšší hodnoty falešně negativní detekce tímto QRS detektorem. Spolehlivost detekce je proto přímo závislá na charakteru vstupního záznamu. Doba potřebná na zpracování záznamu je plně závislá na tvaru průběhu a u elektrokardiogramů se stálou amplitudou QRS komplexu, popřípadě se stálou hodnotou RR intervalu, je časová náročnost nižší. Souhrn výsledků pro tuto metodu je zobrazen v tabulce 9.

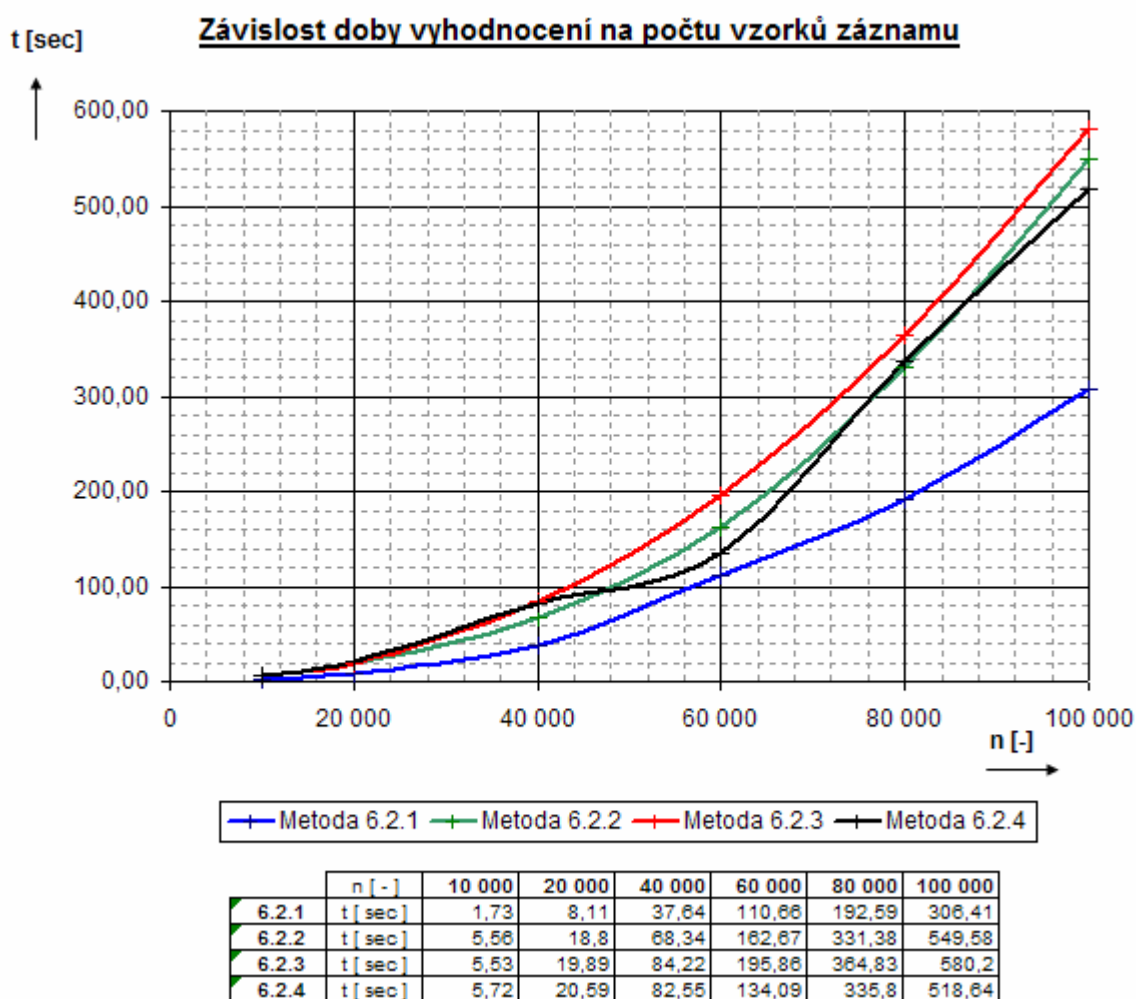
Detektor popsany v kapitole 6.2.4 chybně lokalizoval QRS komplex ve třiceti šesti případech z celkového počtu 2203 komplexů. Je patrné, že chyba lokalizace QRS komplexu v elektrokardiogramu dosahuje téměř ke dvěma procentům. To může znamenat, že ze 100 lokalizovaných komplexů budou 2 lokalizovány nějakým způsobem špatně. U signálů kolísavých a obsahujících patologické prvky roste pravděpodobnost špatné lokalizace průměrně na 11,7%. Předběžně lze říci, že tato metoda dosáhla nejnižší spolehlivosti v porovnání s algoritmy použitými u předchozích tří detektorů. Po získání výsledků této i v praxi hojně používané metody je možné provést srovnání metod kapitolou 7.5 .

Celkem komplexů [-]	2203
Celkem FP [-]	17
Celkem FN [-]	19
Senzitivita [%]	99,14
Prediktivita [%]	99,23
δ [%]	1,63

Tabulka 9: Celkový souhrn výsledků metody 6.2.4

7.5 Výsledné srovnání použitých metod detekce

V kapitolách 7.1 až 7.4 bylo provedeno podrobné ověření činnosti včetně vyhodnocení spolehlivosti jednotlivých metod. Metody dosahovaly relativně podobných výsledků a je proto složité najít mezi nimi výraznějších rozdílů. Tato kapitola má za cíl usnadnit celkové porovnání použitých algoritmů detekce QRS komplexu. Prvním srovnávacím kritériem je čas potřebný na vyhodnocení záznamu EKG. V kapitole 7.1 byla naznačena neúměrnost zvyšování časových nároků s délkou záznamu. Proto byl proveden nad rámecový test doby vyhodnocení v závislosti na počtu vzorků signálu pro všechny 4 metody. Vzorky byly získávány ze záznamu číslo 2 (MIT-BIH Arrhythmia Database 105). Změřené časy a vyobrazený průběh je na obrázku 38.



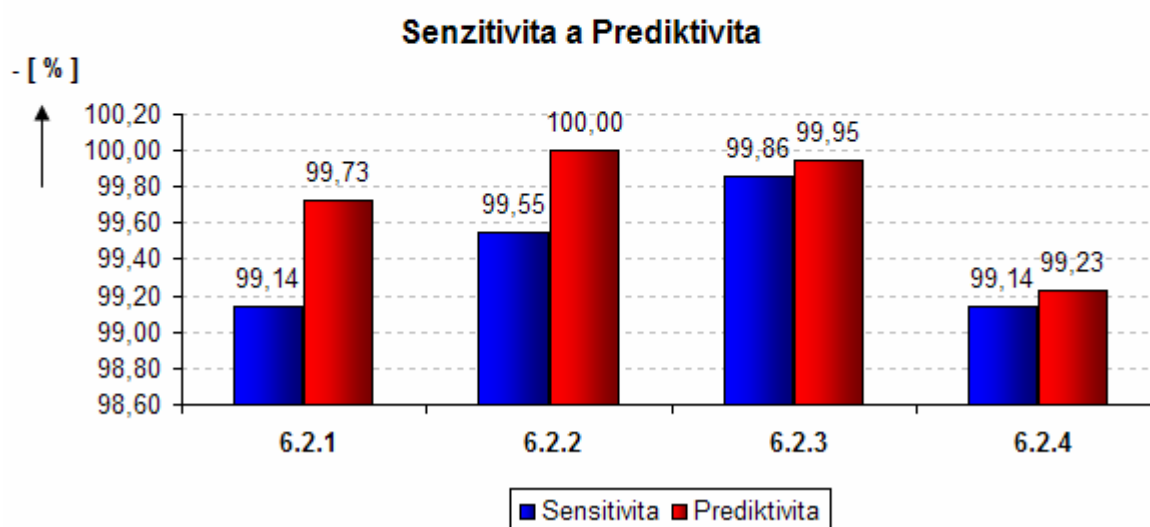
Obrázek 38: Zobrazení závislosti vyhodnocovacího času na počtu vzorků záznamu

Z grafu je názorně vidět, že pro konkrétní záznam číslo 2 je nejpomalejším algoritmem algoritmus 6.2.3, který měl za cíl zrychlit algoritmus 6.2.2. Dále se do grafu promítla nelinearita závislosti doby vyhodnocení na počtu vzorků záznamu, avšak není tak veliká, jak se mohlo z číselných výsledků zdát. Nejkratší čas vyhodnocení záznamu má algoritmus metody 6.2.1 s jednoúrovňovou derivací, avšak pro vyhodnocení 100 000 vzorků v tomto případě odpovídajících 277 sekund bylo zapotřebí 306 sekund. Jelikož se operace s vyšším počtem vzorků signálu u některých metod nepodařilo již otestovat a program nedokončil operace ani za 30 minut, je grafická závislost pouze do stotisícového vzorku. Vize, že by mohly být QRS detektory

založené na vlnkové transformaci použitelné v praxi na běžném PC i na holterovské 24 hodinové záznamy, je zatím na základě skutečností zjištěných z výše uvedených testů pouze hudbou nedaleké budoucnosti právě díky rychlému vývoji nových vícejádrových procesorů usazovaných do rychlých počítačových jednotek.

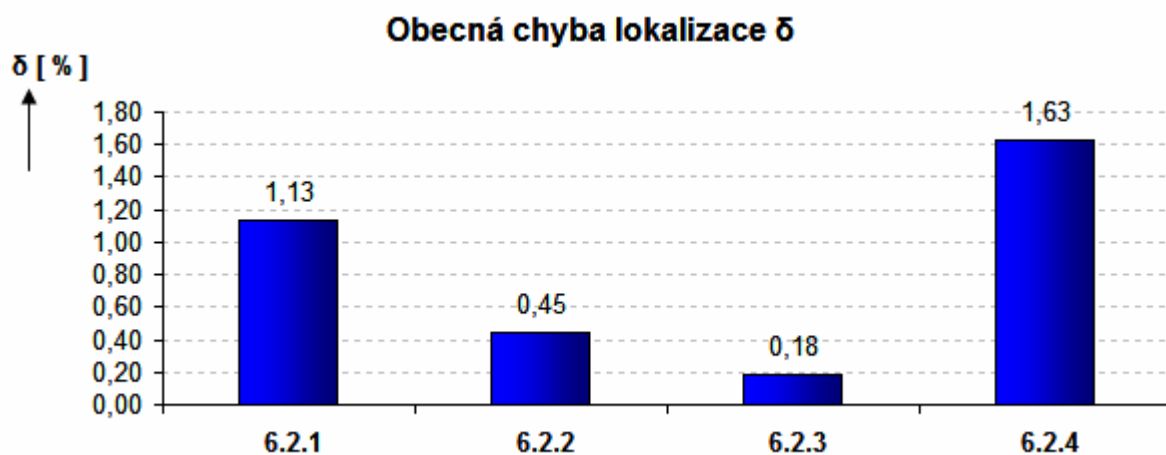
Dále je třeba se souhrnně zaměřit na statistické zhodnocení spolehlivosti detekce. Grafické srovnání použitých algoritmů pomocí senzitivity a prediktivity včetně vypočtených hodnot (tabulka 10) je na obrázku 39. Na obrázku 40 je pak grafické porovnání vypočtené obecné chyby lokalizace QRS komplexu.

		6.2.1	6.2.2	6.2.3	6.2.4
Celkem komplexů	[-]	2203			
Celkem FP	[-]	6	0	1	17
Celkem FN	[-]	19	10	3	19
Senzitivita	[%]	99,14	99,55	99,86	99,14
Prediktivita	[%]	99,73	100,00	99,95	99,23
δ	[%]	1,13	0,45	0,18	1,63



Tabulka 10: Senzitivita, Prediktivita a obecná chyba určení QRS v záznamu
Obrázek 39 : Grafické porovnání hodnot senzitivity a prediktivity použitých metod

Z grafu je patrné, že nejlepší hodnotu prediktivity a senzitivity vykazuje algoritmus použitý v metodě 6.2.3, tedy metoda provozující na automaticky volených třech úrovních detekci komplexu QRS pomocí derivace úrovní. Dále dosahuje velmi vysokých hodnot i metoda 6.2.2 využívající obdobný algoritmus, jako metoda 6.2.3, pouze s rozdílem počtu využitých rozkladových úrovní. Pevně provádí lokalizaci QRS komplexů na prvních pěti nejvyšších úrovních rozkladu. Tato metoda během testování dosáhla nereálného výsledku prediktivity. To by se mohlo změnit použitím většího počtu elektrokardiologických záznamů a především tento údaj vyvrací obecná chyba detekce graficky zobrazená na obrázku 40 na další straně. Nejhorší, avšak stále velice dobré výsledky má metoda 6.2.4, která dle statistického výpočtu v záznamu se sto QRS komplexu zhruba dva špatně lokalizuje.



Obrázek 40: Grafické porovnání hodnot (z tabulky 10) obecné chyby použitých metod

Z výsledků stanovených chyb lokalizace QRS komplexu je patrné, že pravděpodobnost chybné lokalizace QRS komplexu je minimální u algoritmů použitých v metodách 6.2.3 a 6.2.2, kdy u záznamu obsahujícího 200 QRS komplexů lze očekávat, že oba detektory pravděpodobně jeden z dvou set komplexů lokalizují chybně. U metody 6.2.1 je vysoká pravděpodobnost minimálně jedné chybné lokalizace u záznamu o 100 QRS komplexech. U algoritmu metody 6.2.4 je pravděpodobnost výskytu chybné lokalizace QRS komplexu nejvyšší. Konkrétně detektor 6.2.4 u záznamu o 100 QRS komplexech pravděpodobně minimálně 2 chybně lokalizuje. S adaptivním prahováním pracuje i zcela odlišně navržený QRS detektor [17] využívající pro detekci též rozkladu záznamu vlnkovou transformací, navíc však využívá mnoha dalších podmínek zpětné kontroly záznamu k zajištění spolehlivé detekce. Tento detektor byl též testován na databázi MIT-BIH, avšak byl testován ve zcela odlišném vývojovém prostředí, díky čemuž mohly být detektorem úspěšně vyhodnoceny záznamy celé 30 minutové délky. Výsledky byly získány na základě testu detekce 14481 QRS komplexů. Detektor dosáhl senzitivity 99,42%, prediktivity 99,36% a obecné chyby lokalizace 1,22%. Na základě srovnání získaných výsledků a výsledků uvedených v práci [17] však nelze tvrdit, že detektor 6.2.3 je lepším detektorem právě z důvodu, že byl testován na menším počtu EKG záznamů s celkovým počtem QRS komplexů 2203.

Pro praktické využití z v této práci navržených algoritmů by se nejvíce hodil detektor využívající algoritmus 6.2.3, avšak bylo by nutno jej provozovat na výkonné počítačové jednotce. Další v praxi využitelnou metodou při porovnání rychlost/kvalita by byla metoda 6.2.1. U této metody by však bylo vhodné podobně jako u metody 6.2.3 udělat automatický výběr úrovně rozkladu, aby byla volena úroveň, ve které se QRS komplex daného pacienta frekvenčně nejlépe projevuje. Je totiž nutné připomenout fakt, že každý pacient má trochu odlišný QRS komplex stejně, jako otisk prstu, nebo nově sledované oční pozadí. Získané zde popsané výsledky jsou dále rozebrány v kapitole 8.

8 Závěr

Po seznámení s významem detekce komplexů QRS v kapitole 2.3 a rozebrání několika vybraných metod detekce v kapitole třetí, byl v páté kapitole proveden návrh detektoru s využitím redundantní dyadické diskrétní vlnkové transformace blíže popsané ve čtvrté kapitole. Z návrhu bylo vytvořeno několik algoritmů na lokalizaci QRS komplexů založených na bázi redundantní dyadické DTWT. Algoritmy byly implementovány do prostředí Matlab, kde proběhlo testování na náhodně volených signálech z mezinárodní veřejné databáze Physionet [8]. Získané výsledky testování jsou uvedeny v kapitole 7 a souhrn statistický souhrn všech výsledků pak v kapitole 7.5.

Výsledky všech použitých metod byly srovnány s výsledky detektoru QRS komplexů navrženém v práci [17] kolektivu Sahambi, Tandon, Bhatt a testovaném na stejných záznamech z databáze MIT-BIH. Bylo dosaženo velice podobných výsledků a v případě detektoru využívajícího algoritmus navržený v kapitole 6.2.3 bylo dosaženo výsledků lepších oproti srovnávanému detektoru. Je však nutné dodat, že pro odzkoušení metod navržených v kapitole 6 byly ze záznamů voleny pouze dvouminutové úseky z důvodů hardwarových omezení. Touto prací navržené detektory prošly testem pouze 2203 QRS komplexů. Srovnávaný detektor byl testován na 14481 QRS komplexech. Práce se proto především věnovala vzájemnému srovnání 4 algoritmů navržených v kapitole 6.

Z výsledků jednoúrovňové derivace popsané v kapitolách 6.2.1 a 7.1 je patrné, že realizovaný detekční algoritmus rozpoznal správně pozici většiny komplexů QRS v jednotlivých signálech. Komplexů bylo celkem 2203. Detektor však chybně označil 19 pozic v záznamu, kde se QRS komplex nevyskytoval. Stalo se tak především v elektrokardiogramech s vysokou úrovní šumu. Spolehlivost detekce se proto pohybuje mezi 98% až 99%. Tato metoda využívající derivaci aplikovanou na signál čtvrté úrovně rozkladu je zřejmě vhodná především na signály s nižší úrovní šumu. Pro praxi je však v této podobě nepoužitelná. V lékařské technice jsou kladeny vysoké nároky na správnou funkčnost přístrojů včetně detektorů komplexů QRS. Pokud by však došlo k vylepšení algoritmu po vzoru metody 6.2.3 a docházelo by tak automaticky k volbě nyní pevně nastavené úrovně, chybovost detektoru by se mohla výrazně snížit.

Použitím víceúrovňové derivace s algoritmem popsáním v kapitole 6.2.2 a 7.2 bylo dosaženo výrazně lepších výsledků, avšak vzrostl čas potřebný na vyhodnocení jednoho patientského záznamu. Vlivem využití i úrovně s malým projevem QRS komplexu a velkým projevem rušení docházelo u tohoto algoritmu zbytečně k chybám lokalizace QRS komplexu, především k přehlédnutí komplexu při vyhodnocování údajů získaných ze všech úrovní rozkladu zvláště. Tato metoda by mohla být v praxi použita, avšak nedosáhla takových výsledků, jako metoda 6.2.3 a musela by být provozována na velmi výkonné počítačové jednotce.

Během testování si nejlépe vedl algoritmus popsáný v kapitolách 6.2.3 a 7.3 využívající k lokalizaci komplexu QRS automaticky volené tři úrovně rozkladu, tedy tři nejhodnější vektory detailů a pro vzorkovací frekvence 125 a 128Hz dokonce i úspěšně jeden vektor aproximace a dva vektory detailů. Zmíněný algoritmus se proto nejlépe hodí pro praktické využití pro libovolné patientské záznamy. Jeho slabou stránkou je podobně jako u metody 6.2.2 jeho velká časová náročnost. Pro její snížení je nutné tento detektor komplexů QRS provozovat na velice výkonných počítačových jednotkách. Nebylo by též od věci při teoretickém uvedení detektoru do praxe jej doplnit o možnost tlačítkem „Browse“ poskládání na klasifikaci několik patientských záznamů za sebe, čímž by sestra po nahrání záznamů do počítačové jednotky mohla tyto záznamy připravit a přes noc nechat vyhodnotit tak, aby lékař ráno po příchodu na pracoviště měl veškerá vyhodnocení patientských záznamů k dispozici.

Posledním prověřovaným algoritmem byl algoritmus adaptivního prahování blíže popsaného v kapitolách 6.2.4 a 7.4. Jde o metodu v praxi jednoduše realizovatelnou v jakémkoliv vývojovém prostředí. Právě z tohoto důvodu bylo její testování zahrnuto do této práce. Její výsledky byly uspokojivé a dopadly nad očekávání dobře, avšak nejhůře ze všech navržených metod. Časová náročnost této metody byla též velice vysoká především v případě signálu s měnícími se amplitudami, kdy detektor musel některé úseky úrovní procházet opakovaně. Nevýhodou této metody je navíc fakt, že je zcela slepá na tvar signálu. Nezajímá se tedy vůbec tvar detekovaného QRS komplexu a je schopna označit jakýkoliv artefakt za QRS komplex.

Všechny metody byly vloženy do pro tento účel vytvořené aplikace navržené v kapitole 6.1 a zobrazené na obrázku 26. Při realizaci aplikace byl brán zřetel na intuitivní rozložení ovládacích prvků a potřeby lékaře. Během týdenní realizace modernizace pracoviště na sběr holterovských dat z holterů EKG a tlaku ve Vojenské nemocnici Brno bylo provedeno několik konzultací na toto téma se specializovaným lékařem na provádění diagnostiky pacienta z jeho EKG záznamu, kdy doktor nastínil nedostatky v nemocnici používané aplikace společnosti Aspel, kde má sice přehledně záznam zobrazen, ale aby z něj cokoli odečetl, musí si záznam vytisknout a pravítkem doměřit požadované hodnoty, jelikož aplikace je v případě zarušeného signálu schopna označit za R vlnu jakoukoliv aktuální špičkovou hodnotu signálu, což zcela znehodnotí aplikaci určenou průměrnou hodnotu RR intervalu a tepovou frekvenci pohybující se u nejhůře zarušených záznamů na hodnotě 1000 tepů za minutu. Na základě získaných poznatků by bylo vhodné u aplikace zrušit nutnost volby vzorkovací frekvence, rozšíření úseku zobrazeného v grafickém okně lupa a doplnění možnosti ovládat posun posuvníku záznamu klávesami „šipka vlevo“ a „šipka vpravo“.

I v případě, že by byl nějaký výše popsáný algoritmus s navrženou aplikací uveden do běžného provozu na diagnostiku patientských elektrokardiogramů, bude dál nutné, aby lékař získané vyhodnocení pečlivě zkontroloval a tvrzení aplikace případně stvrdil svým podpisem, nebo doplnil o vlastní poznatky, jelikož ani ten nejlepší navržený algoritmus nedosahuje 100% výsledků, jaké jsou od přístroje a strojové diagnostiky tvrdě vyžadovány. Podpis lékaře je navíc nutný i v případě, že by stroj dosahoval nejlepšího možného výsledku, aby bylo koho soudit v případě, že se pacientovi něco diagnostikovatelného z elektrokardiogramu stane.

9 Seznam použité literatury

- [1] Borská L. a kolektiv, *EKG DESATERO*, MSD Brno 2006
- [2] Hampton J.R., *EKG PRO PRAXI*, Grada , 1997
- [3] Hampton J.R., *EKG stručně,jasně,přehledně*, Grada, 1996
- [4] Schroder R. a Sudhof H., *EKG v praxi*, Avicenum Praha, 1973
- [5] Kozumplík J., *Vlnkové transformace a jejich využití pro filtraci signálu EKG*, VUTIUM Brno, 2005
- [6] Macek J, *Klasifikace EKG pomocí vlnkové transformace a rozhodovacích stromů*, CVUT
- [7] Haman P., *ekg kvalitně*, Plzeň, Dostupný z WWW : <http://ekg.kvalitne.cz>
- [8] Goldberger AL, Amaral LAN, Glass L, Hausdorff JM, Ivanov PCh, Mark RG, Mietus JE, Moody GB, Peng CK, Stanley HE. PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: *Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals*, PhysioNet Cambridge, Dostupný z WWW : <http://physionet.org>
- [9] Silipo R., Marchesi C., *Artificial Neural Networks for automatic ECG analysis*, 1998
- [10] Frau DC, *Dynamic Time Warping*, Polytechnic University of Valencia
- [11] Craven M and Page D, *Hidden Markov Models*, 2006
- [12] Wavelet Toolbox For Use with Matlab, User's guide, Math Works Inc., Natick, MA, USA, 2005
- [13] Kozumplík, J.: *Multitaktní systémy*. Elektronická skripta FEKT VUT v Brně, 2005
- [14] Mahmoodabadi S.Z., Ahmadian A., Abolhasani M.D., *ECG FEATURE EXTRACTION USING DAUBECHIES WAVELETS*, Benidorm Spain, 2005 Dostupný z WWW : http://rcstim.tums.ac.ir/papers_preview.aspx?id=88
- [15] Honzíková N., CSc, *Biologie člověka*. Elektronická skripta FEKT VUT v Brně, 2003
- [16] Vysekalová J., Komárková R. — *Psychologie reklamy*, Grada Publishing a.s., 2002
- [17] Sahambi J S, Tandon S M and Bhatt R K P 1997a *Using wavelet transforms for ECG characterization: an on-line digital signal processing system* IEEE Eng.Med.Biol.16 77–83
- [18] Köhler B., Henning C., Orglmeister R.: *The principles of software QRS detection*, IEEE Trans. Biomed. Eng., January/February 2002, Dostupný z WWW: www.sm.luth.se/csee/courses/sms/046/2004/QRS_tutorial.pdf
- [19] Loviška D., *Klasifikace EKG signálů s použitím neuronových sítí*, Brno, 2008, Posudek dostupný z WWW : https://www.vutbr.cz/index.php?gm=gm_prohlizeni_zp&ak_rok=2007

10 Seznamy zkratk, symbolů a příloh

10.1 Seznam zkratk

- EKG - Elektrokardiogram (zkráceně EKG) je záznam časové změny elektrického potenciálu způsobené srdeční aktivitou. Tento záznam je pořízen elektrokardiografem.
- QRS - komplex složený ze tří za sebou jdoucích vln Q,R a S (jde o depolarizaci komor)
- SA - sinoatriální uzel
- CWT - Continuous wavelet transform
- DWT - Discrete wavelet transform
- DTWT- Discrete time wavelet transform
- IDTWT - Inverse discrete time wavelet transform
- DTCWT - Dual Tree Complex Wavelet Transform
- GUI - graphical user interface
- DP - dolní propust
- HP - horní propust
- MIT - Massachusetts Institute of Technology
- CPU - Central processing unit

10.2 Seznam symbolů

- δ - obecná chyba lokalizace komplexu QRS
- $\psi(t)$ - obecně komplexní mateřská vlnka

10.3 Seznam příloh

- QRS_fnd.doc - pouze v elektronické podobě
- QRS_fnd_2deriv.doc - pouze v elektronické podobě
- qrsdet.doc - pouze v elektronické podobě