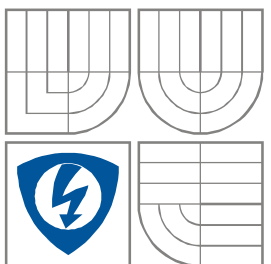


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

DETEKCE QRS ZALOŽENÁ NA VLNKOVÉ TRANSFORMACI

QRS DETECTION BASED ON WAVELET TRANSFORM

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Vlastimil Zedníček

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Lukáš Smital



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor
Biomedicínské inženýrství a bioinformatika

Student: Bc. Vlastimil Zedníček

ID: 70331

Ročník: 2

Akademický rok: 2013/2014

NÁZEV TÉMATU:

Detekce QRS založená na vlnkové transformaci

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Prostudujte problematiku detekce QRS komplexů v signálu EKG. Vypracujte literární rešerši na toto téma. 2) Seznamte se s vlnkovou transformací a prostudujte možnosti jejího využití pro detekci komplexů QRS. 3) V prostředí Matlab realizujte detektor využívající vlnkovou transformaci a ověřte jeho funkčnost na datech z CSE knihovny. 4) Proveďte testování použitelnosti parametrů vlnkové transformace pro navržený QRS detektor (stupeň rozkladu, banka filtrů). 5) Seznamte se s metodikou hodnocení úspěšnosti QRS detektorů a navržený detektor statisticky zhodnoťte na kompletní CSE databázi. 6) Dosažené výsledky porovnejte s výsledky jiných autorů.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] KOHLER, B.-U., C. HENNIG a R. ORGLMEISTER. The principles of software QRS detection. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine. 2002, roč. 21, č. 1, s. 42-57.
[2] KADAMBE, S., R. MURRAY a G.F. BOUDREAUX-BARTELS. Wavelet transform-based QRS complex detector. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2008, roč. 46, č. 7, s. 838-848.

Termín zadání: 10.2.2014

Termín odevzdání: 23.5.2014

Vedoucí práce: Ing. Lukáš Smital

Konzultanti diplomové práce:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

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

Prohlášení

Prohlašuji, že svoji diplomovou práci na téma Detekce QRS založená na vlnkové transformaci 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 uvedeného diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením tohoto projektu 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 23. května 2014

.....

podpis autora

Poděkování

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

V Brně dne 23. května 2014

.....

podpis autora

Abstrakt

Cílem této práce je realizace detektoru QRS s využitím vlnkové transformace. První část je zaměřena na vznik a možnosti měření srdeční aktivity. V další části práce se seznámíme s různými možnostmi detekce komplexu QRS a podrobněji se věnujeme vlnkové transformaci. Ta bude využita pro návrh detektoru QRS komplexu. Praktická část se věnuje návrhu samotného detektoru v prostředí Matlab a jeho různá nastavení. Navržený detektor je testován na databázi CSE. Dosažené výsledky navrženého detektoru jsou zhodnoceny s výsledky jiných autorů.

Klíčová slova

Detektor, elektrokardiogram, QRS komplex, vlnková transformace, QRS detektor

Abstract

This thesis deals with implementation of detector QRS complex with use of wavelet transform. The first part is focused on formation and possibility to measure cardiac activity. The other part of thesis we will familiarise with the different possibilities of detection QRS complex and we intimately focus on wavelet transform that will be used for a project of detection QRS complex. The practical part of thesis focuses on the project of detector in programming language Matlab and his different setting. This projected detector has been tested with CSE database. Achieved results of projected detector are evaluated with the results of others authors.

Keywords

Detector, electrocardiogram, QRS complex, wavelet transform, QRS detector

Bibliografická citace

ZEDNÍČEK, V. *Detekce QRS založená na vlnkové transformaci*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2014. 55 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Lukáš Smítal.

OBSAH

Seznam obrázků.....	7
Seznam tabulek.....	9
1 Úvod.....	10
2 EKG signál.....	11
2.1 Vznik EKG signálu a jeho charakteristické vlny	11
2.2 Druhy záznamů EKG signálu a možné rušení.....	11
2.3 Elektrokardiografické svody	12
2.4 Elektrokardiogram.....	14
2.4.1 Charakteristika jednotlivých vln	14
3 Metody detekce komplexu QRS	17
3.1 Detekce založená na umocnění signálu.....	17
3.2 Detekce založená na obálce signálu.....	18
3.3 Přizpůsobená filtrace signálu	18
3.4 Rozklad signálu bankou filtrů.....	19
3.5 Detekce vycházející z trojice ortogonálních svodů	19
3.6 Metody založené na neuronových sítích	20
4 Vlnková transformace	21
4.1 Vlnkové transformace spojitého signálu	21
4.2 Diskrétní vlnková transformace.....	22
4.3 Reálná dyadická vlnková transformace s diskretním časem (DTWT).....	23
4.4 Inverzní transformace (IDTWT)	25
4.5 Redundantní DTWT	27
5 Realizace detektoru QRS	28
5.1 Volba počtu rozkladových pásem a banky filtrů.....	28
5.2 Realizace vlnkové transformace.....	31
5.3 Detektor QRS komplexu.....	31

5.4	Rozhodovací pravidlo	33
6	Vyhodnocení spolehlivosti detekce	34
6.1	Hodnocení spolehlivosti navrženého detektoru	34
6.2	Vykreslení výsledků	38
6.3	Srovnání s detektory jiných autorů	42
7	Závěr	44
	Použitá literatura	45
	Seznam příloh	48

Seznam obrázků

Obrázek 1: Převodní systém srdce	11
Obrázek 2: Bipolární končetinové svody	12
Obrázek 3: Unipolární končetinové svody.....	13
Obrázek 4: Uspořádání unipolárního hrudního svodu (vlevo) a rozmístění hrudních elektrod (vpravo).....	13
Obrázek 5 : Signál EKG, vlny a segmenty.....	14
Obrázek 6 Refrakterní fáze	16
Obrázek 7: Nahoře: Blokové schéma detektoru založeném na umocnění signálu. Dole: Ukázka výstupního signálu z detektoru. Modře - původní signál. Červeně - předpřipravený umocněný signál, Zeleně - prahová hodnota pro 50% maxima[9].....	17
Obrázek 8: Nahoře: blokové schéma filtru založeném na detekci obálky. Dole: Porovnání výstupních signálů získaných pomocí obálky signálu (červeně) a umocněním signálu (modře)[9]	18
Obrázek 9: Blokové schéma detektoru využívajícího přizpůsobenou filtraci	19
Obrázek 10: Banky rozkladových filtrů	19
Obrázek 11 Dilatace a translace mateřské vlnky.....	21
Obrázek 12. Vlevo: Realizace třístupňové dyadické DTWT s využitím banky oktákových filtrů. Výstupy jsou podzvorkovány, což je dáno symbolem $\downarrow 2$. Tento symbol nám udává, že vybíráme každý 2m -tý vzorek signálu. Výstupní posloupnosti jsou koeficienty dyadické DTWT.	23
Obrázek 13: Filtry odvozené z ideálních dolních a horních propustí frekvenční transformací.....	24
Obrázek 14: Oktákové filtry pro třístupňovou DTWT odvozené z transformovaných filtrů	24
Obrázek 15: Třístupňová dyadická DTWT s filtry odvozenými ze zrcadlových dolních a horních propustí	25
Obrázek 16: Realizace třístupňové rychlé dyadické DTWT se zrcadlovými dolními a horními propustmi	25
Obrázek 17: Princip IDTWT pro třístupňovou DTWT. Blok $\uparrow 2$ realizuje expanzi posloupnosti, F_d (resp. F_h) je rekonstrukční dolní (horní) propust. Vstup - koeficienty obrázek 14.	26
Obrázek 18: Dvoukanálová banka filtrů	26
Obrázek 19: Přímá a zpětná redundantní DTWT, 2 stupně rozkladu.....	27
Obrázek 20: Dvoukanálová banka rozkladových a rekonstrukčních filtrů redundantní DTWT	27
Obrázek 21: Blokové schéma realizovaného detektoru QRS.....	28
Obrázek 22: Ukázka rozkladu signálu pomocí banky filtrů typu bior1.5 do pěti pásem, signál MO1_010_12.mat, svod 12.....	29
Obrázek 23: Vlevo: Tvar mateřských vlnek pro Bior1.5, db2 a sym4. Vpravo: Frekvenční charakteristiky.....	30
Obrázek 24: Detekce QRS komplexů v jednotlivých pásmech, signál MO1_010_12.mat, banka filtrů : bior1.5, svod 12.....	33
Obrázek 25: Příklad detekce QRS komplexů, signál MO1_010_12, svod 1, filtr: bior1.3.	38
Obrázek 26. Příklad detekce QRS komplexů, signál MO1_009_12, svod 1, filtr: bior1.3.	38
Obrázek 27. Příklad detekce QRS komplexů, signál MO1_112_12, svod 1, filtr: bior1.3.	39
Obrázek 28. Příklad rozlišení minimálních amplitud pro rozkladové pásmo 5, signál MO1_112_12, svod 1 , filtr: bior1.3.	39
Obrázek 29: Nedetekovaný QRS komplex označený červenou šipkou. Signál MO1_115_12.....	40
Obrázek 30: Ukázka nedetekovaného QRS komplexů v jednotlivých pásmech. Červený ovál - nedetekované QRS komplexy. Signál MO1_115_12	40

Obrázek 31: Falešně pozitivní detekce QRS komplexů označeny červenými šipkami. Signál MO1_120_12, 5 pásem rozkladu, filtr: bior1.3..... 41

Obrázek 32: Falešně pozitivní detekce QRS komplexu v prvních dvou pásmech. Červenou šipkou označeny falešně pozitivní detekce ve třetím pásmu. Signál MO1_120_12, 5 pásem rozkladu, filtr: bior1.3..... 41

Seznam tabulek

Tabulka 1. Nastavení detektoru pro jednotlivé stupně rozkladu	35
Tabulka 2. Výsledky detekce pro záznam ortogonálních svodů	35
Tabulka 3 Výsledky detekce pro záznam 12-ti svodového EKG.....	37
Tabulka 4 Výsledky detekce pro nejlepší vlnky pro 12-ti svodový záznam, 3 svodový záznam a nejlepší výsledky pro součet výsledků pro oba typy záznamů	42
Tabulka 5 Výsledky detekce jiných autorů	42

1 Úvod

Srdce je jeden z nejdůležitějších orgánů v těle a musí bez přestání fungovat po několik desetiletí. Objevuje se zde nemalé procento pacientů s nejrůznějšími chorobami srdce. Těmi jsou například porucha srdečního rytmu, ischemická choroba srdeční a různé srdeční vady. Pro zjištění některých chorob, například poruchy srdečního rytmu, využíváme elektrokardiogram (EKG). Aby bylo možné zjistit zda pacient trpí některou srdeční chorobou musí se EKG signál rozměřit. Dříve se pro rozměření a určení srdečních anomálií využívalo šablony. S nástupem výpočetní techniky je snaha o automatizaci rozměření EKG signálu.

Komplex QRS je nejvýznamnější a většinou i nejvýraznější útvar v EKG signálu. Je obrazem depolarizace srdečních komor. Z tvaru a délky intervalu komplexu QRS mohou být získány informace o aktuální srdeční aktivitě. Detekce tohoto komplexu je proto využita pro automatické rozměření signálů EKG.

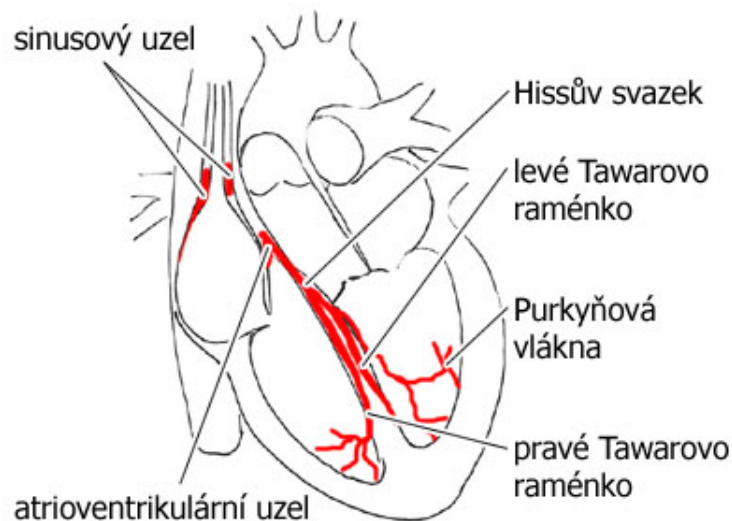
Čtenář se v této práci dozví o problematice detekce QRS komplexu v záznamu EKG signálu. Ve druhé kapitole se budu zabývat vznikem samotného elektrokardiogramu a popisem jeho charakteristických vln. Třetí kapitola bude pojednávat o různých možnostech vyhledání komplexu QRS v elektrokardiogramu. Následující část bude zaměřena na vlnkovou transformaci a využití při hledání QRS komplexu. V páté kapitole bude uvedeno vlastní řešení detektoru QRS založený na vlnkové transformaci. V poslední kapitole se zaměříme na hodnocení detektoru.

2 EKG signál

2.1 Vznik EKG signálu a jeho charakteristické vlny

Elektrokardiogram je jeden z nejméně snímaných signálů v medicíně. Snímání se provádí z povrchu těla pacienta. Graficky zaznamenává potenciálové rozdíly vznikající při podráždění srdce. Elektrokardiogram nám dává informace o poloze srdce, tepové frekvenci, rytmu, původu a šíření vzruchů a o repolarizaci a poruchách těchto dějů. Údaje o kontrakci a přečerpávacím výkonu srdce se z tohoto záznamu nedozvíme [1].

Srdce má vlastní tzv. autonomní převodní systém. Podráždění myokardu obvykle začíná v sinusovém uzlu. Poté se šíří přes obě síně až k atrioventrikulárnímu uzlu a pokračuje přes Hissův svazek, Tawarovými raménky do Purkyňových vláken, kde dojde k podráždění a následnému stahu myokardu komor.



Obrázek 1: Převodní systém srdce

2.2 Druhy záznamů EKG signálu a možné rušení

Elektrokardiogram snímáme pro různé druhy vyšetření s jinými požadavky na filtraci. Jelikož je signál EKG snímán z povrchu těla, projevuje se zde rušení, které může být z různých zdrojů. Nejčastěji se setkáme s těmito:

- Síťový brum - harmonické rušení 50 Hz
- Kolísání nulové izolinie (drift) - elektrochemická reakce na rozhraní elektroda-kůže (cca do 0,8 Hz), dýchání (do 0,5 Hz) a pomalé pohyby pacienta (do 2 Hz).
- Myopotenciály - tento šum vzniká aktivitou svalů pacienta. U klidového snímání zahrnuje pásmo od 100 Hz.

Klidové EKG

Nejčastější snímání EKG signálu, kdy pacient leží na lůžku. Zájmová frekvenční oblast u tohoto snímání je do 125 Hz (děti až do 150 Hz). Filtrováním odstraňujeme především síťový brum a drift. U dětí ještě myopotenciály.

Zátěžové EKG

Metoda je založena na snímání aktivity srdce při předem definované zátěži, která se v průběhu měření zvyšuje v pravidelných intervalech. Při tomto měření je třeba počítat s významnějším rušením myopotenciály a driftem.

Dlouhodobé EKG

Toto měření je využíváno především na jednotkách intenzivní péče u vážně nemocných pacientů.

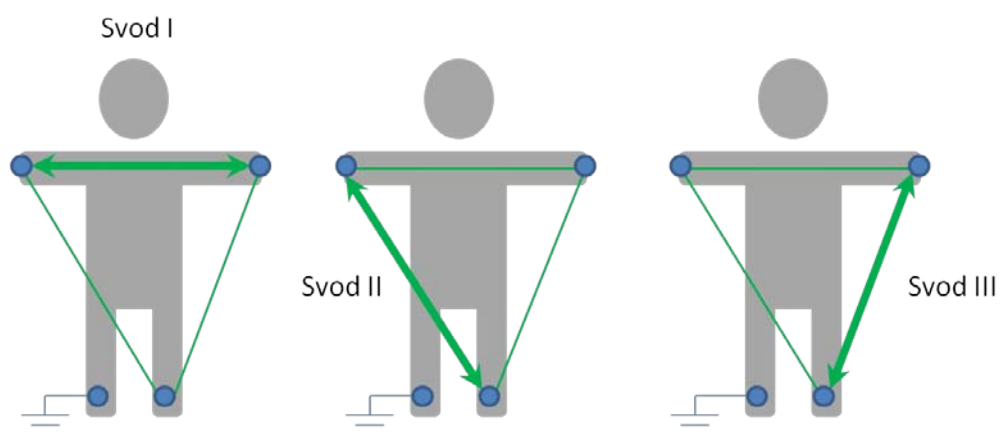
V dnešní době se hojně využívá tzv. Holterovského měření, které spočívá v tom, že pacient má u sebe měřicí přístroj (holter) a je průběžně snímána celodenní srdeční aktivita.

2.3 Elektrokardiografické svody

Elektrokardiogram je snímán z povrchu těla pacienta. Snímáme jej pomocí končetinových a hrudních svodů. Jednotlivé svody mají své označení. Běžný elektrokardiogram má dnes 12 svodů, které se rozdělují do tří skupin[3].

1. Bipolární končetinové svody podle Einthovena

Při tomto zapojení měříme rozdíl potenciálů mezi dvěma aktivními elektrodami. Umístění jednotlivých elektrod, na obou horních končetinách a levé dolní končetině, nám vytváří tzv. Einthovenův trojúhelník. Svody snímávané z tohoto zapojení se označují velkými římskými číslicemi I, II, III. Rozmístění elektrod můžeme vidět na obrázku 3.

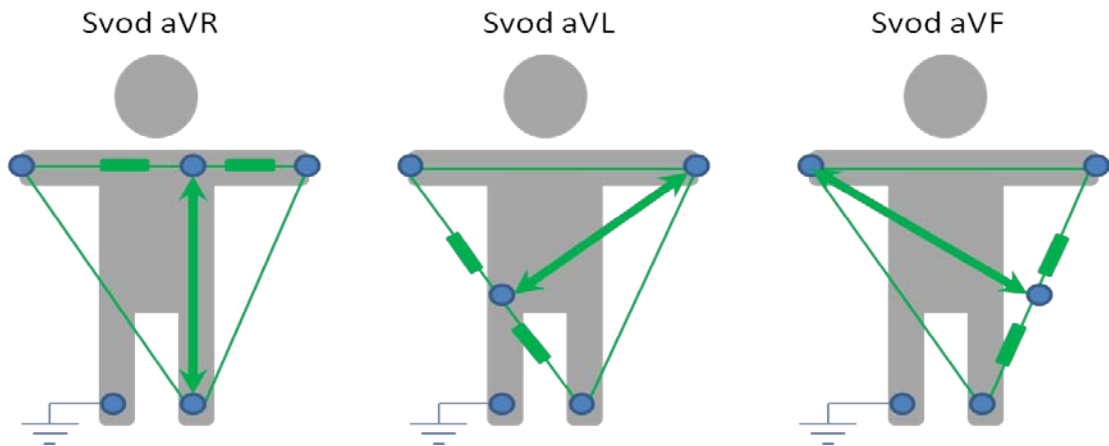


Obrázek 2: Bipolární končetinové svody

2. Unipolární zvětšené končetinové svody podle Goldbergera

Unipolární končetinové svody měly původně indiferentní nulovou elektrodu vytvořenou spojením všech končetinových elektrod přes odpor 5 k Ω do centrální svorky. Modifikací podle Goldbergera získáme toto zapojení tak, že od centrální svorky odpojíme vždy končetinu

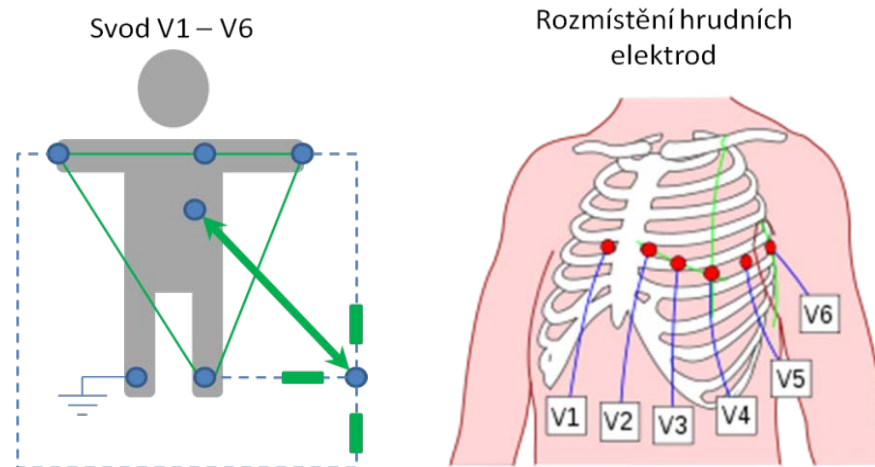
zapojenou současně na měřicí (aktivní) elektrodu. Centrální svorka poté nemá nulový potenciál a výsledná amplituda záznamu je zvýšena. Svody poté označujeme aVR, aVL, aVF, kde písmeno a značí augmentovaný neboli zesílený[3]. Uspořádání elektrod je na obrázku 4.



Obrázek 3: Unipolární končetinové svody

3. Unipolární hrudní svody podle Wilsona

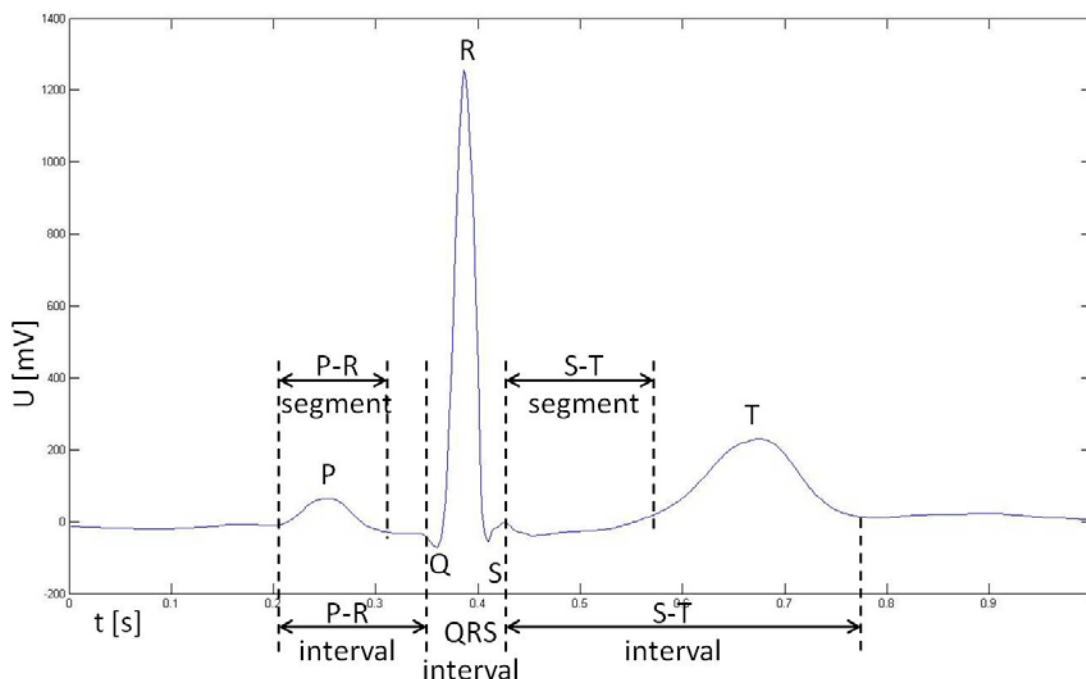
Končetinové svody zobrazují elektrickou aktivitu srdce do frontální projekce, unipolární hrudní svody sledují elektrickou aktivitu srdce v horizontální rovině. Referenční elektroda v tomto zapojení je vytvořena propojením tří končetinových elektrod přes odpor $50\ \Omega$ a aktivní elektroda je umístěna na jednom ze šesti specifických míst na hrudníku. Svody poté označujeme jako V1-V6. Obrázek 4 nám naznačuje zapojení a rozmístění hrudních elektrod.



Obrázek 4: Uspořádání unipolárního hrudního svodu (vlevo) a rozmístění hrudních elektrod (vpravo)

2.4 Elektrokardiogram

V signálu EKG je několik významných vln. Jsou to vlny P, Q, R, S, T a výjimečně U, viz. obrázek 2. Tyto vlny nám signál rozdělují na jednotlivé segmenty a intervaly, které se mohou dále vyhodnocovat. Jejich znalost a fyziologické parametry jsou důležité při samotném návrhu algoritmů pro zpracování záznamů EKG.



Obrázek 5 : Signál EKG, vlny a segmenty

Jako první je měřená vlna P která nám udává depolarizaci síní. Další je nejvýraznější část signálu kterou tvoří vlny Q, R, S. Toto označujeme jako QRS komplex, kde nejvýraznější je vlna R. Celý komplex nám pak dává informaci o depolarizaci komor. Následná vlna T udává repolarizaci komor. Za normálních okolností má vlna T stejný směr jako vlna R.

2.4.1 Charakteristika jednotlivých vln

Vlna P

Vlna P vzniká postupnou depolarizací pravé a levé síně. Obvykle je zaznamenána jako pozitivní a kulovitá vlna. Velikost této vlny dosahuje maximálně 0,25 mV a netrvá déle jak 0,10 s. Tuto vlnu považujeme za nízkofrekvenční. Ve spektru je dána složkami do 10-15 Hz. Následuje-li po ní v pravidelných intervalech komplex QRS, jedná se o sinusový rytmus.

Jestliže chybí vlna P v záznamu může se jednat o fibrilaci nebo flutteru síní, sinoatriální blokádu, fibrilace a flutteru komor, komorové a supraventrikulární tachykardie.

Interval PQ(PR)

Tento interval měříme od začátku vlny P po začátek komplexu QRS. Délka tohoto intervalu udává dobu průběhu vzruchu od sinusového uzlu převodní soustavou k pracovnímu myokardu komor. V normálním případě je tento interval izoelektrický. Trvání intervalu se pohybuje v rozmezí 0,12 - 0,20 s.

Prodloužení intervalu nad 0,20 s je zapříčiněn např. revmatickou myokarditidou, vagotonií (zvýšený tonus parasymptiku). Zkrácení zaznamenáváme při syndromu preexcitace, sinusové tachikardii.

Komplex QRS

Jak již bylo zmíněno, tento komplex je dán depolarizací komor. Depolarizace probíhá postupně. Nejdříve se depolarizuje septum z větve levého Tawarova raménka, následně jsou ve stejnou chvíli aktivovány subendokardiální vrstvy obou komor a odtud se šíří podráždění napříč pracovním myokardem k epikardu.

Komplex je dán kmity Q, R, S. Nejvýraznější a pozitivní kmit se označuje R, je-li těchto kmitů více označíme je R', R". Negativní kmit označujeme jako Q a S. Q vlna se nachází vždy před kmitem R a vlna S následuje po kmitu R. Tvar komplexu QRS je značně proměnný a může obsahovat méně nebo více zmiňovaných vln. Délka celého komplexu se u zdravých jedinců pohybuje od 0,06 s do 0,10 s. Komplex QRS dosahuje velikosti až 2-3 mV. Spektrální složky a většina energie je soustředěna v intervalu 10-50 Hz.

Interval ST

Je to izoelektrický interval mezi koncem QRS komplexu a počátkem vlny T. Tento interval nám poukazuje na repolarizaci komor.

Vlna T

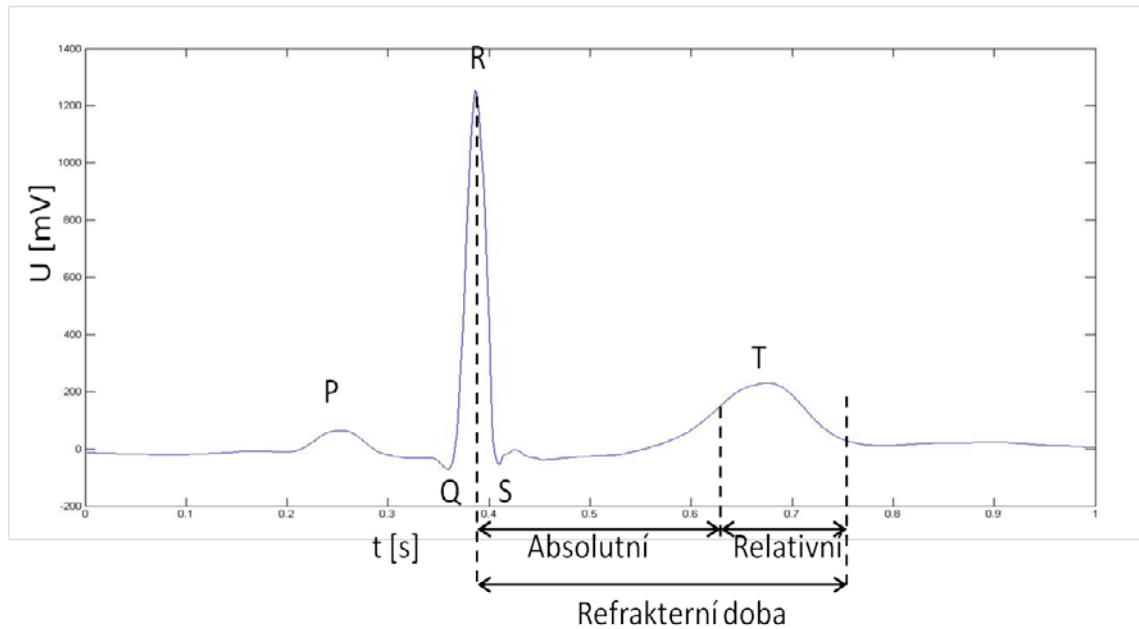
Udává nám stejně jako interval ST repolarizaci komor. V normálním případě je vlna T mírně asymetrická. Ve všech svodech je pozitivní, až na aVR, kdy je negativní. Trvání této vlny je přibližně 0,20 s. Pozice této vlny je významně ovlivněna tepovou frekvencí. Při vyšších frekvencích tepu se vlna zúží a zkrátí se interval ST. Po vlně T se někdy objevuje vlna U, jejíž původ není doposud zcela objasněn. Vlna U se vyskytuje převážně u mladých lidí a sportovců.

Interval RR

Interval RR určujeme mezi dvěma po sobě jdoucími kmity R. Určuje nám celkovou dobu trvání komorového srdečního cyklu. Interval RR se určuje pro každý záznam EKG a slouží k popisu různých srdečních arytmií, nebo se pomocí tohoto intervalu analyzuje variabilita srdeční tepové frekvence

Refrakterní fáze

Refrakterní fáze, nebo-li fáze plató, je časový interval kdy srdeční sval není schopen podráždění. Rozlišujeme zde dva úseky, absolutní a relativní refrakterní fáze. V absolutní refrakterní fázi není srdeční sval schopen podráždění jakýkoliv podnětem. Délka absolutní refrakterní fáze se pohybuje kolem 200 ms. V relativní refrakterní fázi je možné podráždění vyvolat jen nadprahovým podnětem. Délka této fáze se pohybuje kolem 100 ms. Na obrázku 6 jsou tyto fáze znázorněny.



Obrázek 6 Refrakterní fáze

3 Metody detekce komplexu QRS

Komplex QRS, jako nejvýraznější část elektrokardiogramu, je nejčastěji detekovaným úsekem. Jeho význam v medicíně je velice důležitý. Vzhledem k jeho charakteristickému tvaru je základem pro automatickou detekci. Detekováním tohoto komplexu můžeme zjistit např. tepovou frekvenci a různé patologické stavy jako je třeba fibrilace komor. Dále se může využívat pro klasifikaci srdečních cyklů a nebo pro kompresi EKG dat.

Metod detekce QRS komplexu je více. Jednotlivé přístupy mají své výhody a nevýhody. U všech se víceméně musí provést předzpracování signálu. To znamená jeho přípravu například filtrací signálu, před samotnou detekcí od šumu a od nadbytečných částí EKG křivky. Zde musíme dbát na dodržení vzorkovací frekvence. Při nedodržení Nyquistova kritéria, které je rovno $f_{max} < \frac{f_{vz}}{2}$, kde f_{vz} je vzorkovací kmitočet a f_{max} maximální frekvence ve spektru signálu, dochází k takzvanému aliasingu. Tento jev nám nevratně poškodí signál tak, že se části jednotlivých spekter překrývají. Tím dojde při rekonstrukci signálu k zobrazení vysokých kmitočtů v nízkých kmitočtech spektra.

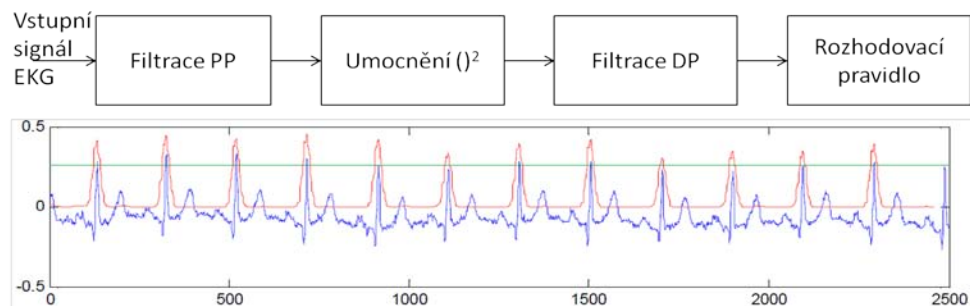
Pro detekci QRS můžeme využít následujících metod založených na:

- Umocnění signálu po filtraci
- Detekce obálky signálu po filtraci
- Přizpůsobená filtrace signálu
- Rozklad signálu bankou filtrů
- Detekce vycházející z trojice ortogonálních svodů

Jednotlivé metody si teď přiblížíme a popíšeme jejich princip.

3.1 Detekce založená na umocnění signálu

Detektor QRS komplexu založený na umocnění signálu by se dal zařadit mezi nejjednodušší detektory. Jeho realizaci můžeme provést tak, že nejdříve daný EKG signál budeme filtrovat pásmovou propustí. Střední kmitočet by se měl pohybovat mezi 16 až 17 Hz a šířka pásma by měla být 9 až 12 Hz. mezní frekvence tedy mohou být 8 a 25 Hz. Zde se nachází převážná část energie QRS komplexu.



Obrázek 7: Nahoře: Blokové schéma detektoru založeném na umocnění signálu. Dole: Ukázkový výstupní signál z detektoru. Modře - původní signál. Červeně - předpřipravený umocněný signál, Zeleně - prahová hodnota pro 50% maxima[9]

3.2 Detekce založená na obálce signálu

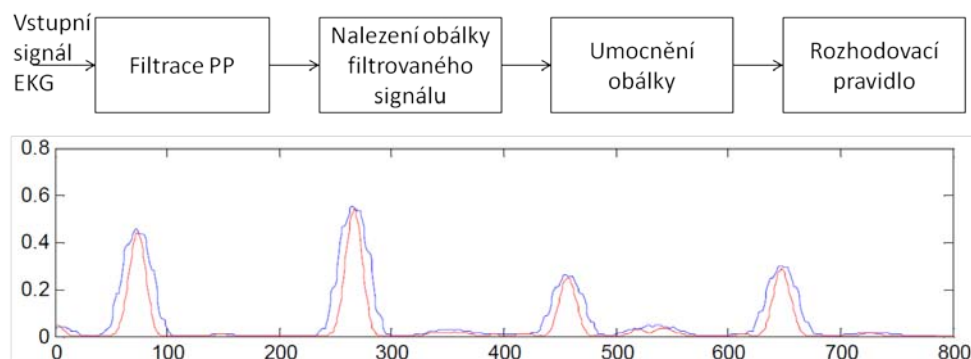
Detekce založená na obálce signálu se od předchozího detektoru příliš neliší, a část úkonů je pro oba dva detektory stejná. Zásadní rozdíl je zde ve vytvoření obálky signálu. Obálku signálu můžeme vypočítat jak v časové tak ve frekvenční oblasti.

EKG signál nejprve filtrujeme pomocí pásmové propusti o mezních frekvencích 8 a 25 Hz. V dalším kroku takto upravený signál přivedeme na analytický filtr. Pro výpočet ve frekvenční oblasti bude postup následující. Nejprve si vypočítáme diskrétní Fourierovu transformaci, čímž získáme frekvenční spektrum signálu. Poté vynulujeme polovinu získaného spektra. Zpětnou Fourierovou transformací vytvoříme analytický signál. Absolutní hodnota tohoto signálu poté tvoří obálku signálu.

V časové oblasti signál přivádíme na analytický filtr. Na vstup tedy přivedeme reálný signál, který je modelován dvojicí rotujících vektorů proti sobě $A=A_n+A_p$. Využitím Hilbertovy transformace signálu, která je také modelována dvěma vektory rotujícími proti sobě $B=B_n+B_p$, získáme analytický signál s jednostranným spektrem. Složky takto vzniklého spektra jsou dány pouze složkami rotujícími kladným směrem. Absolutní hodnota takto vytvořeného spektra nám opět tvoří obálku signálu.

Následný postup je opět totožný s metodou založenou na umocnění signálu. Získanou obálku umocníme a aplikujeme rozhodovací pravidlo.

Výhodou této metody je lepší vyhlazení výstupní obálky signálu oproti výstupnímu signálu získaného umocněním, viz obrázek 8. U obálky signálu nedochází k tak výraznému zvlnění jako u umocněného signálu. Je zde patrnější užší vrchol R vlny a proto můžeme přesněji určit její polohu.



Obrázek 8: Nahoře: blokové schéma filtru založeném na detekci obálky. Dole: Porovnání výstupních signálů získaných pomocí obálky signálu (červeně) a umocněním signálu (modře)[9]

3.3 Přizpůsobená filtrace signálu

Tato metoda detekce vychází z principu autokorelace a ze sovislosti korelace s konvolucí. Konvoluce nám může realizovat vzájemnou korelaci dvou signálů, předtím však musí být

jeden z korelovaných signálů převeden do reverzní podoby. Poté můžeme vzjádřit vzájemnou korelaci signálů $y(n)$ a $x(n)$ jako konvoluci $r_{yx} = y(n) * x(-n)$.

Odezvou přizpůsobeného filtru je konvoluce signálu $y(n)$ s impulsní charakteristikou reverzního hledaného impulsu $h(n) = x(-n)$, tj. reverzního předzpracovaného komplexu QRS.

Postup je opět založen na předpřípravě signálu a to pomocí pásmové propusti s pásmem 15 až 40 Hz. Následně využijeme přizpůsobený filtr.

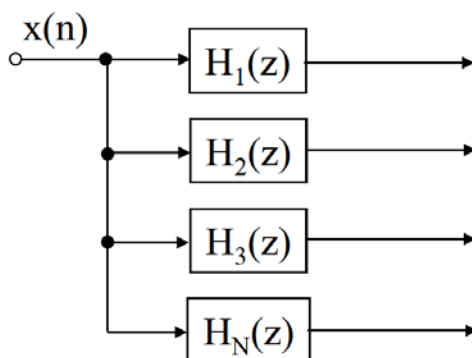


Obrázek 9: Blokové schéma detektoru využívajícího přizpůsobenou filtraci

3.4 Rozklad signálu bankou filtrů

Tato metoda využívá rozklad signálu bankou filtrů, realizovaných v dyadické podobě, tzn. na jednotlivá pásma, která jsou vyjádřena v relativních kmitočtech f/f_vz , $1/4 - 1/2$, $1/8 - 1/4$, $1/16 - 1/8$ atd. viz. obrázek 10. K detekci touto metodou můžeme využít tzv. vlnkovou transformaci.

Princip tohoto filtru je následující. Vstupní signál je rozdělen na jednotlivé úseky tak, aby se minimálně jeden komplex QRS nacházel v každém pásmu. Poté si stanovíme rozhodovací pravidlo jako např. 60% maxima absolutní hodnoty. Vyhodnocení výskytu komplexu QRS poté určíme tak, že pokud se nachází nadprahové hodnoty ve stejné lokalitě, vrchol QRS komplexu se nachází v místě průchodu nulou.



Obrázek 10: Banky rozkladových filtrů

3.5 Detekce vycházející z trojice ortogonálních svodů

Princip metody vycházející z trojice ortogonálních svodů je ten, že použijeme trojici ortogonálních svodů (x, y, z) nebo pseudoortogonálních svodů $(V2, V5$ nebo $V6, II$ nebo

avF). Tyto detektory většinou spolehlivěji detekují tvarově odlišné komplexy QRS než detektory jednosvodové.

Prvním krokem je odvození jednoho signálu z uvedených 3 svodů. To může reprezentovat modul vektoru prostorového napětí

$$p(n) = \sqrt{x^2(n) + y^2(n) + z^2(n)} \quad (3.1)$$

nebo difference modulu vektoru prostorového napětí

$$dp(n) = \sqrt{x^2(n) + y^2(n) + z^2(n)} - \sqrt{x^2(n-1) + y^2(n-1) + z^2(n-1)} \quad (3.2)$$

anebo modul vektoru prostorové rychlosti

$$r(n) = \sqrt{(x(n) - x(n-1))^2 + (y(n) - y(n-1))^2 + (z(n) - z(n-1))^2} \quad (3.3)$$

3.6 Metody založené na neuronových sítích

Přístupy založené na umělých neuronových sítích se uplatňují v oblasti nelineárního zpracování a klasifikace signálů. Ve většině případů aplikací těchto metod je dosaženo lepších výsledků, než při využití lineárních přístupů. Při zpracování signálů EKG se nejčastěji využívají sítě typu vícevrstvý perceptron (MLP - multilayer perceptron), funkce s radiální bází (RBF - radial basis function) a samoučící se sítě (LVQ - learning vector quantization).[32]

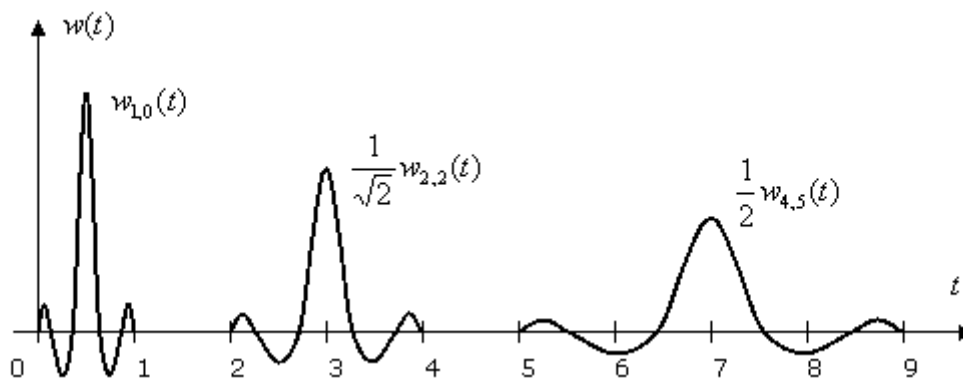
Neuronové sítě jako detektory komplexů QRS se využívají jako nelineární adaptivní predikotry. Jejich účelem je předpovědět současnou hodnotu signálu $x(n)$, na základě jeho minulých hodnot $x(n-i)$. Z důvodu krátké doby trvání komplexu QRS a vzhledem k době trvání srdečního cyklu, neuronová síť konverguje do stavu, kdy dobře předpovídány vzorky odpovídající komplexu QRS. Úseky QRS jsou charakteristické rychlou změnou hodnot v signálu a tak vedou k náhlému zvýšení chyby predikce. Takto získaný chybový signál je využit k detekci komplexu QRS. [32]

4 Vlnková transformace

Vlnková transformace se využívá pro analýzu, dekompozici a rekonstrukci nestacionárních signálů. Vlnková transformace zkoumá signál současně v časové a frekvenční oblasti. Tím vznikla řada sofistikovaných metod pro zpracování a analýzu signálů. V dnešní době se tato metoda nevyužívá pouze pro analýzu a signálů (medicínských, seismických, atd.), ale také pro se využívá k analýze klimatu finančních indexů, kompresi videa a v dalších oblastech.

Vlnková transformace využívá k transformaci vlnky které se liší svým tvarem. Transformací tak získáme odlišnou reprezentaci signálu. Z takto získaných signálů snadněji získáváme požadované informace. Matematicky vyjádřeno se jedná o korelaci vlnky s analyzovaným signálem. Manipulace s vlnkou rozlišujeme dva způsoby (viz. obrázek 11):

- Posun vlnky po časové ose - translace
- Roztažení, stlačení vlnky - dilatace



Obrázek 11 Dilatace a translace mateřské vlnky

Důležité je že vlnka si zachovává svoji energii, která odpovídá kvadrátu plochy uzavřené pod vlnkovou funkcí. Tím se zachová energie signálu.

Tvarová shoda úseku signálu s posunutou a dilatovanou vlnkou nám dá vysokou hodnotu transformovaného signálu. V opačném případě, pokud vlnka s daným úsekem koreluje jen minimálně, je hodnota transformovaného signálu nízká. Výsledkem je tedy dvojrozměrná funkce, graficky reprezentovaná scalogramem (vlnková mapa). Rozlišujeme také zdali se jedná o spojitou vlnkovou transformaci (CWT), nebo o diskrétní vlnkovou transformaci (DWT).

4.1 Vlnkové transformace spojitého signálu

Vlnková transformace se spojitým časem (WT - Wavelet Transform) signálu $x(t)$ je definována [4] jako

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

Jedná se o časově frekvenční rozklad. Můžeme jej interpretovat jako korelaci signálu $x(t)$ s funkcemi odvozenými z obecně komplexní mateřské vlnky $\Psi(t)$. Funkce $\Psi(t)$ musí mít nulovou střední hodnotu, tvarem připomíná vlnku. Symból $*$ označuje komplexně sdruženou funkci. Vlnky mohou být komplexní. Výsledná funkce $y(a, b)$ je popsána dvěma parametry: časovým posunutím b a dilatací a (určuje frekvenční spektrum příslušné vlnky).

4.2 Diskrétní vlnková transformace

Diskrétní vlnkovou transformací (Discrete Wavelet Transform \rightarrow DWT) získáme záměnou parametrů a, b z rovnice (4.1) za parametry: $a = a_0^m$, $b = a_0^m kT$, kde $a_0 > 1, T > 0$ a m, k jsou celočíselné. Nejčastěji se používá Dyadická DWT pro koeficienty $a = 2^m$, $b = 2^m kT$, $m > 0$ [4].

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

Index m reprezentuje kmitočtové měřítko, časové měřítko reprezentuje index k . Hustotu vzorkování koeficientů na časové ose, na jednotlivých kmitočtových úrovních daných indexem m , určuje konstanta T .

Charakteristické pro dyadickou DWT je oktávová podoba spekter soustavy vlnek. Zvýšením indexu m se krok a zvýší 2^m -krát. Z toho vyplývá, že vzniklá množina koeficientů $y(m, k)$ je nerovnoměrně rozložena v časově-frekvenční rovině.

Zavedením substituce do (4.2) můžeme dosáhnout jiného vyjádření dyadické DWT

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

Rovnice (4.2) bude mít po zavedení substituce (4.3) tvar:

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

Touto substitucí dochází ke korelaci signálu $x(t)$ s jednotlivými vlnkami. Tuto korelaci můžeme zrealizovat konvolucí s časově reverzními funkcemi:

$$y(m, k) = x(t) * \psi_m^*(2^m kT - t) = x(t) * h_m(2^m kT - t) \quad (4.5)$$

Dyadickou DWT poté můžeme vyjádřit jako

$$y(m, k) = \int_{-\infty}^{\infty} x(\tau) h_m(2^m k T - \tau) d\tau = \int_{-\infty}^{\infty} h_m(\tau) x(2^m k T - \tau) d\tau. \quad (4.6)$$

Realizaci provedeme rozkladem signálu pomocí banky lineárních spojitých oktávových filtrů, které budou mít impulzní charakteristiku rovnu $h_m(t)$.

4.3 Reálná dyadická vlnková transformace s diskretním časem (DTWT)

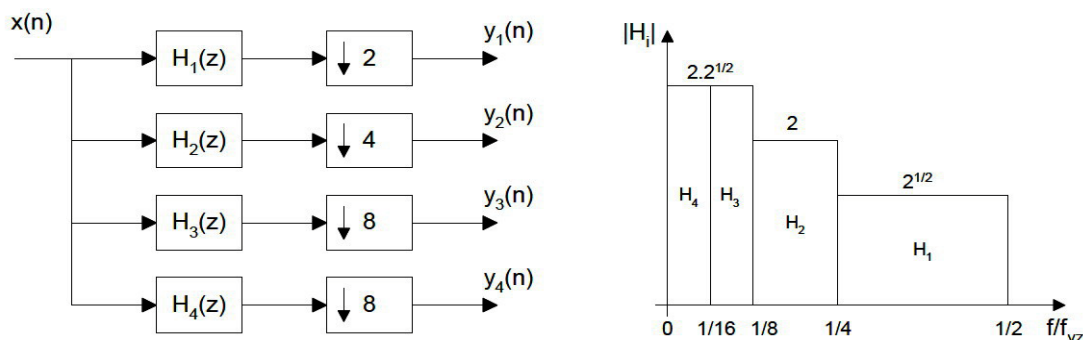
Dyadickou DTWT $y_m(n)$ diskretního signálu $x(n)$ můžeme definovat analogicky k rovnici (4.6) diskretní konvolucí,

$$y_m(n) = \sum_{i=-\infty}^{\infty} x_i(i) h_m(2^m n - i) = \sum_{i=-\infty}^{\infty} h_m(i) x(2^m n - i). \quad (4.7)$$

Rozklad signálu zajistíme bankou oktávových filtrů, které budou mít impulzní charakteristiky $h_m(n)$. Tyto filtry odvozujeme ze základní dvojice filtrů: dolní propustí pro kmitočtové pásmo od 0 do $f_{vz}/4$ a horní propustí s pásmem od $f_{vz}/4$ do $f_{vz}/2$.

Použitím filtrů s reálnými impulsními charakteristikami bude vzorkovací frekvence signálu $y_m(n)$ na výstupu m -tého filtru 2^m -krát nižší než vzorkovací frekvence f_{vz} signálu $x(n)$.

Provedeme-li transformaci s třístupňovým rozkladem $M=3$ a modulové frekvenční charakteristiky odpovídajících ideálních oktávových filtrů máme zobrazené na obrázku 12.



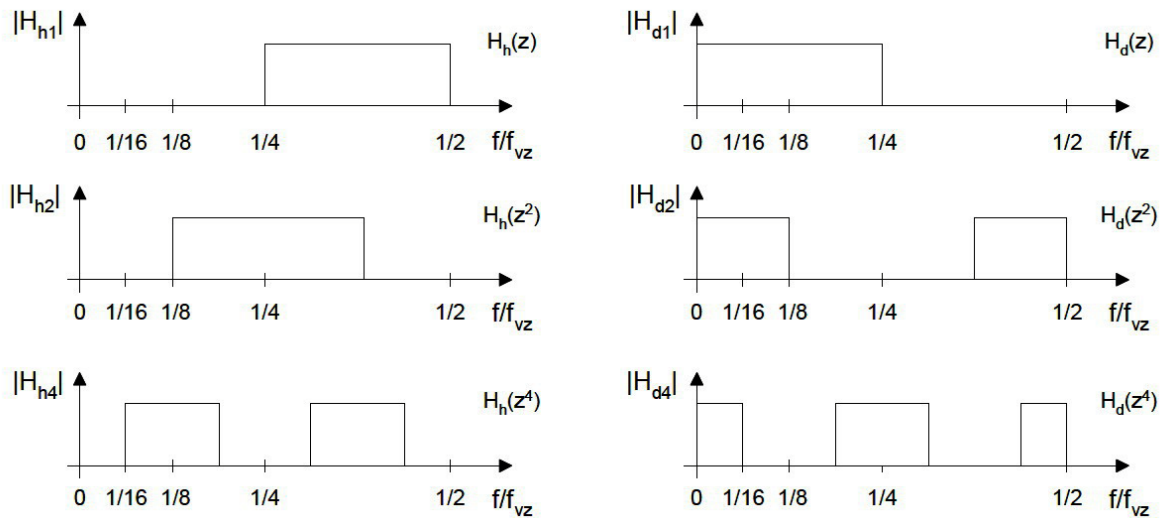
Obrázek 12. Vlevo: Realizace třístupňové dyadické DTWT s využitím banky oktávových filtrů. Výstupy jsou podvzorkovány, což je dáno symbolem $\downarrow 2$. Tento symbol nám udává, že vybíráme každý 2m-tý vzorek signálu. Výstupní posloupnosti jsou koeficienty dyadické DTWT.

Koeficienty dyadické DTWT tvoří výstupní vzorky banky filtrů. Podvzorkováním výstupů filtrů, které vyplývá z pravé strany (4.7), docílíme toho, že počet koeficientů transformace je shodný s počtem vzorků vstupního signálu $x(n)$.

Za předpokladu dvojice zrcadlových filtrů - ideální dolní propust H_d a ideální horní propust H_h s nulovými charakteristikami navzájem symetrických okolo $\omega_{vz}/4 = \pi/2$,

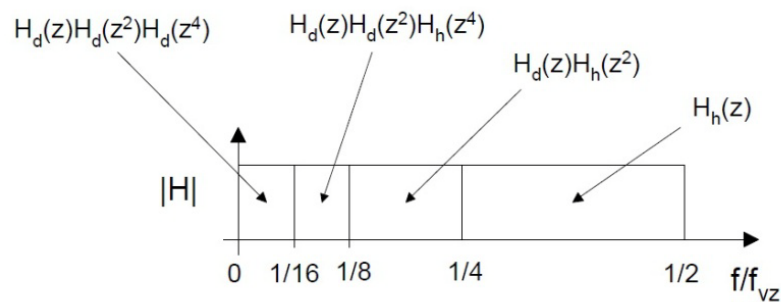
$$|H_d(e^{j\omega})| = \begin{cases} 1 & \text{pro } \omega \in (0, \pi/2) \\ 1/2 & \text{pro } \omega = \pi/2 \\ 0 & \text{pro } \omega \in (\pi/2, \pi) \end{cases}, |H_h(e^{j\omega})| = \begin{cases} 0 & \text{pro } \omega \in (0, \pi/2) \\ 1/2 & \text{pro } \omega = \pi/2 \\ 1 & \text{pro } \omega \in (\pi/2, \pi) \end{cases}. \quad (4.8)$$

Při zavedení substituce $z \rightarrow z^k$ do přenosové funkce $H(z)$, dostaneme systém $H(z^k)$ s k -krát „stlačenou“ frekvenční charakteristikou. Na obrázku 13 máme naznačeny frekvenční charakteristiky filtrů odvozených z ideálních dolních a horních propustí (4.8).

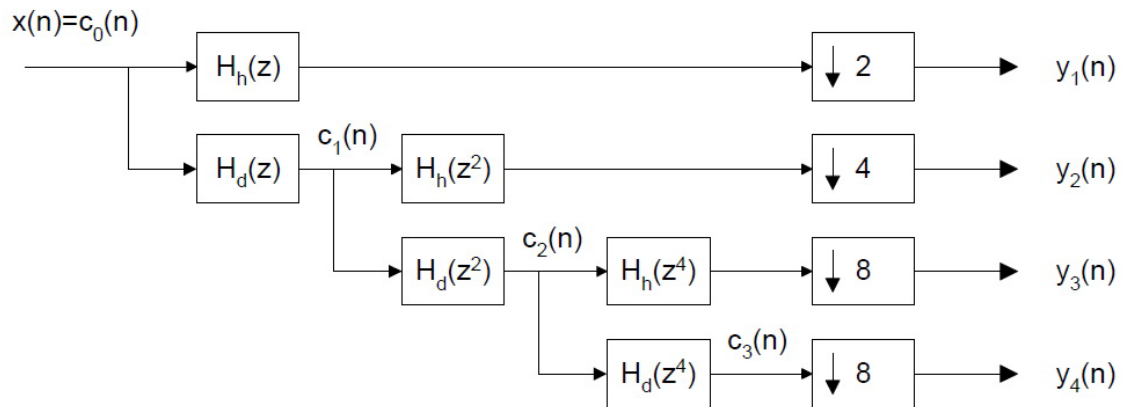


Obrázek 13: Filtry odvozené z ideálních dolních a horních propustí frekvenční transformací

Na obrázku 14 jsou znázorněny oktávové filtry pro třístupňovou DTWT. Konstrukce těchto filtrů vychází z dvojice zrcadlových filtrů. Na obrázku 15 je znázorněna Realizace třístupňové dyadické DTWT s odvozenými filtry.

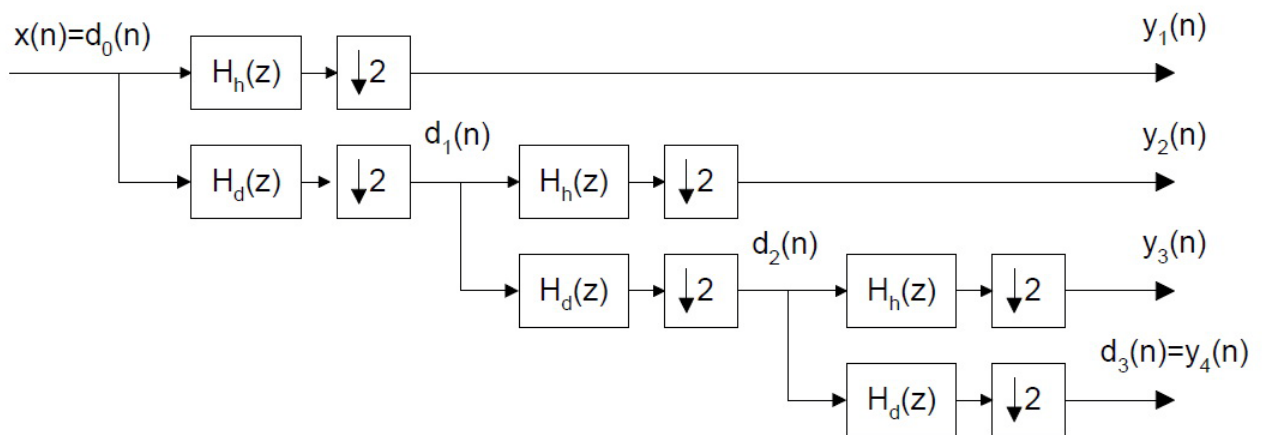


Obrázek 14: Oktávové filtry pro třístupňovou DTWT odvozené z transformovaných filtrů



Obrázek 15: Třístupňová dyadická DTWT s filtry odvozenými ze zrcadlových dolních a horních propustí

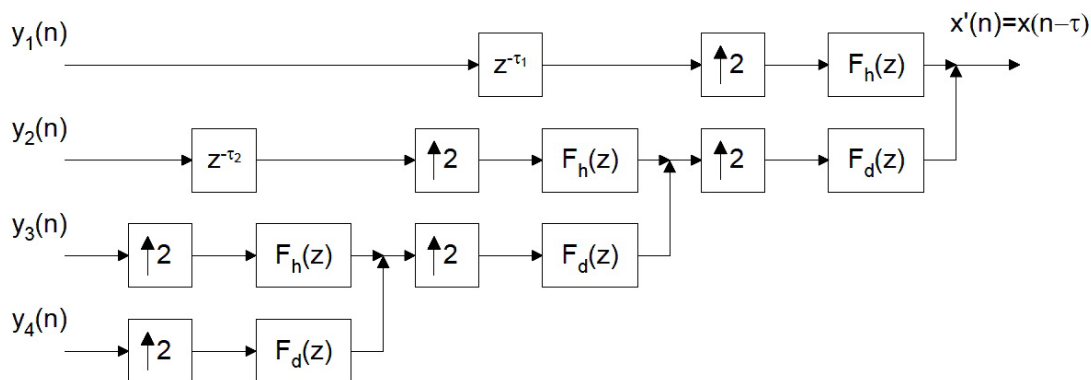
Substituce $z \rightarrow z^k$ v přenosové funkci se projeví „zředěním“ impulsní charakteristiky filtru. Tohoto zředění je docíleno vložení $k - 1$ nulových vzorků mezi jednotlivé vzorky impulsní charakteristiky výchozího filtru. Protože filtr $H_h(z^2)$ na obrázku 13 má zředěnou impulsní charakteristiku, počítá v každém taktu jen s každým druhým vstupním vzorkem $c_1(n)$ a výstup je následně podvzorkován s faktorem 4. Podvzorkování tudíž můžeme realizovat postupně tak, že výstup každého filtru v sérii podvzorkujeme s faktorem 2. Tím dosáhneme dvojice zrcadlových filtrů H_d a H_h [4]. Schéma na obrázku 15 tedy může vypadat následovně:



Obrázek 16: Realizace třístupňové rychlé dyadické DTWT se zrcadlovými dolními a horními propustmi

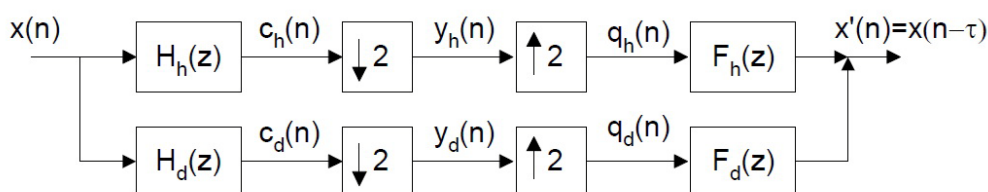
4.4 Inverzní transformace (IDTWT)

Princip inverzní transformace je znázorněn na obrázku 17. Podvzorkované posloupnosti musíme interpolovat. Každý interpolátor se skládá z expanderu (vkládá nulové vzorky mezi sousední vzorky posloupnosti) a interpolačního (rekonstrukčního) filtru, kterým je dolní nebo horní propust. Daný rekonstrukční filtr musí být vhodným protějškem korespondujícího filtru rozkladového. Abychom dodrželi kauzalitu, musíme použít v rekonstrukčním filtru zpožďovací členy.



Obrázek 17: Princip IDTWT pro třístupňovou DTWT. Blok $\uparrow 2$ realizuje expanzi posloupnosti, F_d (resp. F_h) je rekonstrukční dolní (horní) propust. Vstup - koeficienty obrázek 14.

Základem transformace DTWT a IDTWT je dvoukanálová banka rozkladových (H_h, H_d) a rekonstrukčních (F_h, F_d) filtrů viz. obrázek 18.



Obrázek 18: Dvoukanálová banka filtrů

Základní podmínka kterou musí tyto filtry splňovat je inverzibilita. Ta zajišťuje že výstupní signál bude totožný se zpožděným vstupním signálem, $x'(n) = x(n - \tau)$. Jelikož skutečné filtry nemají ideální frekvenční charakteristiku, bude docházet po podvzorkování k aliasingu.

Obrazy výstupních signálů rozkladových filtrů jsou dány rovnicí

$$C_i(z) = H_i(z)X(z), \quad i = h, d. \quad (4.9)$$

Podvzorkováním obdržíme signály které mají obrazy

$$Y_i(z) = \frac{1}{2} \left[C_i \left(z^{1/2} \right) + C_i \left(-z^{1/2} \right) \right], \quad i = h, d. \quad (4.10)$$

Po expanzi získáme níže uvedené obrazy signálů

$$Q_i(z) = Y_i(z^2) = \frac{1}{2} [C_i(z) + C_i(-z)] = \frac{1}{2} [H_i(z)X(z) + H_i(-z)X(-z)], \quad i = h, d. \quad (4.11)$$

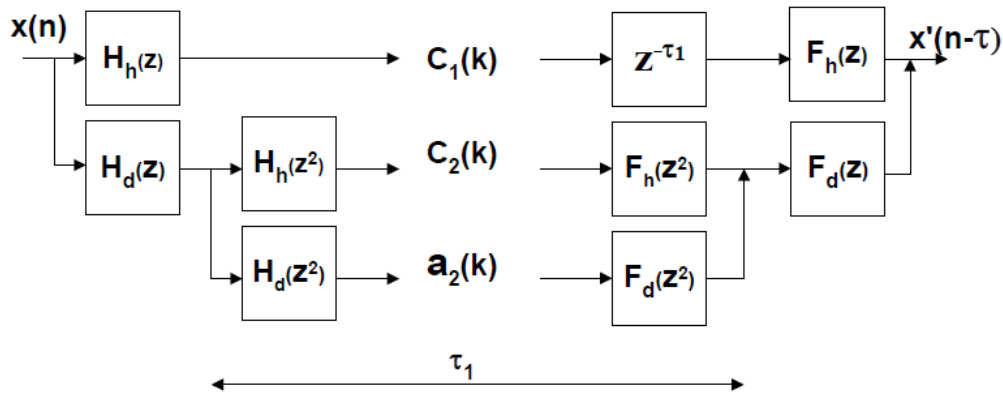
z čehož dostaneme obraz výstupního (rekonstruovaného) signálu

$$\begin{aligned}
X'(z) &= F_d(z)Q_d(z) + F_h(z)Q_h(z) = \\
&= \frac{1}{2}[F_d(z)H_d(z) + F_h(z)H_h(z)]X(z) + \frac{1}{2}[F_d(z)H_d(-z) + F_h(z)H_h(-z)]X(-z)
\end{aligned}
\tag{4.12}$$

Zde by měl první člen korespondovat se zpožděným vstupním signálem. Druhý člen nám bude udávat vliv aliasingu. Abychom potlačili aliasing, musí být tento člen nulový.

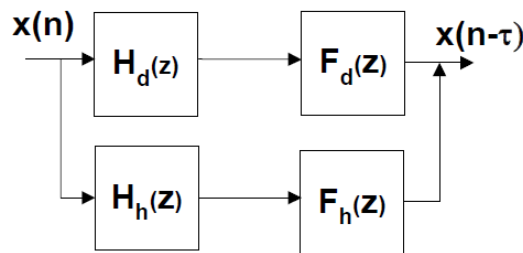
4.5 Redundantní DTWT

Redundantní DTWT je varianta vlnkové transformace bez podvzorkování výstupů filtrů [4], viz obrázek 19.



Obrázek 19: Přímá a zpětná redundantní DTWT, 2 stupně rozkladu

Množství koeficientů u tohoto typu transformace narůstá úměrně s počtem pásem na která je signál rozkládán. Na obrázku 20 jsou zachyceny podmínky, které musí takový filtr splňovat pro správnou zpětnou rekonstrukci signálu.

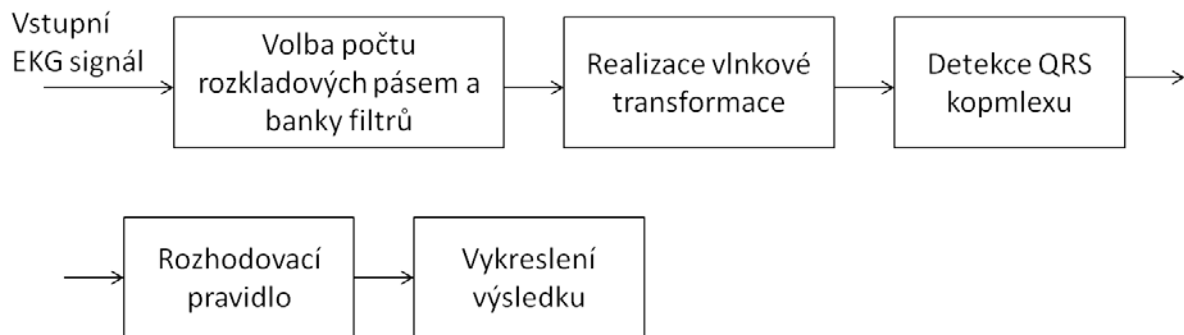


Obrázek 20: Dvoukanálová banka rozkladových a rekonstrukčních filtrů redundantní DTWT

Koeficienty redundantní DTWT nejsou závislé na posunutí vstupního signálu. Z tohoto důvodu je redundantní DTWT vhodnější pro filtraci signálů nebo detekci charakteristických útvarů v signálech.

5 Realizace detektoru QRS

Naším úkolem je návrh detektoru QRS komplexu založeném na vlnkové transformaci. Samotná realizace tohoto detektoru je provedena v prostředí MATLAB. Využili jsme funkci `swt` která nám reprezentuje redundantní vlnkovou transformaci, čili vlnkovou transformaci bez podvzorkování. Jednoduché blokové schéma na obrázku 21 nám přiblíží postup realizace filtru. Jednotlivé bloky si podrobněji přiblížíme.



Obrázek 21: Blokové schéma realizovaného detektoru QRS

Největší výhodou použití vlnkové transformace je ta, že vstupní signál nemusíme téměř předpřipravit. Jelikož signál je rozdělen do jednotlivých pásem, která charakterizují jednotlivé rozsahy kmitočtů, odpadá nám tak nutnost signál filtrovat pásmovou propustí. Můžeme tak detekovat QRS komplexy v signálu zatíženém šumem, stejně tak jako signál s kolísáním nulové izolinie.

5.1 Volba počtu rozkladových pásem a banky filtrů

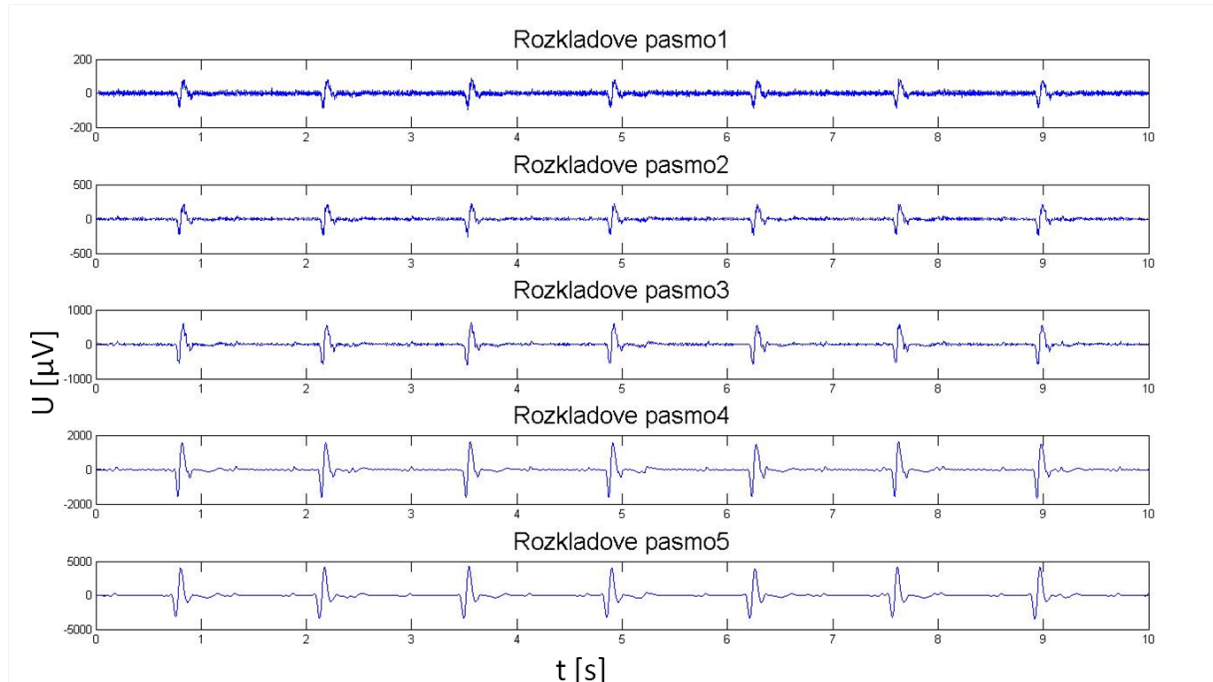
Než budeme realizovat vlnkovou transformaci, musíme si zvolit její základní parametry a těmi jsou počet rozkladových pásem a volba banky rozkladových filtrů.

Počet rozkladových pásem

Prvním parametrem pro vlnkovou transformaci je rozklad do jednotlivých rozkladových pásem. Jelikož je nutné dodržet při rozkladu do pásem určitou délku signálu, která je rovna bezezbytkovému dělení signálu 2^n , kde n nám značí počet rozkladových pásem, musíme signál upravit na požadovanou délku. Původní signál rozšíříme o požadovanou délku tak, že polovinu délky potřebné k rozšíření signálu vložíme na začátek a na konec signálu. Do těchto úseků vložíme pomocí tzv. „zrcadlení“ části signálu. Na začátek zrcadlíme signál od počátku do 1/2 délky potřebné k rozšíření. Tento stejný krok uděláme pro rozšíření konce signálu.

Počet rozkladových pásem se pohybuje většinou v rozmezí 4 až 6 pásem. Při vyšších rozkladech je signál rozdělen do hodně úzkých frekvenčních pásem. Tím pádem je komplex QRS a jeho frekvenční oblast rozdělena do mnoha pásem. Ztrácíme tak důležité informace a QRS komplex. Ten je následně hůře detekován.

V našem detektoru jsem zvolil počet rozkladových pásem $n = 4, 5$ a 6 . Tím si vstupní signál rozložíme do $n+1$ pásem. Pásmo navíc ($n+1$) obsahuje pouze nízkofrekvenční složku signálu a pro detekci tuto složku nevyužijeme. Rozložený signál do pěti pásem máme znázorněn na obrázku 22.



Obrázek 22: Ukázka rozkladu signálu pomocí banky filtrů typu bior1.5 do pěti pásem, signál MO1_010_12.mat, svod 12.

Banka rozkladových filtrů

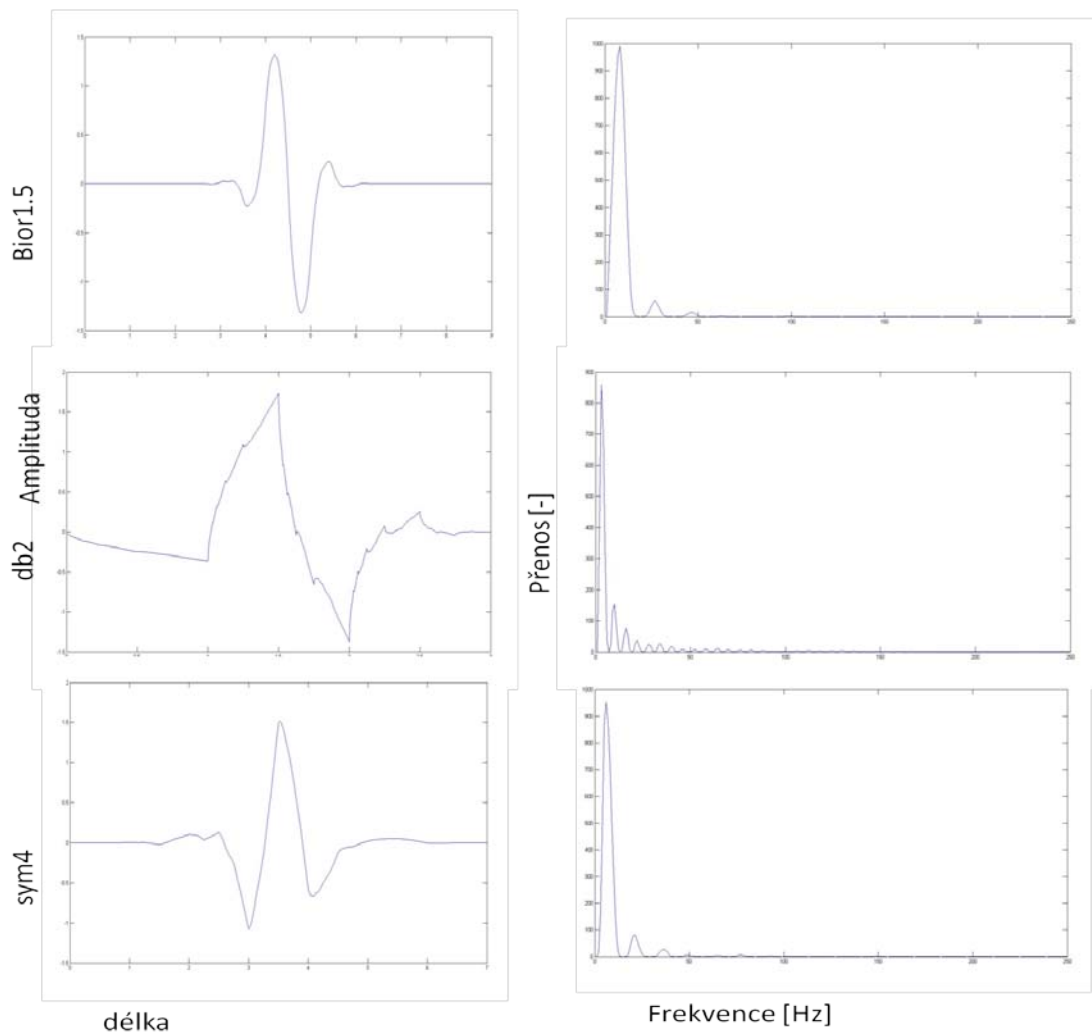
Dalším důležitým vstupním parametrem vlnkové transformace je volba rozkladové banky filtrů. Program Matlab má v sobě již zabudovanou širokou paletu filtrů pro vlnkovou transformaci. Jednotlivé filtry se od sebe liší svým tvarem, impulsní charakteristikou. Z toho vyplývá, že jednotlivé banky filtrů obsahují soubor vlnek určitého tvaru. Tyto vlnky se v závislosti na faktoru dilatace roztahovány nebo smršťovány závisle na stupni rozkladu.[32]

Výběr vlnky závisí především na dvou základních parametrech a to na charakteru zkoumaného signálu - seismické, medicínské a další, a na prováděné úloze - filtrace, analýza, komprese a další. Na základě těchto parametrů můžeme zúžit výběr vlnek. Tento výběr je ale pouze subjektivní záležitostí autora. Optimalizovat výběr vlnky dle konkrétního objektivního hlediska není možný. Podle úlohy však můžeme stanovit vhodný typ vlnky dle jejich parametrů. [32]

Signál EKG je charakteristický a tím nám jasně definuje charakter signálu. Jelikož se budeme zabývat detekcí komplexu QRS máme i charakter úlohy. Autoři v jednotlivých publikacích využívají různé typy vlnek. Z jejich testování vyplývá, že vhodnější vlnky pro detekci QRS komplexu jsou vhodnější reálné vlnky než komplexní, symetrické a

antisymetrické vlnky dobře detekují hrany, extrémy a singularity. Hladké vlnky s minimem oscilací zjednodušují použití pravidel pro navrhovaný algoritmus.

Při výběru vlnky pro námi navržený detektor musí mít vlnka lichou symetrii. Lichá funkce je středově souměrná od počátku. Mezi liché funkce patří všechny mocninné funkce s lichým mocnitelem. Budeme se tedy snažit vybírat vlnky s lichou mocninou. Lichá symetrie transformuje extrémy původního signálu na průchody nulou a inflexní body jsou extrémy tohoto průchodu. V této práci využijeme vlnky typu *Daubechies (db)*, *Symlets (sym)*, *Coiflets (coif)* a *BiorSplines (bior)*. Tvary vybraných vlnek a jejich frekvenční charakteristiky jsou na obrázku 23. Z frekvenčních charakteristik je vidět, že čím je vlnka hladší tím propustí užší pásma frekvencí.



Obrázek 23: Vlevo: Tvar mateřských vlnek pro Bior1.5, db2 a sym4. Vpravo: Frekvenční charakteristiky

5.2 Realizace vlnkové transformace

V prostředí MATLAB je pro diskrétní vlnkovou transformaci přímo vytvořená funkce *swt*. Její syntaxe je v následující podobě:

$$WTx = swt(x, n, 'wname')$$

WTx - výstupní rozložené signály uložené v matici, x - vstupní signál, n- počet rozkladových pásem, 'wname' - název banky rozkladových filtrů. Rozložený signál do jednotlivých pásem můžeme vidět na obrázku 20.

5.3 Detektor QRS komplexu

Vytvořený detektor komplexu QRS využívá, jak bylo zmíněno výše, k detekci komplexu QRS průchod signálu nulou. Detektor je v našem případě vytvořen jako pomocná funkce

```
[pozice,p_min,p_max]=detekce2v05(x,d,prah_max,prah_min)
```

kde vstupní proměnná x je signál z určitého rozkladového pásma, d - délka rozšíření signálu pro požadovanou délku bezzbytku dělitelnou n^2 , prah_max a prah_min - hodnoty prahů pro detekci špiček. Výstupem této funkce je vektor detekovaných pozic.

Prahování

Prahování je důležitou součástí detektoru. Pro určení prahu můžeme volit z několika možných algoritmů. Jako první bude pevná prahová hodnota. Tu určíme dle (5.1):

$$prah = \max(x_n) \cdot k \quad (5.1)$$

kde $\max(x_n)$ značí maximální hodnotu z celého signálu v určitém rozkladovém pásmu. Konstanta k udává procento z daného maxima. Většinou se tato hodnota volí v intervalu $0,4 < k < 0,6$. Prahová hodnota s nemění pro dané rozkladové pásmo. Nevýhodou této metody je, pokud velikost špičky QRS komplexu v záznamu kolísat, nemusíme ji případně detekovat.

Tato nevýhoda může být korigována dvěma způsoby. Za prvé, maximum můžeme určit z krátkých úseků signálu v daném rozkladovém pásmu. Například signál rozdělíme do 5 kratších úseků a v jednotlivých úsecích zjistíme prahovou hodnotu. Nebo za druhé přepočítávat prahovou hodnotu z aktuálně získaných hodnot detekovaných maxim. Hodnotu maxima můžeme určit jako průměr nebo medián detekovaných maxim.

Další možností určení prahové hodnoty je výpočet prahové hodnoty pro ze směrodatné odchylky signálu v daném pásmu vynásobeném konstantou k viz (5.2)

$$prah = k \cdot \sigma_n \quad (5.2)$$

kde σ_n je směrodatná odchylka signálu v rozkladovém pásmu n a k je konstanta, která je v našem případě v intervalu $1,3 < k < 1,6$. Výhoda tohoto určení prahu je jeho robustnost. Oproti metodě určování pomocí nalezení maxima zde nemusíme signál dělit na krátké úseky, ani přepočítávat hodnotu prahu.

Prahové hodnoty pro námi vytvořený detektor určujeme jak pro maximum dle (5.2), tak pro minimum s tím rozdílem, že prahovou hodnotu vynásobíme -1. Hodnotu k jsme pro prvotní vyhledávání nastavili na hodnotu $k = 1,6$. Pro následné dohledávání komplexů hodnotu k snižujeme na $k = 1,3$.

Detekce vrcholu QRS

Vyhledání vrcholu QRS komplexu je realizováno pomocí algoritmu, který po překročení prahové hodnoty začne ukládat jednotlivé nadprahové hodnoty do pomocného řetězce, do té doby dokud jsou hodnoty nadprahové. Z těchto hodnot následně určíme maximum. Pozici maxima si uložíme do proměnné `p_max`. Po detekci vrcholu maxima QRS komplexu přičteme k pozici, kde jsme detekovali první nadprahovou délku pomocného řetězce, který následně vynulujeme. Takto detekujeme vrcholy všech nadprahových maxim nacházejících se v signálu. Stejný postup provedeme pro vyhledání minima, kdy detekované pozice ukládáme do proměnné `p_min`.

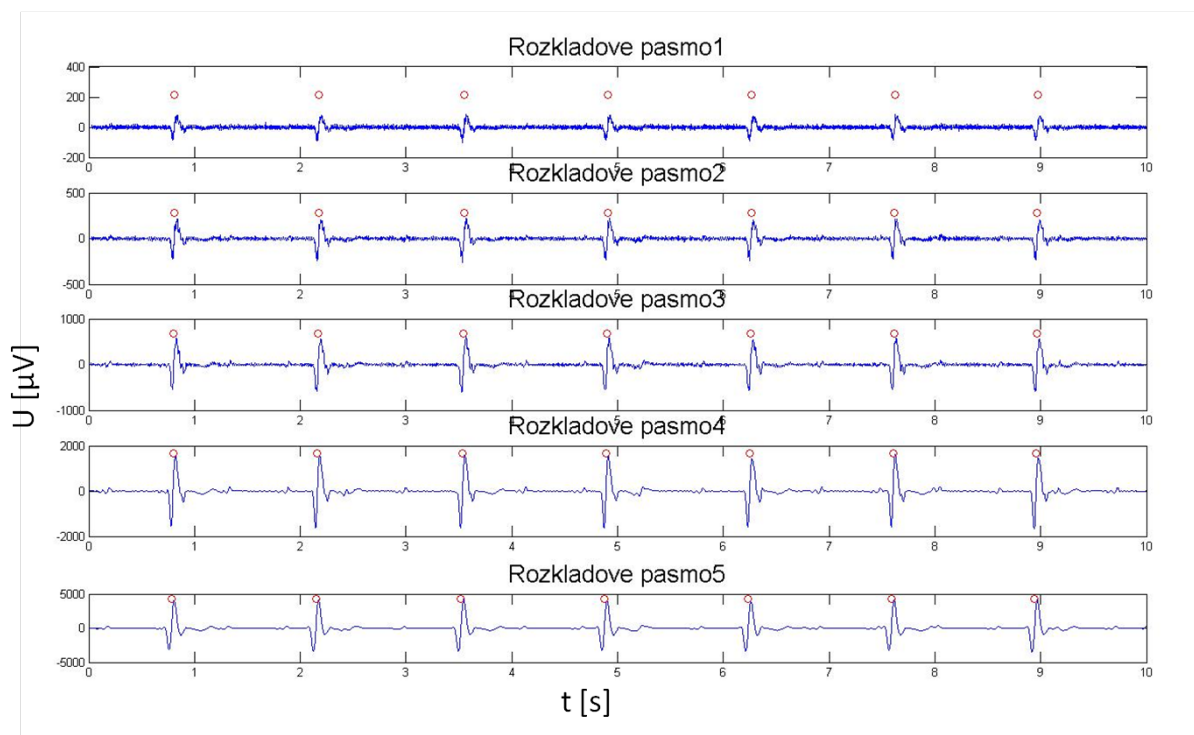
Při detekci maxim nebo minim využíváme podmínky refrakterní fáze srdečního svalu. Délka této fáze je přibližně 200 ms. Testované signály mají vzorkovací frekvenci 500 Hz, tudíž 1 vzorek signálu je roven 2 ms. Z toho jsme vyvodili následující podmínku. Pokud jsou extrémy blíže než 100 vzorků (200 ms) ukládáme pozici vrcholu s větší amplitudou. Tímto omezíme detekci falešně pozitivních komplexů.

Po zjištění všech vrcholů v signálu daného rozkladového pásma detekujeme průchod nulou pro maxima a minima. Průchody nulou detekujeme z obou stran detekovaných extrémů. Pozice jednotlivých průchodů nulou ukládáme do proměnných `MINnP`, `MINnL` pro minima a `MAXnP`, `MAXnL` pro maxima. Pro určení polohy vlny R porovnáváme rozdíly mezi `MINnP - MAXnL` a `MINnL - MAXnP`.

Pokud je rozdíl mezi jednotlivými průchody nulou menší nebo roven 50 vzorků označíme jej jako pozici vlny R. Délku 50 vzorků jsme určili z postupným nastavením detektoru. Takto detekujeme veškeré průchody nulou a ozančujeme je jako R vlnu. Jelikož můžeme v některých případech detekovat dva průchody nulou označující jednu R vlnu, je zde podmínka, pokud se vyskytují dvě detekované vlny v blízkosti menší jak 65 vzorků, označíme je jako jeden QRS komplex.

Tímto způsobem detekujeme QRS komplexy, které ukládáme do proměnné `pozice`. Zde je v algoritmu stanovena další podmínka. Jednotlivé pozice detekovaných komplexů by

měli být v přibližně stejných vzdálenostech. Pomocí funkce `diff` porovnáme jednotlivé vzdálenosti mezi detekovanými pozicemi. Pokud je vzdálenost větší jak 1,6 násobku mediánu, nebo je-li vzdálenost mezi jednotlivými QRS komplexy větší jak 1000 vzorků, což odpovídá 2 vteřinám provedeme opakovanou detekci. Tuto detekci provedeme tak, že si nejprve vytvoříme vektor nul o délce signálu. Nalezené části signálu bez detekovaných pozic QRS si uložíme do tohoto pomocného vektoru na danou pozici. Jelikož by úseky na okrajích obsahovali extrémy z původních detekovaných komplexů zkrátíme je z obou stran o 80 vzorků. Provedeme opětovné prohledávání extrémů a průchodů nulou stejným způsobem jak je popsán výše, ale se sníženým prahem na hodnotu 1,3 násobku směrodatné odchylky. Na obrázku 24. jsou jednotlivé detekované komplexy QRS respektive R vlny.



Obrázek 24: Detekce QRS komplexů v jednotlivých pásmech, signál MO1_010_12.mat, banka filtrů : bior1.5, svod 12

5.4 Rozhodovací pravidlo

Rozhodovací pravidlo vyhodnocuje, zda-li detekované QRS komplexy v jednotlivých rozkladových pásmech budou označeny jako detekovaný QRS komplex. Princip je následující. Nejdříve všechny detekované pozice vložíme do jednoho řetězce a srovnáme je podle hodnot pozic. Využitím funkce `diff` určíme rozdíl mezi jednotlivými detekovanými pozicemi. Poté hledáme rozdíl vzdáleností jednotlivých poloh větší než 50 vzorků, a uložíme si jejich polohy. Tím dostaneme shluky hodnot, které jsou si bližší než 50 vzorků a označují tak jeden komplex QRS.

Pokud bude počet detekovaných pozic QRS v jednom shluku roven nebo větší jako stanovená mez (pro 5 rozkladových pásem jsme zvolili mez výskytu minimálně ve čtyřech

pásmech (viz tabulka 2)), vypočítáme medián hodnot jednotlivých pozic takto detekovaných QRS komplexů. Výslednou hodnotu si uložíme do výstupní proměnné. Získáme tak vektor pozic detekovaných QRS komplexů.

6 Vyhodnocení spolehlivosti detekce

Hodnocení spolehlivosti budeme provádět pomocí dvou koeficientů, senzitivity a pozitivní predikce. Senzitivita nám označuje schopnost detektoru nalézt správně pozice QRS komplexů. Pozitivní predikce vyjadřuje úspěšnou detekci správných QRS komplexů a odolnost detektoru vůči falešným detekcím.

Senzitivita:

$$Se = \frac{TP}{TP + FN} \quad (6.1)$$

Pozitivní predikce

$$P = \frac{TP}{TP + FP} \quad (6.2)$$

Kde TP značí pravdivou pozitivní detekci, FP falešně pozitivní a FN falešně negativní detekci. Dále si určíme hodnotu chyby, která nám názorně vyjádří, s jakou pravděpodobností bude detektor chybně detekovat QRS komplex. Vzorec pro výpočet chyby bude vypadat následovně

$$\delta = \frac{FN + FP}{T} \cdot 100 \quad (6.3)$$

Kde T je celkový počet správně detekovaných QRS komplexů. Abychom dostali výsledek v procentech musíme celou rovnici vynásobit 100.

6.1 Hodnocení spolehlivosti navrženého detektoru

Pro ověření funkčnosti detektoru máme k dispozici dvě sady EKG signálu z databáze CSE. První sada je tvořena EKG signály se třemi svody. Druhá má nejčastěji se vyskytující 12-ti svodový záznam EKG. Každá tato databáze obsahuje 125 signálů. Abychom je mohli všechny jednoduše testovat, využili jsme program `CSE_QRS_tester`, který je vytvořen právě pro testování detektorů na signálech z databáze CSE.

Navržený detektor jsme testovali pro použitelnost parametrů vlnkové transformace a to pro stupeň rozkladu a pro různé banky filtrů. Parametry detektoru pro jednotlivá pásma se museli upravit dle tabulky 1. Takto nastavený detektor jsme otestovali na celé databázi pro vybrané banky filtrů.

Tabulka 1. Nastavení detektoru pro jednotlivě stupně rozkladu.

Stupeň rozkladu	k1	k2	Rozhodovací pravidlo
4	1,8	1,3	3
5	1,6	1,3	4
6	1,6	1,3	4

kde k1 je hodnota pro určení prahové hodnoty dle (6.3) pro první detekci, k2 je pro následnou detekci, která slouží k případnému dohledání komplexů. Výsledky pro ortogonální svody EKG záznamu jsou uvedeny v tabulce 2.

Tabulka 2. Výsledky detekce pro záznam ortogonálních svodů

Typ záznamu	3 svodové EKG					
	4					
rozkladové pásmo	TP	FP	FN	Se [%]	P [%]	δ [%]
typ fitru	TP	FP	FN	Se [%]	P [%]	δ [%]
Haar/db1	4382	40	37	99,16	99,10	1,74
db2	4315	124	104	97,65	97,21	5,16
db4	4325	264	94	97,87	94,25	8,10
bior1.3	4384	39	35	99,21	99,12	1,67
bior1.5	4384	37	35	99,21	99,16	1,63
rbio1.1	4382	40	37	99,16	99,10	1,74
sym2	4315	124	104	97,65	97,21	5,16
sym4	4322	219	97	97,80	95,18	7,15
coif1	4341	124	78	98,23	97,22	4,57
rozkladové pásmo	5					
typ fitru	TP	FP	FN	Se [%]	P [%]	δ [%]
Haar/db1	4384	21	35	99,21	99,52	1,27
db2	4374	36	45	98,98	99,18	1,83
db4	4372	76	47	98,94	98,29	2,78
bior1.3	4383	18	36	99,19	99,59	1,22
bior1.5	4386	20	33	99,25	99,55	1,20
rbio1.1	4373	16	46	98,96	99,64	1,40
sym2	4374	25	45	98,98	99,43	1,58
sym4	4359	46	60	98,64	98,96	2,40
coif1	4381	33	38	99,14	99,25	1,61
rozkladové pásmo	6					
typ filtru	TP	FP	FN	Se [%]	P [%]	δ [%]
Haar/db1	4384	49	35	99,21	98,89	1,90
db2	4392	31	27	99,39	99,30	1,31
db4	4396	69	23	99,48	98,45	2,08
bior1.3	4385	32	34	99,23	99,28	1,49
bior1.5	4387	30	32	99,28	99,32	1,40
rbio1.1	4384	49	35	99,21	98,89	1,90
sym2	4392	31	27	99,39	99,30	1,31
sym4	4384	45	35	99,21	98,98	1,81
coif1	4390	32	29	99,34	99,28	1,38

Výsledky pro ortogonální záznamy EKG jsou uvedeny v tabulce 2. Nejlepších hodnot detekce z těchto záznamů vykazuje detektor při rozkladu do šesti pásem. Zde se hodnoty selektivity pohybují přes 99%. Pozitivní prediktivní hodnoty se pohybují v rozmezí 98,45% a 99,3%. Dobré výsledky detektor vykazuje také při stupni rozkladu 5. Zde selektivita dosahuje hodnot pohybujících se ve všech případech kolem 99%. Pozitivní prediktivní hodnota se pohybuje kolem 99%. Nejhorších výsledků bylo dosaženo při stupni rozkladu do čtyř pásem. Zde bylo dosaženo selektivity 99% a více pouze u 4 z 9 zvolených filtrů. Nejlepších výsledků dosahujeme v tomto typu záznamu pro filtry bior1.3, bior1.5 a db1/haar. Nejlepší dosažený výsledek je však při porovnání nejlepší selektivity a prediktivity pro jednotlivé banky filtrů bylo dosaženo s vlnkou sym2 a db2. Obě dvě vlnky dosáhly 99,39 % selektivity a 99,30% pozitivní prediktivní hodnoty.

Výsledky pro dvanácti svodové EKG záznamy jsou v tabulce 3. Z tabulky 3 zjišťujeme, že nejlepších výsledků zde dosahujeme také pro rozkladové pásmo 6 stejně jako u ortogonálních záznamů. Procento selektivity je zde o něco nižší než u tří svodových záznamů. I tak se pohybujeme pro nejlepší detekce v jednotlivých pásmech lehce nad 99% selektivity i pozitivní prediktivní hodnoty. Zhoršená selektivita je způsobena více signály oproti tří svodovému záznamu.

Při porovnání jednotlivých rozkladových pásem nejlepších výsledků pro všechna pásma dosahují vlnky typu bior1.3, bior1.5 a db1/haar. Stejně vlnky dosáhli pro všechny stupně rozkladu nejlepších výsledků i pro ortogonální záznam.

U dvanácti svodových záznamů jsme dosáhli nejlepšího výsledku opět pro úroveň rozkladu 6 pásem s využitím banky filtrů bior1.3. Zde jsme dosáhli selektivity 99,12% a pozitivní prediktivní hodnoty 99,07%.

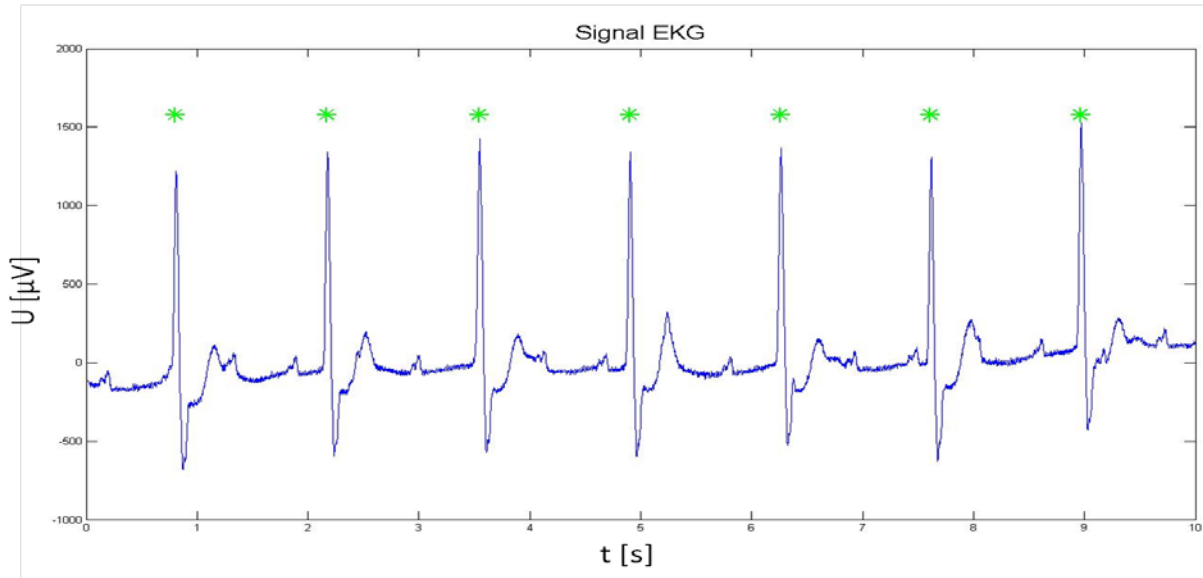
Lepší výsledky dosahujeme tedy pro vyšší úroveň rozkladu. Jelikož špatné detekce může zapříčinit nejčastěji šum, náhlé změny komplexu QRS nebo patologie v signálu. Pokud se jedná o šum, ten je vyšší úrovní rozkladu více rozptýlen mezi jednotlivá pásma a tím má v daných pásmech menší vliv na hledaný komplex QRS. Úroveň rozkladu však nemůžeme volit příliš velkou, jelikož poté ztrácíme i informaci o QRS komplexu

Tabulka 3 Výsledky detekce pro záznam 12-ti svodového EKG

Typ záznamu	12 ti svodové EKG					
rozkladové pásmo	4					
typ fitru	TP	FP	FN	Se [%]	P [%]	δ [%]
Haar/db1	17504	412	172	99,03	97,70	3,30
db2	17430	972	246	98,61	94,72	6,89
db4	17165	1704	511	97,11	90,97	12,53
bior1.3	17499	405	177	99,00	97,74	3,29
bior1.5	17508	414	168	99,05	97,69	3,29
rbio1.1	17504	412	172	99,03	97,70	3,30
sym2	17430	972	246	98,61	94,72	6,89
sym4	17141	1557	535	96,97	91,67	11,84
coif1	17231	1015	445	97,48	94,44	8,26
rozkladové pásmo	5					
typ fitru	TP	FP	FN	Se [%]	P [%]	δ [%]
Haar/db1	17497	160	179	98,99	99,09	1,92
db2	17467	243	209	98,82	98,63	2,56
db4	17470	388	206	98,83	97,83	3,36
bior1.3	17505	157	171	99,03	99,11	1,86
bior1.5	17503	151	173	99,02	99,14	1,83
rbio1.1	17467	127	209	98,82	99,28	1,90
sym2	17449	175	227	98,72	99,01	2,27
sym4	17381	283	295	98,33	98,40	3,27
coif1	17422	182	254	98,56	98,97	2,47
rozkladové pásmo	6					
typ fitru	TP	FP	FN	Se [%]	P [%]	δ [%]
Haar/db1	17515	198	161	99,09	98,88	2,03
db2	17525	193	151	99,15	98,91	1,95
db4	17520	349	156	99,12	98,05	2,86
bior1.3	17520	164	156	99,12	99,07	1,81
bior1.5	17519	161	157	99,11	99,09	1,80
rbio1.1	17515	198	161	99,09	98,88	2,03
sym2	17525	193	151	99,15	98,91	1,95
sym4	17499	335	177	99,00	98,12	2,90
coif1	17515	226	161	99,09	98,73	2,19

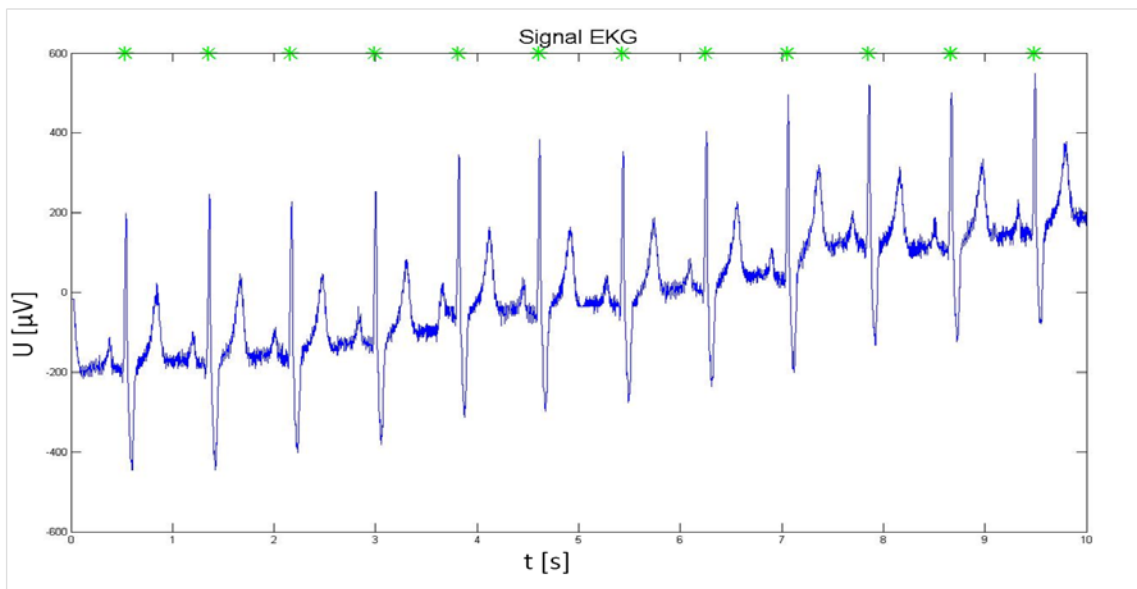
6.2 Vykreslení výsledků

Výstupní vektor detekovaných pozic si vykreslíme do původního signálu pomocí funkce plot. Detekované pozice poté označíme hvězdičkou. Ukázka správné detekce QRS komplexů na signálu MO1_010_12 je uveden na obrázku 25.

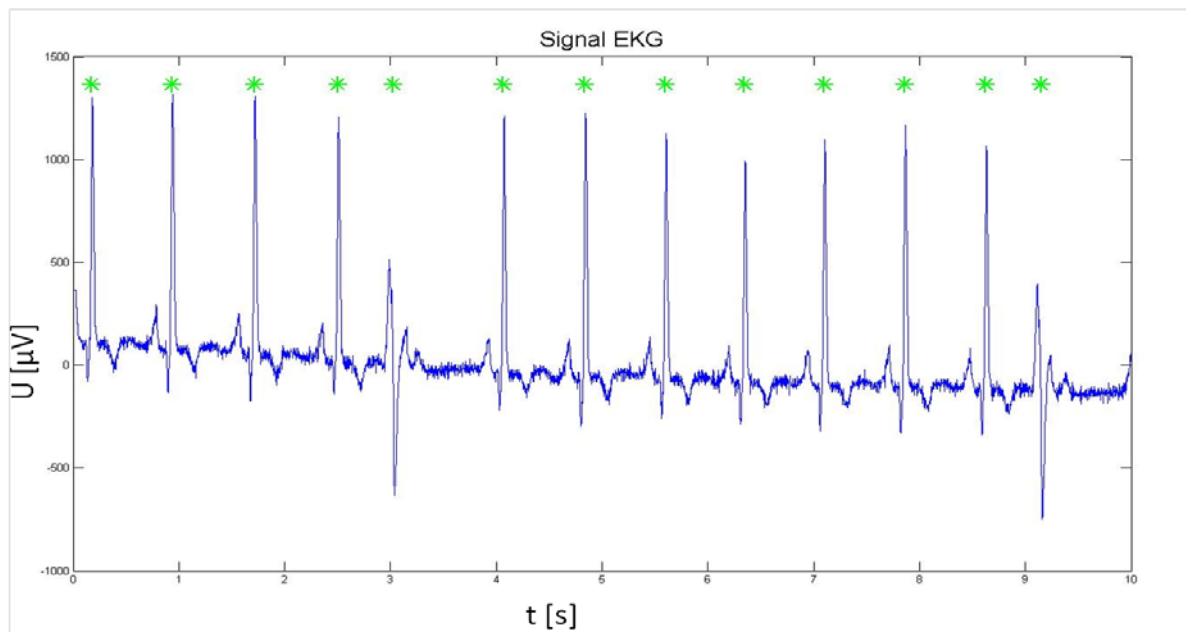


Obrázek 25: Příklad detekce QRS komplexů, signál MO1_010_12, svod 1, filtr: bior1.3.

Detektor vykazuje dobrou detekci i při detekování komplexu u signálů s kolísáním nulové izolinie viz obrázek 25, anebo při náhlé změně polarity R vlny, viz obrázek 26.

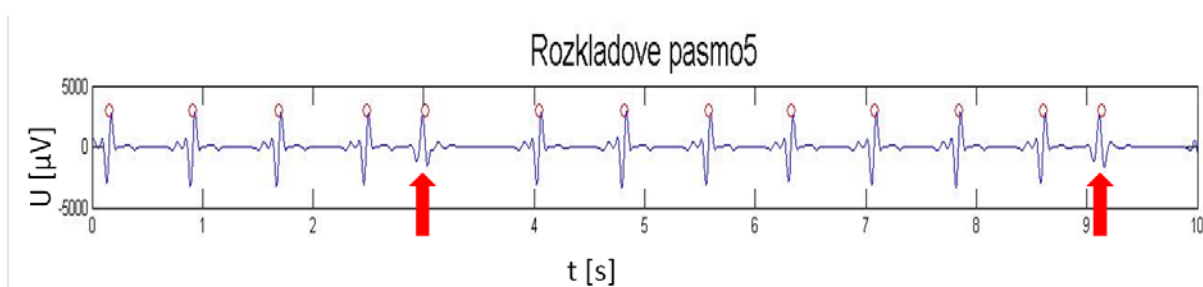


Obrázek 26. Příklad detekce QRS komplexů, signál MO1_009_12, svod 1, filtr: bior1.3.



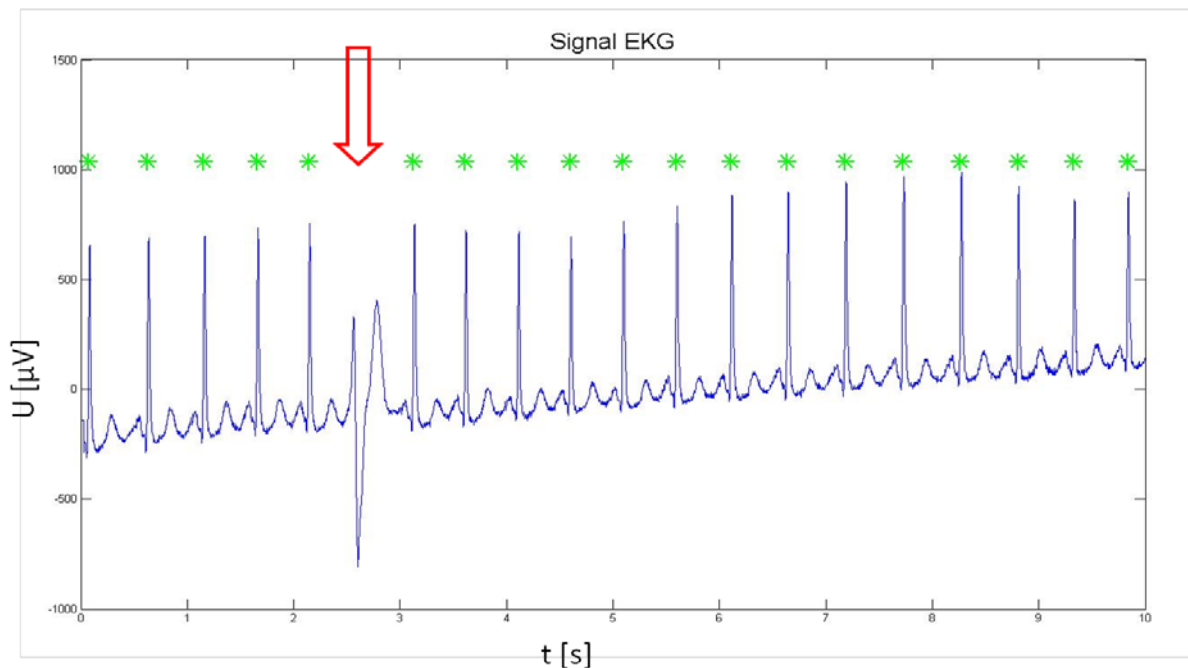
Obrázek 27. Příklad detekce QRS komplexů, signál MO1_112_12, svod 1, filtr: bior1.3.

Tato náhlá změna polarity zapříčiní, že QRS komplex po rozložení do jednotlivých pásem nemají extrémě pro maximum a minimum stejnou energii. to můžeme vidět na obrázku 27.

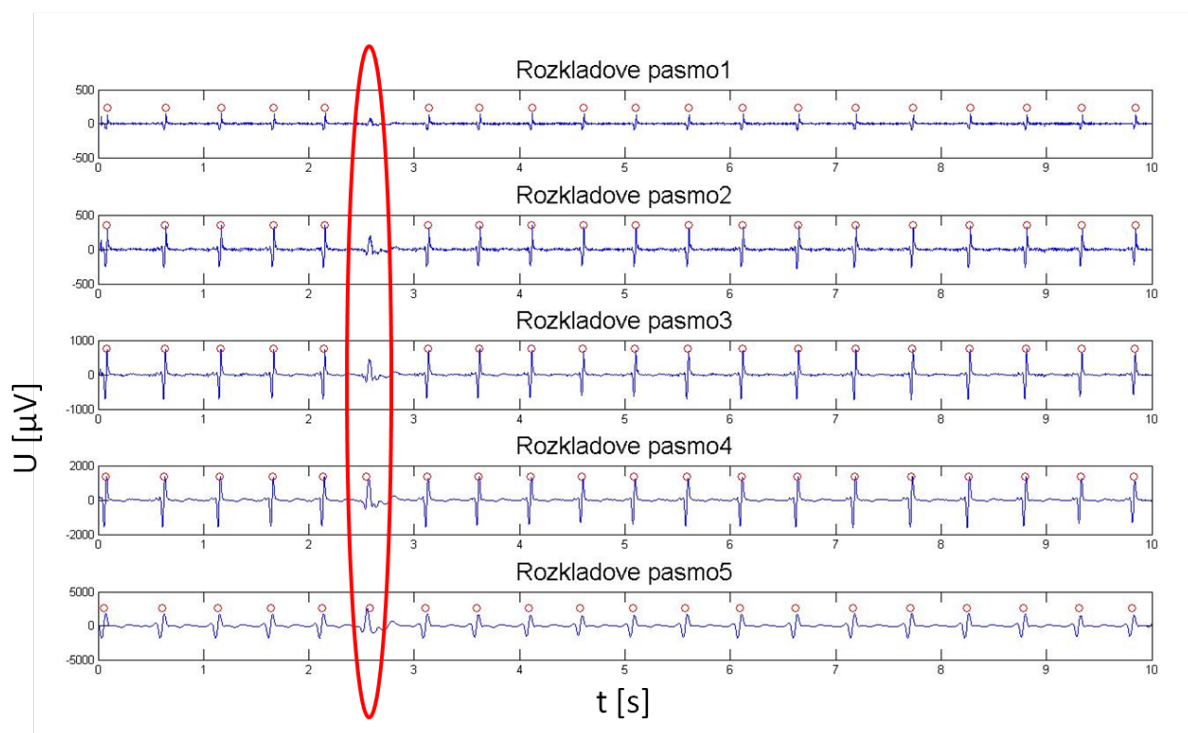


Obrázek 28. Příklad rozlišení minimálních amplitud pro rozkladové pásmo 5, signál MO1_112_12, svod 1 , filtr: bior1.3.

Na předchozích obrázcích jsme si názorně ukázali správnou detekci komplexů QRS. Ne vždy však detekujeme všechny komplexy obsažené v signálu. Na obrázku 29 je nedetekovaný komplex QRS, tzv. falešně negativní detekce. Příčina nedetekování tohoto komplexu je dána tím, že detekce byla pouze v jednom pásmu jak můžeme pozorovat na obrázku 30. Tento falešně negativní výsledek je dán opět rychlou změnou amplitudy R vlny v původním signálu. Ta se projevila v rozkladových pásmech natolik, že negativní výchylka je téměř nulová. Tím pádem ji nedokážeme detekovat a daný komplex je vyhodnocen jako negativní.

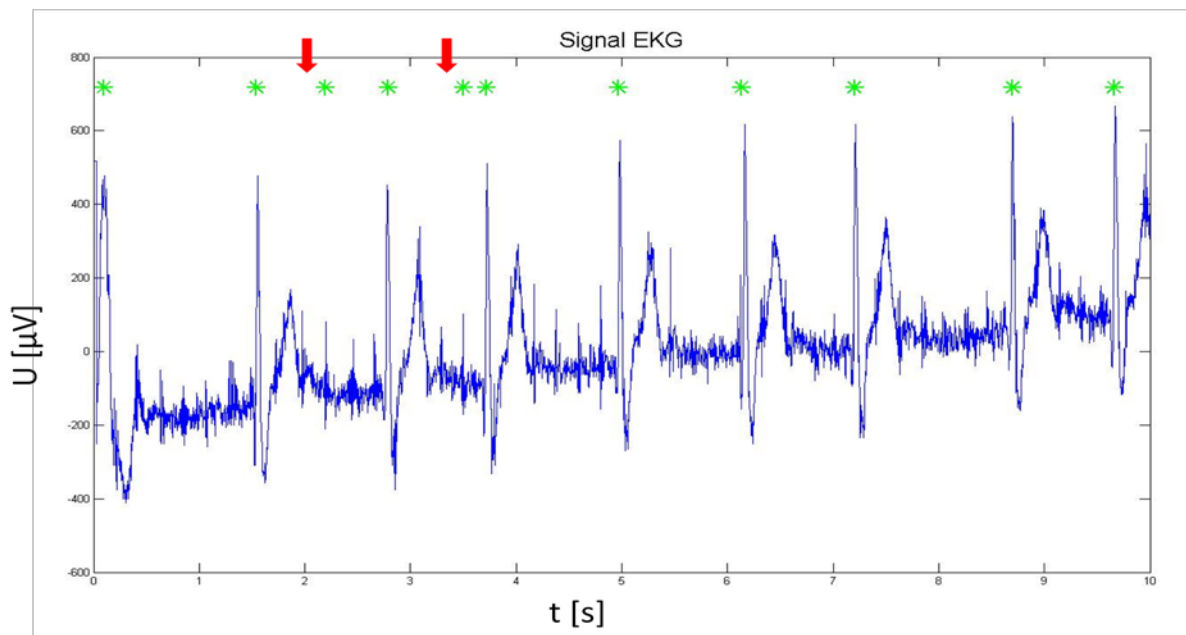


Obrázek 29: Nedetekovaný QRS komplex označený červenou šipkou. Signál MO1_115_12

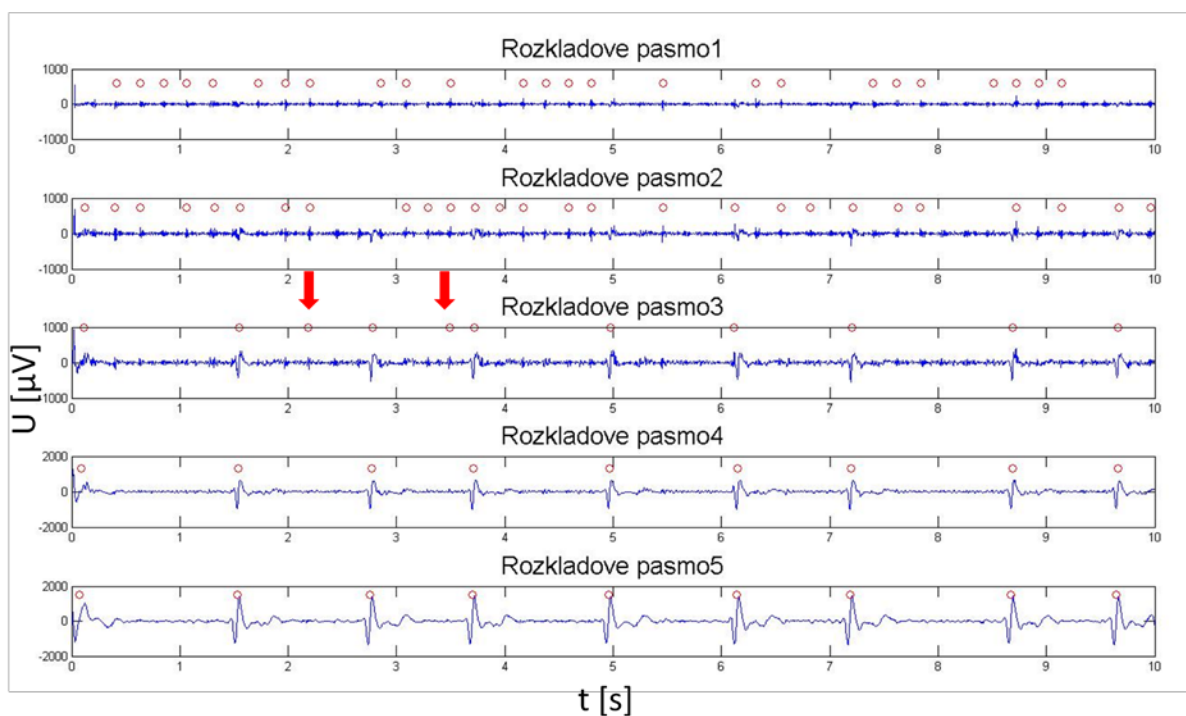


Obrázek 30: Ukázka nedetekovaných QRS komplexů v jednotlivých pásmech. Červený ovál - nedetekované QRS komplexy. Signál MO1_115_12

Další variantou špatně detekovaného signálu je detekování falešně pozitivní pozice komplexu. To znamená že detekovaná pozice nevyjadřuje QRS komplex. Většinou tento případ nastane při hodně zašuměném signálu. Názorná ukázka je na Obrázku 31 a 32. V tomto případě jsou v prvním a druhém pásmu jsou detekovány falešně pozitivní komplexy a třetí je detekován dvakrát ve třetím pásmu. V obrázku 32 znázorněn šipkou.



Obrázek 31: Falešně pozitivní detekce QRS komplexů označeny červenými šipkami. Signál MO1_120_12, 5 pásem rozkladu, filtr: bior1.3



Obrázek 32: Falešně pozitivní detekce QRS komplexu v prvních dvou pásmech. Červenou šipkou označeny falešně pozitivní detekce ve třetím pásmu. Signál MO1_120_12, 5 pásem rozkladu, filtr: bior1.3

6.3 Srovnání s detektory jiných autorů

Posledním úkolem je srovnání námi navrženého detektoru s detektory jiných autorů. Tabulka 4 obsahuje nejlepší dosažené výsledky jak pro jednotlivé typy záznamů tak i pro oba dva záznamy. Pro porovnání výsledku pro oba záznamy použijeme výsledky pro vlnku bior1.5.

Tabulka 4 Výsledky detekce pro nejlepší vlnky pro 12-ti svodový záznam, 3 svodový záznam a nejlepší výsledky pro součet výsledků pro oba typy záznamů

rozkladové pásmo	6						poznámka
	TP	FP	FN	Se [%]	P [%]	δ [%]	
Haar/db1	21899	247	196	99,11	98,88	2,00	součet záznamů
bior1.3	21905	196	190	99,14	99,11	1,75	součet záznamů
bior1.5	21906	191	189	99,14	99,14	1,72	součet záznamů
bior1.3	17520	164	156	99,12	99,07	1,81	12-ti svodové
db2	4392	31	27	99,39	99,30	1,31	3svodové

V tabulce 5 jsou potom uvedeny výsledky jiných autorů. Tabulka 5 je rozdělena podle použitých databází pro jednotlivé detektory. Nejlepší výsledky zde přesahují selektivitu přes 99,9%. Záleží hodně na použitých algoritmech jednotlivých metod. Například metoda Li[12], Martinez[7] využívá vlnkovou transformace. Algoritmus založený na číslicové filtraci využívá například Hamilton[29]. Genetické algoritmy využívá Poli[19].

Většina zde publikovaných výsledků se pohybuje jak pro selektivitu tak pro predikci přes 99%. Detekci komplexu QRS pomocí průchodu nulou využívá [7]. Zde autor otestoval detektor na třech databázích MIT-BIH, QT a EDB. Zde dosáhl nejlepších výsledků na databázi QT 99,92% selektivity. Pro databázi MIT-BIH dosáhli selektivity 99,80%. Další autor využívající detekci průchodu nulou je [17]. Zde bylo dosaženo 99,7% selektivity a pozitivní prediktivní hodnoty 99,57%.

Porovnáním s výsledky jiných autorů můžeme říci, že naše nejlepší dosažené výsledky jsou horší než většina zde uvedených výsledků různých autorů. Se selektivitou a pozitivní prediktivní hodnotou 99,14% pro oba záznamy se naše výsledky přibližují ostatním. Avšak pro využití v praxi by bylo potřeba získat alespoň 99,5% selektivity i prediktivních hodnot.

Tabulka 5 Výsledky detekce jiných autorů [32]

Metody	TP [-]	FN [-]	FP [-]	Se [%]	P+ [%]	databáze
Vlastní (oba signály) bior1.5	21906	191	189	99,14	99,14	CSE
Vlastní (12svod)	17520	164	156	99,12	99,07	CSE
Vlastní (3svod)	4392	31	27	99,39	99,30	CSE
Mehta [24]	1486	1	8	99,93	99,46	CSE
Trahanias [25]	1404	88	74	99,38	99,48	CSE
Mehta [26]	1487	1	13	99,93	99,13	CSE
Chouhan [27]	17729	259	148	98,56	99,18	CSE
Mehta [28]	1484	4	24	99,73	98,40	CSE
Li [12]	104070	112	65	99,89	99,94	MIT-BIH
Chen [11]	60430	58	68	99,90	99,89	MIT-BIH
Bahoura [10]	109635	184	135	99,83	99,88	MIT-BIH
Zhang [13]	19869	37	26	99,81	99,87	MIT-BIH
Martínez [7]	109208	220	153	99,80	99,86	MIT-BIH
Alvarado [15]	17065	30	51	99,82	99,70	MIT-BIH
Lee [15]	109146	335	137	99,69	99,88	MIT-BIH
Hamilton [29]	108927	340	248	99,69	99,77	MIT-BIH
Kohler [17]	91006	277	390	99,70	99,57	MIT-BIH
Alfonso [30]	90535	374	406	99,59	99,56	MIT-BIH
Pan [18]	109532	277	507	99,75	99,54	MIT-BIH
Poli [19]	109522	441	545	99,60	99,50	MIT-BIH
Moody [21]	107567	1861	94	98,30	99,91	MIT-BIH
Elgendi [23]	43347	1224	37	97,50	99,90	MIT-BIH
Kohama [22]	48453	312	44	99,36	99,90	AHA
Martínez [7]	86824	68	107	99,92	99,88	QT
Moody [21]	84458	2434	459	97,20	99,46	QT
Martínez [7]	784059	3044	4077	99,61	99,48	EDB
Moody [21]	748468	38635	10405	95,09	98,63	EDB

7 Závěr

V rámci diplomové práce bylo za úkol navrhnout detektor QRS s využitím vlnkové transformace. Nejprve jsme se seznámili s možnostmi detekce QRS komplexu v EKG signálu. Jednoduše jsme si uvedli jednotlivé metody založené na různých principech. V další části jsme se detailněji seznámili s vlnkovou transformací a využili ji pro vytvoření detektoru komplexu QRS.

V prostředí MATLAB byl navrhnout detektor QRS komplexů pomocí diskrétní vlnkové transformace. Základní princip detekce byl navržen na detekci průchodu nulou. Takto navržený detektor byl otestován na více bankách rozkladových filtrů a pro 4, 5 a 6 pásem rozkladu. Banky filtrů byly zvoleny typu Deubisches, biortogonální, symlety a coiflety. Detektor byl testován pomocí programu `CSE_QRS_tester` pro jednotlivé vlnky a pásma rozkladu. Pro testování detektoru byla využita databáze CSE se dvěma typy záznamu - 3-svodové záznamy a 12-ti svodové záznamy. Nejlepších výsledků pro 3-svodové záznamy bylo dosaženo při stupni rozkladu do šesti pásem a s vlnkou typu `db2` a `sym2`. Zde bylo dosaženo senzitivity detektoru 99,39% a pozitivní prediktivní hodnoty 99,3%. Procentuální chybovost takto navrženého detektoru je 1,31%.

Pro standardní 12-ti svodové záznamy bylo dosaženo nejlepších výsledků pro stupeň rozkladu do šesti pásem s využitím vlnky `bior1.3`, kdy senzitivita byla 99,12% a pozitivní prediktivní hodnota 99,07%. Procentuální chybovost při tomto nastavení detektoru byla 1,81%.

Pro všechna rozkladová pásma byly výsledky nejlepší pro vlnky `bior1.3` a `bior1.5`. Pokud jsme uvažovali oba dva typy záznamu jako jeden soubor záznamů, nejlepší detekce byla dosažena s nastavením pro 6 pásem rozkladu pomocí vlnky `bior1.5`. Zde jsme dosáhli 99,14% senzitivity i prediktivity.

Jako poslední byl navržený detektor porovnán s výsledky jiných autorů. Porovnáním s ostatními výsledky můžeme konstatovat, že senzitivita a pozitivní prediktivní hodnota se blíží nejlepším výsledkům jiných autorů, avšak nejlepší výsledky ostatních detektorů mají 99,9% úspěšnosti detekce.

Použitá literatura

- [1] SILBERNAGL S., DESPOPOULOS A., *Atlas fyziologie člověka*, Grada, 2004.
- [2] HAMPTON, J. R., *EKG stručně, jasně, přehledně*. Praha: Grada Publishing, a.s., 2005.
- [3] TROJAN, S. a kolektiv, *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada Publishing, a.s., 2003
- [4] KOZUMPLÍK J.: *Multitaktní systémy*. Elektronická skripta. Brno: FEKT VUT v Brně, 2005. s. 1-57.
- [5] KADAMBE S., MURRAY R., BOUDREAUX-BARTELS G. F., *Wavelet Transform-Based QRS Complex Detector*. IEEE Transaction on Biomedical Engineering. 2008, roč 46, č.7, s.838-848
- [6] KOHLER, B.-U., C. HENNIG a R. ORGLMEISTER. The principles of software QRS detection. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine. 2002, roc. 21, c. 1, s. 42-57.
- [7] MARTÍNEZ, J. P.; ALMEIDA, R.; OLMOS, S.; ROCHA, A. P.; LAGUNA, P. A wavelet-based ECG delineator: evaluation on standard databases. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 51, No. 4, pp. 570-581, 2004.
- [8] SAHAMBI, J.S., S.N. TANDON a R.K.P. BHATT. *Using wavelet transforms for ECG characterization. An on-line digital signal processing system*. IEEE Transaction on Biomedical Engineering. 1997
- [9] KOZUMPLÍK, J., *Zpracování biologických signálů (AABS): Detektory komplexů QRS* [online]. Brno, 2008. Elektronická přednáška. FEKT VUT v Brně. Dostupné z: <https://www.vutbr.cz/elearning/>
- [10] BAHOURA, M.; HASSANI, M.; HUBIN, M. DSP implementation of wavelet transform for real time ECG wave forms detection and heart rate analysis. *Comput. Methods Programs Biomed.*, Vol. 52, No. 1, pp. 35-44, 1997.
- [11] CHEN, Y.; DUAN, H. A QRS complex detection algorithm based on mathematical morphology and envelope. *Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*, Shanghai 2005, pp. 4654-4657, ISBN 0-7803-8740-6.
- [12] LI, C.; ZHENG, C.; TAI, C. Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 42, No. 1, pp. 21-28, 1995.
- [13] ZHANG, F.; LIAN, Y. Novel QRS Detection by CWT for ECG Sensor. *IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference*, Montreal 2007, pp. 211-214, ISBN 978-1-4244-1524-3.
- [14] HAMILTON, P. Open source ECG analysis. In *Proceedings Computers in Cardiology*, IEEE Computer Society Press, pp. 101-104, 2002.

- [15] ALVARADO, C.; ARREGUI, J.; RAMOS, J. et al. Automatic Detection of ECG Ventricular Activity Waves using Continuous Spline Wavelet Transform. *11th Int. Conf. on Electrical and Electronics Engineering ICEEE 2005*, Mexico City, Mexico 2005, pp. 189-192. ISBN 0-7803-9230-2.
- [16] LEE, J.; JEONG, K.; YOON, J. A simple real-time QRS detection algorithm. In *Proceedings of 18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Vol. 4, Amsterdam 1996, pp. 1396-1398. ISBN 0-7803-3811-1.
- [17] KOHLER, B. U.; HENNING, C.; ORGLMEISTER, R. QRS detection using zero crossing counts. *Progress in Biomedical Research*, Vol. 8, No. 3, pp. 138-145, 2003.
- [18] PAN, J.; TOMPKINS, W. J. A real-time QRS detection algorithm. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 32, No. 3, pp. 230-236, 1985.
- [19] POLI, R.; CAGNONI, S.; VALLI, G. Genetic design of optimum linear and nonlinear QRS detectors. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 42, No. 11, pp. 1137-1141, 1995.
- [20] MORAES, J.; FREITAS, M.; VILANI, F. A QRS complex detection algorithm using electrocardiogram leads. In *Proceedings Computers in Cardiology*, IEEE Computer Society Press, pp. 205-208, 2002.
- [21] MOODY, G. B.; MARK, R. G. Development and evaluation of a 2-lead ECG analysis program. In *Computers in Cardiology*, IEEE Computer Society Press, pp. 39-44, 1982.
- [22] KOHAMA, T.; NAKAMURA, S.; HOSHINO, H. An efficient R-R interval detection for ECG monitoring system. *IEICE Trans. Inf. & Syst.*, Vol. E82-D, No. 10, pp. 1425-1432, 1999.
- [23] ELGENDI, M.; JONKMAN, M.; De BOER, F. Improved QRS Detection Algorithm using Dynamic Thresholds. *International journal of hybrid information technology*, Vol. 2, No. 1, pp. 65-80, 2009.
- [24] MEHTA, S.; LYNGAYAT, N. Combined entropy based method for detection of QRS complexes in 12-lead electrocardiogram using SVM. *Computers in biology and medicine*, Vol. 38, No. 1, pp. 138-145, 2008.
- [25] TRAHANIAS, P. E. An approach to QRS complex detection using mathematical morphology. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 40, No. 2, pp. 201-205, 1993.
- [26] MEHTA, S.; LYNGAYAT, N. Development of entropy based algorithm for cardiac beat detection in 12-lead electrocardiogram. *Signal Processing*, Vol. 87, No. 12, pp. 3190-3201.
- [27] CHOUHAN, V. S.; MEHTA, S. S. Detection of QRS Complexes in 12-lead ECG using Adaptive Quantized Threshold. *IJCSNS International Journal of Computer Science and Network Security*, Vol. 8, No. 1, pp. 155-163, 2008.

- [28] MEHTA, S.; LINGAYAT, N. Identification of QRS complexes in 12-lead electrocardiogram. *Expert Systems with Applications*, Vol. 36, No. 1, pp. 820-828, 2009.
- [29] HAMILTON, P. S; TOMPKINS, W. J. Quantitative investigation of QRS detection rules using MIT/BIH arrhythmic database. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 33, No. 12, pp. 1157-1165, 1986.
- [30] ALFONSO, V. X.; TOMPKINS, W. J. et al. ECG beat detection using filter banks. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 46, No. 2, pp. 192-202, 1999.
- [31] VÍTEK, M. *Automatické rozměření signálů EKG*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 129 s. Vedoucí dizertační práce doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.
- [32] ABIBULLAEV, B., & SEO, H. D. A new QRS detection method using wavelets and artificial neural networks. *Journal of Medical Systems*, 35, 683-691. doi:10.1007/s10916-009-9405-3, 2011

Seznam příloh

A	Tabulka výsledků pro oba signály	49
B	Návrh detektoru QRS komplexu využívající vlnkovou transformaci. 50	
B.1	Detektor komplexu QRS	50
B.2	Detektor průchodů nulou	52

A Tabulka výsledků pro oba signály

rozkladové pásmo	4					
typ fitru	TP	FP	FN	Se [%]	P [%]	δ [%]
Haar/db1	21886	452	209	99,05	97,98	2,99
db2	21745	1096	350	98,42	95,20	6,54
db4	21490	1968	605	97,26	91,61	11,65
bior1.3	21883	444	212	99,04	98,01	2,97
bior1.5	21892	451	203	99,08	97,98	2,96
rbio1.1	21886	452	209	99,05	97,98	2,99
sym2	21745	1096	350	98,42	95,20	6,54
sym4	21463	1776	632	97,14	92,36	10,90
coif1	21572	1139	523	97,63	94,98	7,52
rozkladové pásmo	5					
typ fitru	TP	FP	FN	Se [%]	P [%]	δ [%]
Haar/db1	21881	181	214	99,03	99,18	1,79
db2	21841	279	254	98,85	98,74	2,41
db4	21842	464	253	98,85	97,92	3,25
bior1.3	21888	175	207	99,06	99,21	1,73
bior1.5	21889	171	206	99,07	99,22	1,71
rbio1.1	21840	143	255	98,85	99,35	1,80
sym2	21823	200	272	98,77	99,09	2,14
sym4	21740	329	355	98,39	98,51	3,10
coif1	21803	215	292	98,68	99,02	2,29
rozkladové pásmo	6					
typ fitru	TP	FP	FN	Se [%]	P [%]	δ [%]
Haar/db1	21899	247	196	99,11	98,88	2,00
db2	21917	224	178	99,19	98,99	1,82
db4	21916	418	179	99,19	98,13	2,70
bior1.3	21905	196	190	99,14	99,11	1,75
bior1.5	21906	191	189	99,14	99,14	1,72
rbio1.1	21899	247	196	99,11	98,88	2,00
sym2	21917	224	178	99,19	98,99	1,82
sym4	21883	380	212	99,04	98,29	2,68
coif1	21905	258	190	99,14	98,84	2,03

B Návrh detektoru QRS komplexu využívající vlnkovou transformaci

B.1 Detektor komplexu QRS

```
% function [QRS]=Detektor_QRS(vstup)
clear all
load MO1_097_12.mat;           % Nacteni signalu
n=5;                           % Pocet pasem
typ='bior1.3';                 % Typ banky filtru

%% Nacteni prvnioho svodu EKG a uprava signalu pro vlnkovou transformaci
u=1;
vstup=x(u,:)-mean(x(u,:));     % Nacteni prvnioho svodu ze
vstupniho signalu
a=length(vstup);
b=ceil(a/(2^n));
c=b*2^n;
d=c-a;
% Zrcadleni krajnich useku signalu na požadovanou delku
zvstup(1:(d/2))=vstup(1);
kvstup(1:(d/2))=vstup(end);
vstup=[zvstup vstup kvstup];

xo=(1:c)*0.002;                % Přepocet měřítka osy x ze vzorku na
vteřiny
figure(1)                       % Vykresleni vstupniho signalu
plot(xo,vstup)
title(['Signal EKG'],'FontSize',20)
xlim([0 10])

%% Vlnkova transformace rozklad signalu na jednotlivá pásma

rozklad=swt(vstup,n,typ);

figure(2)                       % Vykresleni rozlozenych pasem puvodniho
signalu
for j=1:n
subplot(n,1,j)
plot(xo,rozklad(j,:))
title(['Rozkladove pasmo',num2str(j)],'FontSize',20)
xlim([0 10])
end

%% Detektor QRS komplexu

for k=1:n                       % Cyklus pro ulozeni a
detekci QRS v jednotlivych pasmech
QRSpp=[];% Cyklus pro ulozeni a detekci QRS v jednotlivych pasmech
WTx=rozklad(k,:);              % Ulozeni daneho signalu do
promenne WTx
o=std(WTx);
prah_max=1.6*o;
prah_min=-1.6*o;
[pozice]=detekce2v05(WTx,d,prah_max,prah_min); % Vyuziti podfunkce
detekce

QRSpp=pozice;
```

```

nadmez=[];
pozice=[];
ppp=[pozice (c-d/2-5)];
pompoz=diff(sort(ppp));
mez=round(1.6*(median(pompoz)));
nadmez=find(pompoz>mez | pompoz>1000);
usek=zeros(1,c);
if isempty(nadmez)==0
    for uk=1:length(nadmez)
        usek(ppp(nadmez(uk))+80:ppp(nadmez(uk)+1)-
80)=WTx((ppp(nadmez(uk))+80:ppp(nadmez(uk)+1)-80));
        end
        prah_max=1.3*o;
        prah_min=-1.3*o;
        [pozice]=detekce2v05(usek,d,prah_max,prah_min);
    end
    if isempty(QRSpp)==1
        prah_max=1.3*o;
        prah_min=-1.3*o;
        [pozice]=detekce2v05(WTx,d,prah_max,prah_min);
    end
    QRSpp=[QRSpp pozice];
    QRSpp=sort(QRSpp);

    QRS_d{k}=QRSpp;
end
QRS=[];
QRS_hledej=[];
for o=1:length(QRS_d)
    QRS_det=cell2mat(QRS_d(o));
    QRS_hledej=[QRS_hledej QRS_det];
    QRS_det=[];
end
QRS_hledej=sort(QRS_hledej);
pom=diff(QRS_hledej);
aaa=find(pom>50);
mista=[0 aaa length(QRS_hledej)];
for oa=1:length(mista)-1
    pomQRS=QRS_hledej(mista(oa)+1:mista(oa+1));
    if length(pomQRS)>=n-2
        vloz=ceil(mean(pomQRS));
        QRS=[QRS vloz];
    end
    pomQRS=[];
end
end

%% Vykreselni detekovanych QRS v jednotlivych pasmech rozkladu
figure(3)
for j=1:n
    subplot(n,1,j)
    plot(xo,rozklad(j,:))
    title(['Rozkladove pasmo',num2str(j)],'FontSize',20)
    xlim([0 10])
    hold on
    if isempty(cell2mat(QRS_d(j)))==0
        plot(cell2mat(QRS_d(j)).*0.002,max(rozklad(j,:)), 'or')
    end
    hold off
end
%% Vykresleni vysledku detekovanych QRS na vstupnim signalu
figure(1)

```

```

hold on
m=max(vstup);
for u=1:length(QRS) % Vykreslení detekovaných vln
    plot(QRS(u).*0.002,m+50,'*g','MarkerSize',15,'LineWidth',1.5)
end
hold off
% end

```

B.2 Detektor průchodů nulou

```

function [pozice]=detekce2v05(x,d,prah_max,prah_min)
%% Tato funkce slouží k detekci průchodu nulou, její výstup je vektor
výsledných pozic.
delka=length(x);
pozice=[];
hodnota=[];
h_max=[];
p_max=[];
h_min=[];
p_min=[];
MAXnP=[];
MAXnL=[];
MINnP=[];
MINnL=[];
pomQ=[];
prubeh=[];

%% Detektor
%% Zjištění nadprahových hodnot a nalezení maxima
m=d/2+10;
pom_usek=[];
mp=d/2+1;
while m~=delka-d/2
    if x(m)>prah_max
        m_nad=m;
        while x(m_nad)>prah_max
            pom_usek=[pom_usek x(m_nad)];
            m_nad=m_nad+1;
            if m_nad>delka-d/2
                break
            end
        end
        mp=m_nad;
        [hmax,pmax]=max(pom_usek);
        p_max=[p_max m+pmax-1];
        h_max=[h_max hmax];
        if length(p_max)>=2
            if p_max(end)-p_max(end-1)<=100 % podmínka pro
minimální vzdálenost dvou hodnot maxima mezi sebou
                if h_max(end)>h_max(end-1)
                    h_max=[ h_max(1:end-2) h_max(end)];
                    p_max=[ p_max(1:end-2) p_max(end)];
                else
                    h_max=[ h_max(1:end-1)];
                    p_max=[ p_max(1:end-1)];
                end
            end
        end
        m=m_nad+1;
        pom_usek=[];
    else

```

```

        m=m+1;
    end
    if m>(delka-d/2)
        break
    end
end
%% Nalezení průchodů nulou
for um=1:length(p_max)
    zi=0;
    zj=1;
    em=[];
    while isempty(em)==1
        if x(p_max(um)+zi)>= 0 && x(p_max(um)+zj)<0
            MAXnP=[MAXnP p_max(um)+zi];
            em=1;
        end
        if p_max(um)+zj>=delka-d/2
            break
        end
        zi=zi+1;
        zj=zj+1;
    end
    zi=0;
    zj=1;
    em=[];
    while isempty(em)==1
        if p_max(um)-zj<=0
            break
        end
        if x(p_max(um)-zi)>= 0 && x(p_max(um)-zj)<0
            MAXnL=[MAXnL p_max(um)-zi];
            em=1;
        end
        zi=zi+1;
        zj=zj+1;
    end
end
%% Zjištění nadprahových hodnot a nalezení minima
mm=d/2+10;

while mm~=delka
    if x(mm)<prah_min
        m_nad=mm;
        while x(m_nad)<prah_min
            pom_usek=[pom_usek x(m_nad)];
            m_nad=m_nad+1;
            if m_nad>delka-d/2
                return
            end
        end
        mp=m_nad;
        [hmin,pmin]=min(pom_usek);
        p_min=[p_min mm+pmin-1];
        h_min=[h_min hmin];
        if length(p_min)>=2
            if p_min(end)-p_min(end-1)<=100
                if h_min(end)<h_min(end-1)
                    h_min=[ h_min(1:end-2) h_min(end)];
                    p_min=[ p_min(1:end-2) p_min(end)];
                else
                    h_min=[ h_min(1:end-1)];
                end
            end
        end
    end
end

```

```

        p_min=[ p_min(1:end-1)];
    end
    end
end
mm=m_nad+1;
pom_usek=[];
else
    mm=mm+1;
end
if mm>(delka-d)
    break
end
end
end

%% Nalezení průchodů nulou
for un=1:length(p_min)
    zi=0;
    zj=1;
    em=[];
    while isempty(em)==1
        if x(p_min(un)+zi)<= 0 && x(p_min(un)+zj)>0
            MINnP=[MINnP p_min(un)+zj];
            em=1;
        end
        zi=zi+1;
        zj=zj+1;
        if p_min(end)+zj>=delka-d
            em=1;
        end
    end
    zi=0;
    zj=1;
    em=[];
    while isempty(em)==1
        if p_min(un)-zj<=0
            break
        end
        if x(p_min(un)-zi)<= 0 && x(p_min(un)-zj)>0
            MINnL=[MINnL p_min(un)-zj];
            em=1;
        end
        zi=zi+1;
        zj=zj+1;
    end
end

end

%% Zjištění polohy R vlny a uložení pozic do výsledného vektoru
QRSnL=[];
QRSnP=[];
if isnumeric(MINnP)
    for i=1:length(MINnP)
        rml=abs(MAXnL-MINnP(i));
        kde=[];
        kde=find(rml<=50);
        if isnumeric(kde)
            QRSnL=[QRSnL MAXnL(kde)];
        end
    end
end
end
if isnumeric(MINnL)
    for i=1:length(MINnL)
        rm2=abs(MAXnP-MINnL(i));

```

```

        kde=[];
        kde=find(rm2<=50);
        if isempty(kde)==0
            QRSnP=[QRSnP MAXnP(kde)];
        end
    end
end
dd=[];
QRS_det=[QRSnP QRSnL];
QRS_det=sort(QRS_det);
dQRS=diff(QRS_det);
dd=find(dQRS<=65);
if isempty(dd)==1
    pozice=QRS_det;
else
    pomQ=[];
    pd=length(QRS_det);
    for a=1:length(QRS_det)
        if find(a==dd)
            pomQ=[pomQ mean(QRS_det(a),QRS_det(a+1))];
            pd=a+1;
        elseif a==pd
            else
                pomQ=[pomQ QRS_det(a)];
            end
        end
    end
    pozice=pomQ;
end
end
end

```