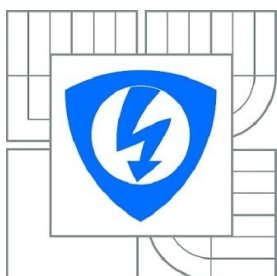


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

DETEKTOR QRS KOMPLEXŮ VYUŽÍVAJÍCÍ VLNKOVOU TRANSFORMACI

WAVELET TRANSFORM-BASED QRS COMPLEX DETECTOR

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

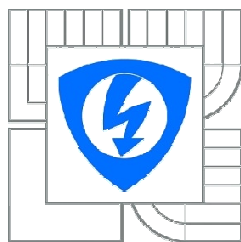
AUTOR PRÁCE
AUTHOR

LENKA NAGYOVÁ

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

Ing. LUKÁŠ SMITAL

BRNO 2012



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav radioelektroniky

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor
Elektronika a sdělovací technika

Studentka: Lenka Nagyová

ID: 109702

Ročník: 3

Akademický rok: 2011/2012

NÁZEV TÉMATU:

Detektor QRS komplexů využívající vlnkovou transformaci

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

BB2E: Seznamte se s vlnkovou transformací a prostudujte možnosti jejího využití pro detekci komplexů QRS v signálech EKG. Seznamte se s různými principy QRS detekce a stručně je popište. V programovém prostředí Matlab realizujte jednoduchý detektor využívající vlnkovou transformaci a ověřte jeho funkčnost.

BBCE: Proveďte testování použitelnosti parametrů detekce (banka filtrů, stupeň rozkladu). Spolehlivost navržených algoritmů ověřte na reálných signálech z CSE (MIT-BIH) databáze. Statisticky zhodnoťte a porovnejte s výsledky jiných autorů.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] KOZUMPLÍK, J. Multitaktní systémy. Elektronické skriptum. Brno: FEKT VUT v Brně, 2005.

[2] KADAMBE, S., MURRAY, R., BOUDREAUX-BARTELS, G.F. Wavelet transform-based QRS complex detektor. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1999, vol. 46, no. 7, p. 838-848.

Termín zadání: 6.2.2012

Termín odevzdání: 25.5.2012

Vedoucí práce: Ing. Lukáš Smital

prof. Dr. Ing. Zbyněk Raida
Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor semestrální práce nesmí při vytváření semestrální 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.

ABSTRAKT

Tato práce má za cíl řešit problematiku EKG signálu, resp. komplexu QRS a jeho detekce. Pro pochopení činnosti srdce a vzniku EKG křivky je nezbytné popsat anatomii srdce a všechny děje, které na srdci probíhají. Další část práce se věnuje možnostem detekce QRS komplexu. Největší pozornost je věnována vlnkové transformaci, která bude při realizaci detektoru využita. Tento projekt přibližuje problematiku sestrojení detektoru, možnosti nastavení, využití transformace v Matlabu. Na závěr jsou zhodnoceny výsledky, kterých bylo dosaženo.

KLÍČOVÁ SLOVA

EKG signál, QRS komplex, detekce QRS, detektor, vlnková transformace, ortogonální filtry

ABSTRACT

This work aims to solve problems of ECG signal, or QRS complex and its detection. For understanding the activity of the heart and ECG it is necessary to describe the anatomy of the heart and all processes that are at the heart. Next part of the work is dedicated to the detection of the QRS complex. The greatest attention has the wavelet transform, which will be used in the implementation of the detector. This paper focuses on the following issues: the construction of the detector, options, use of the transform in Matlab. In the end, the results of this work, are evaluated.

KEYWORDS

ECG signal, QRS complex, QRS detection, detector, wavelet transform, orthogonal filters

NAGYOVÁ, L. Detektor QRS komplexů využívající vlnkovou transformaci. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav biomedicínského inženýrství, 2012. 42 s., 12 s. příloh. Bakalářská práce. Vedoucí práce: Ing. Lukáš Smital.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou semestrální práci na téma Detektor QRS komplexů využívající vlnkovou transformaci jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího semestrální 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 semestrální práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této semestrální práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědoma následků porušení ustanovení § 11 a následujících zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

PODĚKOVÁNÍ

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

V Brně dne

.....

(podpis autora)

OBSAH

Obsah	6
Seznam obrázků	8
Seznam tabulek	9
1 Úvod	10
2 EKG	11
2.1 Anatomie srdce.....	11
2.2 Popis a vznik EKG křivky	12
2.3 Měření EKG.....	13
2.3.1 Hrudní elektrody.....	13
2.3.2 Končetinové elektrody.....	13
2.3.3 Artefakty měření.....	14
2.4 Rozměření EKG křivky	14
3 Metody detekce QRS komplexu	16
3.1 Umocnění filtrovaného signálu.....	16
3.2 Detekce pomocí obálky filtrovaného signálu	16
3.3 Detekce přizpůsobenou filtrací	17
3.4 Rozklad signálu bankou filtrů	18
4 Vlnková transformace	19
4.1 Vlnková transformace spojitého signálu	19
4.1.1 Diskrétní vlnková transformace	19
4.2 Dyadická vlnková transformace s diskretním časem (DTWT).....	20
4.2.1 Inverzní transformace (IDTWT)	22
4.3 Komplexní dyadická vlnková transformace (DTCWT).....	24
4.4 Redundantní DTWT	24
5 Realizace detektoru QRS vlnkovou transformací	26
5.1 Realizace vlnkové transformace	26
5.2 Volba filtru.....	26
5.3 Volba úrovně rozkladu	28
5.4 Metodika prahování.....	30
5.5 Vyhledávání maxim	31
5.6 Porovnávání výstupů	32

6	testování účinnosti navrženého detektoru	33
6.1	Testování typu filtrů	33
6.1.1	Filtr Haar.....	33
6.1.2	Filtr Daubechies db2.....	34
6.1.3	Filtr Daubechies db3.....	35
6.1.4	Filtr biortogonální bior2.2.....	35
6.1.5	Filtr Coiflets coif1	36
6.2	Výběr nejvhodnějšího filtru na základě měření	36
7	Závěr	40
	Literatura	41
	Seznam symbolů a zkratk	42
	Seznam příloh	43
A	Návrh vlnkové transformace pro detekci QRS v programu matlab	44
A.1	Zdrojový kód základního programu QRS detektoru	44
A.2	Zdrojový kód pomocného programu pro prahování	53
A.3	Zdrojový kód pomocného programu pro hledání prahu.....	54

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1: Anatomie srdce.....	11
Obr. 2: Převodní systém srdeční. SA-sinoatriální uzel; AV-atrioventrikulární uzel HS-Hisův svazek; PR-Pravé Tawarovo raménko [3].	12
Obr. 3: EKG křivka nasnímaná z pacienta, svod II.....	13
Obr. 4: Výsledné detekované QRS komplexy metodou umocnění filtrovaného signálu [6]. ..	16
Obr. 5: Signál po aplikaci obálky filtrovaného signálu [6].....	17
Obr. 6: Proces aplikace přizpůsobeného filtru. Nahoře je původní signál, uprostřed je tentýž signál doplněn šumem a dole je vyfiltrován přizpůsobeným filtrem [8].....	17
Obr. 7: Rozklad signálu bankou filtrů na jednotlivé bloky [6].	18
Obr. 8: Realizace třístupňové transformace. Bloky se symbolem $\downarrow 2^m$ zabezpečují podvzorkování [10].	21
Obr. 9: Frekvenční charakteristiky filtrů odvozených z ideální dolní a horní propusti [10].	21
Obr. 10: Realizace třístupňové transformace pomocí zrcadlových filtrů [10].....	22
Obr. 11: Realizace rychlé dyadické DTWT pomocí zrcadlových filtrů [10].	22
Obr. 12: Blokové schéma inverzní transformace třístupňové DTWT [10].	23
Obr. 13: Dvoukanálová banka rozkladových a rekonstrukčních filtrů [10].	23
Obr. 14: Dvoustupňová redundantní DTWT [10].	24
Obr. 15: Blokové schéma navrženého detektoru.	26
Obr. 16: Tvary vlněk některých ortogonálních filtrů.	27
Obr. 17: Původní signál a první 3 pásma pro filtr db2 (vertikálně: U[μ V], horizontálně: indexy vzorků).....	28
Obr. 18: Další pásma 4 až 7 pro db2 (vertikálně: U[μ V], horizontálně: indexy vzorků).....	29
Obr. 19: Pěti-úrovňový rozklad filtrem db2 – původní signál a pásma 1 až 3 (vertikálně: U[μ V], horizontálně: indexy vzorků).....	29
Obr. 20: Pěti-úrovňový rozklad db2 – pásmo 4 až 6 (vertikálně: U[μ V], horizontálně: indexy vzorků).....	30
Obr. 21: Pevně nastavený práh pro 4.pásmo pěti-úrovňového rozkladu filtru db2.	30
Obr. 22: 3.pásmo pěti-stupňového rozkladu filtrem db2: prahování odpočítáním 1000 vzorků a nastavením pevného prahu podle maxima v daném intervalu (60% maxima) ...	31
Obr. 23: Realizovaná detekce filtrem Haar, použitý signál: MO1_001_12.	34
Obr. 24: Nahoře detektor s filtrem Haar, dole tentýž s filtrem Daubechies db2.	37
Obr. 25: Nahoře EKG signál po s detekcí pomocí transformace s filtrem db3, dole realizace s filtrem biortogonálním bior2.2.	38
Obr. 26: Poslední realizace filtrem typu Coiflets (coif1).	39

SEZNAM TABULEK

Tab. 1: Normálové hodnoty EKG křivky	15
Tab. 2: Typy filtrů v programu Matlab.....	27
Tab. 3: Nastavení hodnot P jednotlivým pásmům pro filtr Haar	34
Tab. 4: Zhodnocení detektoru realizovaného filtrem Haar (db1)	34
Tab. 5: Hodnoty P pro jednotlivá pásma u filtru db2.....	35
Tab. 6: Výstup z detektoru realizovaného pomocí filtru Daubechies db2	35
Tab. 7 Parametry dosažené u filtru Daubechies db3	35
Tab. 8: Sjednocené naměřené parametry filtru bior2.2	35
Tab. 9: Výsledky dosažené filtrem coif1	36
Tab. 10: Srovnání všech pěti různých filtrů při vyhodnocování 1037 QRS komplexů	36

1 ÚVOD

Lékaři se už dlouho zabývají fungováním lidského těla, které je zajištěno srdcem. U zdravého člověka vydrží pracovat po několik desetiletí, ale objevuje se široké spektrum různých chorob a poruch srdečních, které vědu o srdci pohánějí stále kupředu. Právě touha po zkoumání srdce a jeho aktivity, vedla ke vzniku elektrokardiogramu – v roce 1902 jej sestavil profesor fyziologie Willem Einthoven, který za svůj přínos lékařské vědě získal v roce 1924 Nobelovu cenu. Dokázal strunovým galvanometrem změřit rozdíl napětí mezi elektrodami na pravé a levé ruce. A tak jej v roce 1906 zavedl jako metodu měření aktivity srdeční, když zjistil, že ne každé srdce funguje stejně.

Od této doby proces měření a klasifikace srdeční křivky dostal velkých změn. V druhé polovině 20. století přišel Norman J. Holter s novým přístrojem, který dokázal signál zapsat na magnetický pásek. A tak přišly snahy o miniaturizaci přístroje, které přetrvávají dodnes. Pro zběžné zjištění srdečních anomálií dostačuje šablona, pomocí které lékař vidí, zda srdce funguje v základním měřítku správně či nikoliv. Stačí ji pouze přiložit k již nasnímanému a vytištěnému EKG. Jenže to pro detailnější zkoumání již nestačí. Každý člověk je jiný, každý člověk má jiný průběh EKG křivky a tak jsou vyvíjeny automatizované procesy mající za cíl přesnější detekci srdeční aktivity. Velká pozornost je věnována i komplexu QRS.

Tento semestrální projekt se zabývá právě možnostmi detekce QRS komplexu. Nejprve je zmíněna anatomie srdce, poté je popsán vznik EKG křivky, její úseky a normálové hodnoty. V další části jsou již zmíněny různé způsoby detekce a pro tuto práci nejzásadnější vlnková transformace. Na základě dosažených znalostí je v programu MATLAB sestaven jednoduchý detektor QRS komplexů, který byl otestován na EKG signálu z databáze Physionet.

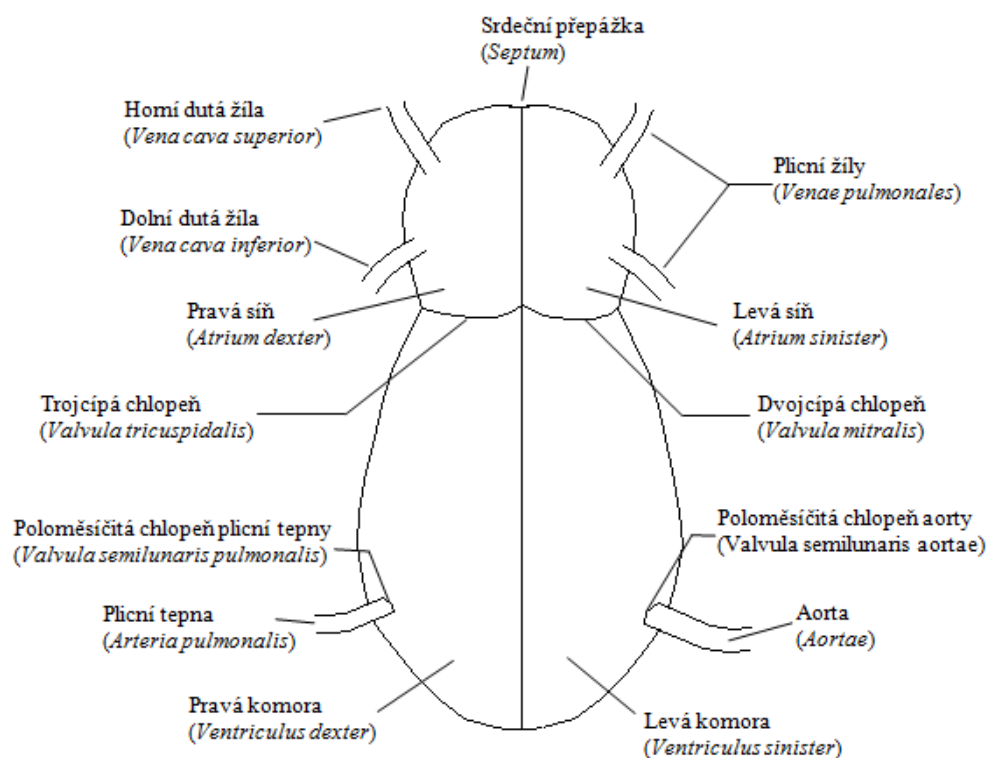
2 EKG

2.1 Anatomie srdce

Nejprve je nutné se na srdce podívat z hlediska anatomie (viz. obr. 1). Srdce se skládá z několika vrstev. Endokard je vnitřní výstelka srdce, myokard je samotná příčně pruhovaná svalovina, epikard je vrchní vrstva svalstva a perikard je kožovitý obal, ve kterém je srdce uloženo. Srdce je rozděleno na čtyři různě velké části: pravou a levou komoru a pravou a levou síň, přičemž pravou stranu od levé odděluje srdeční přepážka. Levá část je vždy výrazně větší než pravá, protože zajišťuje přes aortu tok krve do celého těla (velký krevní oběh). Pravá část pumpuje krev do plic, kde se okysličuje (malý krevní oběh).

V srdci jsou chlopně, které zabraňují zpětnému toku krve a to jak mezi komorami a síněmi (cípáté chlopně), tak i mezi tepnami vedoucími krev ze srdce (poloměsíčité chlopně).

Činnost srdce je zajištěna střídáním dvou stavů – systoly a diastoly. Během systoly se srdce stahuje a během diastoly uvolňuje. Systola má dvě fáze: napínací, kdy se svalovina srdeční roztahuje a zvyšuje tlak proto, aby ve druhé fázi vypuzovací mohla co největší silou vypumpovat krev do krevního oběhu. Následuje diastola s fází relaxační a plnění, kdy se srdce uvolňuje a odpočívá, aby se mohlo opět naplnit krví. Pokud je na síních diastola, na komorách musí probíhat systola. Z uvedeného je zřejmé, že srdce funguje vlastně jako mechanická krevní pumpa.



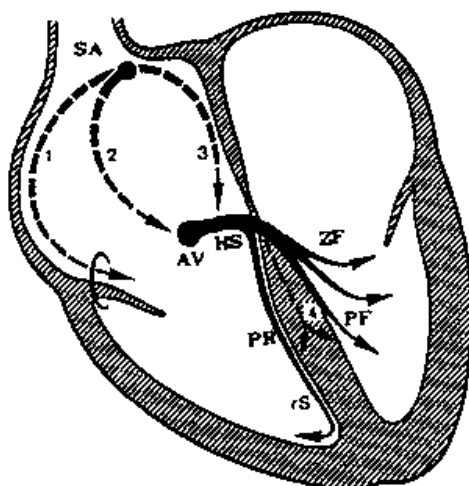
Obr. 1: Anatomie srdce.

2.2 Popis a vznik EKG křivky

Nyní je možno přistoupit k srdci z elektrického hlediska. Jednotlivé fáze srdce snímáme jako EKG křivku skládající se z vln a kmitů o určité amplitudě a čase. Změny, které snímáme, jsou způsobeny vznikem a šířením akčního potenciálu.

Klíčová pro celé EKG je otázka polarizování vláken srdeční svaloviny. Polarizace představuje v podstatě výchozí stav, kdy je povrch buňky srdeční nabit kladně. Během depolarizace dochází k postupné změně potenciálu na 20 až 30 mV. Svalová buňka se stáhne, otevře se sodíkový a vápníkový kanál a jejich ionty proudí dovnitř buňky. Tento stav přetrvává delší dobu (tzv. fáze plató), následně se otevře draslíkový kanál a ionty difundují ven. Současně s tím se snižuje propustnost sodíkového a vápníkového kanálu a dochází tím k repolarizaci buňky, čímž se dostane její potenciál na původní hodnotu. Celý proces trvá 200 – 400 ms.

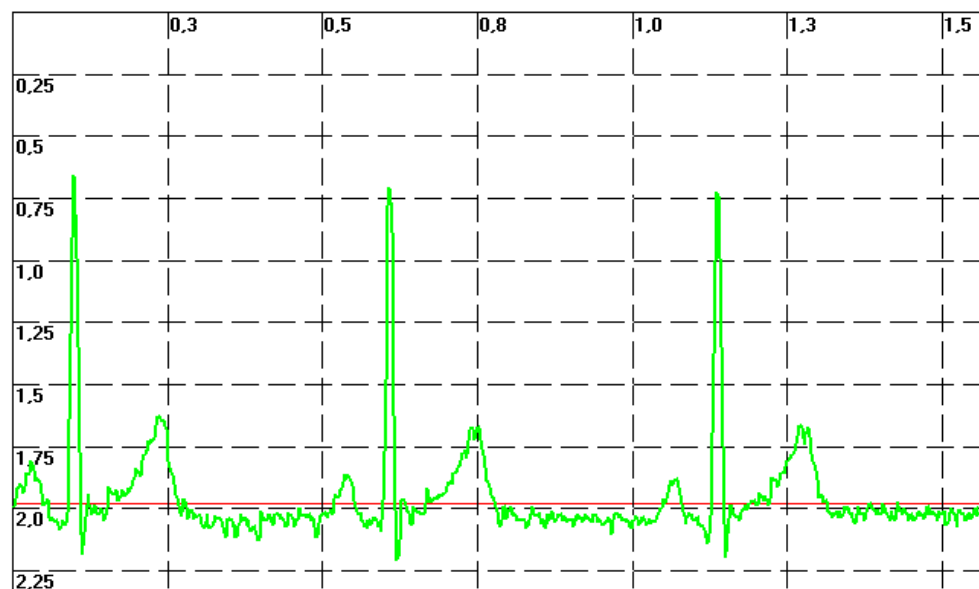
Důležitou úlohu při vzniku a šíření akčního potenciálu na srdci má tzv. převodní systém srdeční (viz. obr. 2). Je tvořen sinoatriálním uzlem (SA), umístěným ve vrchní části pravé síně. Jsou zde buňky schopné vytvářet vzruchy, určuje tedy srdeční frekvenci. Jeho činnost řídí autonomní nervová soustava. Dalším článkem systému je atrioventrikulární uzel (AV) ležící na rozhraní síní a komor. Zde dochází ke zpomalení depolarizační vlny. Na AV uzel navazuje Hisův svazek (HS) a vedené vzruchy se zde ještě více zpomalí, navíc je zajištěno, aby vzruchy procházely pouze touto cestou (okolní vazivo působí jako bariéra), je totiž nutné převést depolarizační vlnu ze síní na komory. Proto se Hisův svazek dále dělí na pravé a levé Tawarovo raménko, která přechází do Purkyňových vláken zajišťujících šíření vzruchů do komor.



Obr. 2: Převodní systém srdeční. SA-sinoatriální uzel; AV-atrioventrikulární uzel HS-Hisův svazek; PR-Pravé Tawarovo raménko [3].

Totéž se dá nastínit z pohledu vzniku EKG křivky (viz. obr. 3). Samotné podráždění vzniká v SA uzlu a je vedeno napříč svalovinou směrem dovnitř, čímž se síně depolarizují, na EKG představuje tento proces vlnu P. Podráždění se dostává až do AV uzlu. Dále postupuje do Hisova svazku, kde je vedení nejpomalejší, což se projeví jako pokles na nulovou linii po

vlně P. Následně začne probíhat rychlá depolarizace komor, podráždění se šíří směrem ven a to značí komplex QRS. Depolarizace komor je natolik výrazný jev, že současně probíhající repolarizace síní se do EKG křivky nepromítne. Po depolarizaci komor se stav buňky navrácí k původní hodnotě - nastává tedy repolarizace komor - vlna T. Po vlně T může a nemusí následovat vlna U, jejíž výskyt nebyl zcela objasněn. Soudí se, že se častěji objevuje u silnějších jedinců a pravděpodobně jde o repolarizaci komor.



Obr. 3: EKG křivka nasnímaná z pacienta, svod II.

2.3 Měření EKG

Pro měření je možno použít 8mi-svodový systém, v dnešní době je ale nejrozšířenější 12ti-svodový systém měření, přičemž se používá 10 elektrod. Jedná se o nejpřesnější snímací metodu. Je možné velmi dobře diagnostikovat a sledovat srdce a jeho případné anomálie. Elektrody se dělí na končetinové a hrudní.

2.3.1 Hrudní elektrody

Hrudní elektrody jsou unipolární a je jich celkem šest. První elektroda V_1 je umísťována nalevo od *sterna* (hrudní kost). Elektrody V_2 až V_6 jsou umístěny napravo od *sterna* kolem prsu. Ideální rozmístění je mezi žebry, protože kosti mají špatnou příčnou vodivost, takže může vzniknout určité zkreslení (které může vzniknout i vlivem silnější tukové tkáně). U tohoto typu svodů je využita i tzv. Wilsonova svorka, což je místo s nulovým potenciálem.

2.3.2 Končetinové elektrody

Samotné končetinové elektrody jsou tři: pravá ruka, levá ruka a levá noha, na pravou nohu dáváme zemnicí svorku. Na rukou jsou elektrody umísťovány na zápěstí a na nohou do oblasti nad kotníkem. U končetinových elektrod se rozlišují Einthovenovy a Goldbergerovy svody.

Einthovenovy svody jsou bipolární a značí se I, II, III. Napětí je měřeno mezi dvojicí

elektrod. Goldbergerovy svody jsou unipolární, značí se aVR, aVL, aVF a odlišují se od Einthovenových použitím referenční svorky, to znamená, že měření probíhá vůči místu s nenulovým potenciálem (jsou použity odpory $5k\Omega$), napětí na svodech je tedy zvýšené.

2.3.3 Artefakty měření

S měřením souvisí i možné artefakty, které mohou následné rozměření EKG křivky ztížit.

Rušení elektrovodnou sítí:

Jedná se o rušivou složku s kmitočtem 50Hz, je nutno pokusit se ji eliminovat již na vstupech EKG (vstup tvoří diferenční operační zesilovač), také se používá filtr typu pásmová zádrž – hrozí nebezpečí, že se odfiltruje i část nasnímaného signálu, protože spektrum EKG se pohybuje od 0,5-200Hz. Projeví se ve všech svodech např. změnou křivky či jejím úplným vymizením.

Kolísání nulové linie:

Vzniká při nekvalitním připojení elektrod na pacienta (zvýší se přechodový odpor mezi elektrodou a kůží pacienta – je možná eliminace použitím kontaktních gelů pro EKG, jemným obroušením kůže nebo odstraněním ochlupení) anebo při pohybu během doby měření (je třeba zajistit klid pacienta). Rušivě se projevuje i kapacita přívodních kabelů, je tedy vhodné je co nejvíce zkrátit a zaplést. Křivka vymizí v závislosti na tom, jakou elektrodu odpojíme.

Rušení myopotenciály:

Jsou to elektrické projevy tkání, které vznikají v důsledku elektrické aktivity svalů a projevují se v kmitočtové oblasti kolem 50Hz. Jejich eliminace se provádí zajištěním klidu pacienta na lůžku při měření klidového EKG. Při měření zátěžového EKG se umísťují vhodně elektrody, používá se filtr typu horní propust a softwarově se zprůměruje několik vzorků, čímž se dosáhne potlačení šumu. Díky tomu, že jde o pohyb konkrétních svalů, projeví se toto rušení změnou křivek pouze u některých svodů.

VF rušení:

Vzniká působením okolních vysokofrekvenčních zdrojů a zdrojů elektromagnetického záření. Projeví se ve všech svodech např. změnou křivky či jejím úplným vymizením, protože působí na celé lidské tělo.

2.4 Rozměření EKG křivky

Po zaznamenání EKG křivky se provádí její rozměření kvůli stanovení anomálií srdce, jako např. blokády některé části převodního systému srdečního, poruchy srdečního rytmu, extrasystoly a další. Následující tab. 1 ukazuje jednotlivé části EKG křivky s jejich normálovými hodnotami.

Tab. 1: Normálové hodnoty EKG křivky

Část EKG	Čas [ms]	Amplituda [mV]
Vlna P	60 – 110	0 – 0,3
Interval PQ	12 – 20	0 – 0,2
Kmit Q	do 30	0 – 0,25% R vlny
Kmit R	do 100	i víc než 1
Kmit S	do 60	0 – 0,3
Komplex QRS	50 – 110	i víc než 1
Úsek ST	50 – 110	0 – 0,3
Interval QT	240 – 460	0 – 0,3
Vlna T	100 – 250	do 0,8
Vlna U	-	-

3 METODY DETEKCE QRS KOMPLEXU

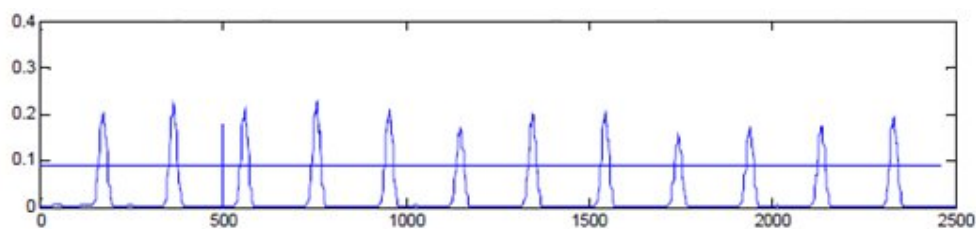
QRS komplex je nejvýraznější částí EKG křivky. Jeho detekce je z lékařského hlediska velmi důležitá, má tedy smysl se jí zabývat v širším měřítku. Je tak možno zjistit tepovou frekvenci pacienta nebo srdeční anomálie jakou je například fibrilace komor.

Velmi důležité pro detekci je vhodné předzpracování signálu tak, aby byl signál nachystán pro samotné zjišťování přítomnosti QRS komplexu. Je tedy nezbytné u signálu potlačit všechny nepotřebné části EKG křivky a pokud možno eliminovat jakékoliv rušení. U všech popisovaných metod je důležitá rovněž vhodná vzorkovací frekvence.

Pro detekci QRS komplexu se využívá několik principů, které budou podrobněji popsány. Jedná se o umocnění filtrovaného signálu, detekci pomocí obálky filtrovaného signálu, přizpůsobenou filtraci, rozklad signálu bankou filtrů a pro tuto práci nejdůležitější vlnkovou transformaci.

3.1 Umocnění filtrovaného signálu

Nejjednodušší detektor lze realizovat pomocí pásmové propusti tak, aby byly potlačeny všechny části EKG křivky, kromě frekvencí mezi 10 a 25 Hz – v tomto rozmezí se nachází špička QRS komplexu. Poté je vhodné signál umocnit a filtrovat dolní propustí s mezní frekvencí 20 Hz a to proto, že po umocnění signálu se objeví výchylky mající negativní vliv na správnou detekci. Pomocí FIR filtru se dají výsledné QRS komplexy ještě vyhladit a již stačí zvolit vhodnou prahovací úroveň pro samotnou detekci (viz obr. 4). Největší problémy při detekci mohou nastat, pokud se jedná o zátěžové EKG, kde se projevují myopotenciály.



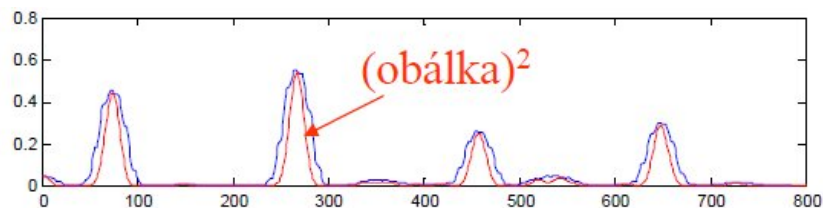
Obr. 4: Výsledné detekované QRS komplexy metodou umocnění filtrovaného signálu [6].

3.2 Detekce pomocí obálky filtrovaného signálu

Tato metoda se od předchozí popsané v mnoha ohledech neliší až na jeden podstatný rozdíl – je nutné vytvořit obálku signálu. Je možno si ji představit jako modul analytického signálu a lze ji vypočítat buď v časové, nebo frekvenční oblasti. Pro výpočet ve frekvenční oblasti postupujeme následovně: Vypočítáme nejprve diskrétní Fourierovu transformaci (DFT) a získáme tak spektrum signálu, který chceme filtrovat. Následně je vynulována polovina tohoto spektra. Výsledkem výpočtu inverzní diskrétní Fourierovy transformace (IDFT) je dosaženo analytického signálu a jeho absolutní hodnota tvoří právě obálku signálu.

Pro získání obálky v časové oblasti je nutno postupovat přes návrh analytického filtru. Zde je původní filtrovaný reálný signál převeden Hilbertovým transformátorem na signál komplexní. A zde je opět potřeba vypočítat absolutní hodnotu tohoto komplexního signálu, aby bylo možno vytvořit obálku filtrovaného signálu [6].

Na původní EKG signál po filtraci pásmovou propustí (opět s mezní frekvencí 20 Hz), je aplikována vytvořená obálka. Další postup už je totožný jako při použití metody umocnění filtrovaného signálu. Signál je umocněn, může být ještě vyhlazen FIR filtrem a po zvolení vhodného prahu jsou QRS komplexy detekovány (viz. obr. 5).



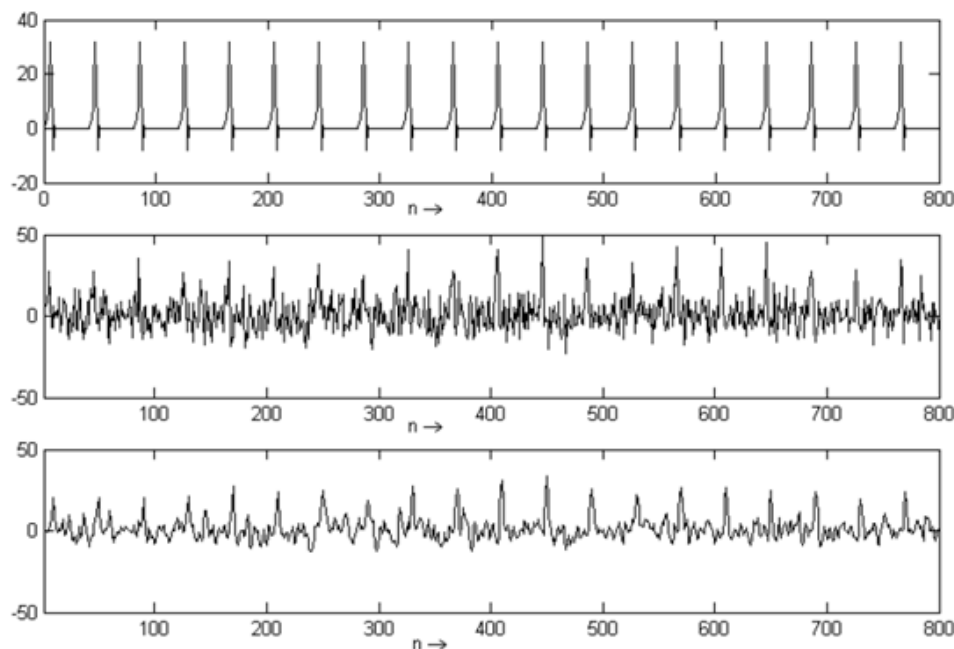
Obr. 5: Signál po aplikaci obálky filtrovaného signálu [6].

3.3 Detekce přizpůsobenou filtrací

Použití této metody je velmi vhodné, pokud jsou v EKG signálu nepravidelné impulsy či je signál zašuměný. Využívá se přizpůsobeného filtru (viz. obr. 6), který má impulsní charakteristiku $h(n)$ vytvořenou časovou reverzí impulsu $x(n)$ známého tvaru [8]:

$$h(n) = x(-n) \quad (3.1)$$

Signál se opět nejprve filtruje pásmovou propustí s pásmem 15 – 40 Hz a poté je využit přizpůsobený filtr.

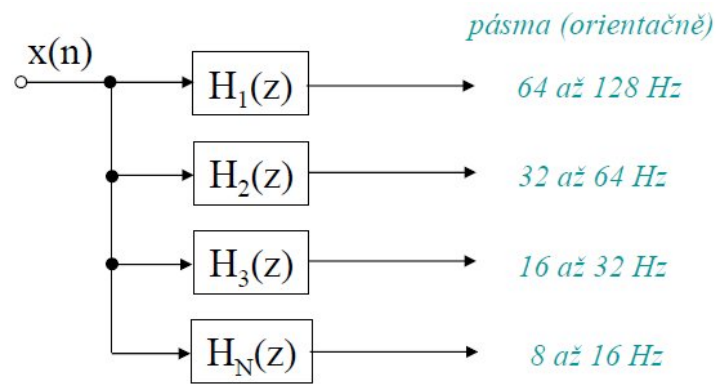


Obr. 6: Proces aplikace přizpůsobeného filtru. Nahoře je původní signál, uprostřed je tentýž signál doplněn šumem a dole je vyfiltrován přizpůsobeným filtrem [8].

3.4 Rozklad signálu bankou filtrů

Zde se využívá banky pásmových propustí. Signál je rozložen na jednotlivé bloky podle určitých pásem, která je možno si zvolit (viz. obr. 7). V každém bloku se od nejvyššího pásma směrem dolů hledají nadprahové hodnoty ve stejných místech ve dvou sousedních pásmech – je tak detekován komplex QRS. Rovněž je v každém bloku odvozena prahovací úroveň. Tento postup lze realizovat například vlnkovou transformací [6].

Vlnkovou transformací lze docílit spolehlivého rozkladu i při zašuměném signálu. Je tedy vhodné ji použít např. i na zátěžové EKG. Její uplatnění je velmi široké, v tomto semestrálním projektu bude ovšem popisován pouze její význam pro lékařský obor v oblasti detekce QRS.



Obr. 7: Rozklad signálu bankou filtrů na jednotlivé bloky [6].

4 VLNKOVÁ TRANSFORMACE

Jak bylo popsáno na konci předchozí kapitoly, vlnková transformace má široké spektrum využití. Je to vlastně časově-frekvenční popis signálu. Lze ji použít pro kompresi jednorozměrných či vícerozměrných signálů nebo pro zvýraznění signálu zarušeného šumem (což se dá s výhodou použít pro účel této práce).

4.1 Vlnková transformace spojitého signálu

Ve vlnkové transformaci se na rozdíl od Fourierovy transformace používá okno, které dokáže v čase ohraničit krátký úsek signálu. U této metody je cílem vhodnou změnou šířky a tvaru okna dosáhnout co nejlepšího poměru rozlišitelnosti v čase a frekvenci. Toto okno se nazývá mateřská vlnka [12].

Vlnková transformace se spojitým časem (CWT - Continuous Wavelet Transform) signálu $x(t)$ je popsána jako:

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

Rovnici můžeme interpretovat jako korelaci signálu $x(t)$ s vlnkami, které jsou odvozeny od obecně komplexní mateřské vlnky $\psi(t)$. Pojmenování vlnky vzniklo proto, že jednotlivé funkce $\psi(t)$ mají nulovou střední hodnotu a tvarem připomínají vlnku. V rovnici se vyskytují ještě další symboly - * značí komplexně sdruženou funkci, parametry a , b popisují výslednou funkci $y(a, b)$ a jsou spojitě proměnné. Parametr a reprezentuje dilataci a parametr b znamená časový posuv [10].

Tento typ vlnkové transformace má určité vlastnosti. Patří mezi ně linearita, invariance v čase a již zmíněná dilatace. Invariance v čase znamená, že pokud dojde k posunu signálu $x(t)$ v čase, úplně stejným způsobem se posunou vlnkové koeficienty v poloze. Tento znak se v případě použití diskrétní vlnkové transformace ztrácí. Dilatace určuje frekvenční spektrum dané vlnky.

4.1.1 Diskrétní vlnková transformace

Diskrétní vlnková transformace (DWT – Discrete Wavelet Transform) je specifickým případem transformace signálu se spojitým časem. Získáme ji, pokud do rovnice (4.1) dosadíme místo parametrů a , b následující: $a = a_0^m$ a $b = a_0^m kT$, kde $a_0 > 1$, $T > 0$ a m , k jsou celočíselné, přičemž m značí kmitočtové měřítko a k měřítko časové. Konstanta T závisí na šířce pásma B mateřské vlnky a určuje hustotu vzorkování koeficientů na časové ose pro jednotlivé kmitočtové úrovně dané indexem m .

Nejčastější je dyadická DWT, pro kterou platí: $a = 2^m$ a $b = 2^m kT$, $m > 0$.

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

Je vidět, že časovou expanzí vlnky na 2^m -krát delší vlnku se bude stlačovat její spektrum na $1/2^m$ -násobek původního spektra [10]. S rostoucím m se krok posunutí zvětšuje. Výsledkem

bude tedy množina koeficientů $y(m,k)$ nerovnoměrně rozložených v časově-frekvenční oblasti. Je možno vytvořit substitucí následující rovnici:

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

Po dosazení:

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

Korelace signálu $x(t)$ s jednotlivými vlnkami může být realizována pomocí konvoluce s funkcemi časově reverzními a dyadická DWT se potom dá realizovat rozkladem signálu bankou lineárních spojitých oktákových filtrů s impulsními charakteristikami $h_m(t)$. Vyjádření dyadické DWT pomocí rovnice je potom následující:

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

Je nutno podotknout, že WT se v praxi realizuje za použití číslicového počítače. I když se tedy mluví o spojitě vlnkové transformaci, ve skutečnosti je vstupní signál i jeho transformace diskrétní.

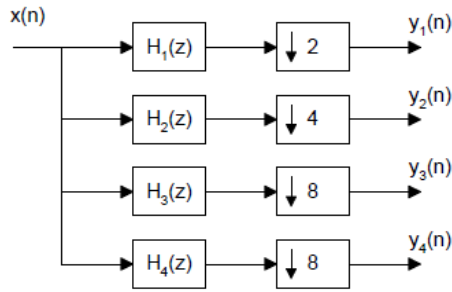
4.2 Dyadická vlnková transformace s diskrétním časem (DTWT)

Dyadická vlnková transformace s diskrétním časem je případem diskrétní vlnkové transformace (DTWT – Discrete Time Wavelet Transform). Je definována diskrétní konvolucí:

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

Kde $h_m(n)$ jsou impulsní charakteristiky diskrétních oktákových filtrů. Vzorkovací frekvence signálu $y_m(n)$ na výstupu m -tého filtru je 2^m -krát nižší než vzorkovací frekvence vstupního signálu $x(n)$. Protože jsou výstupy filtrů podvzorkovány, jak je patrné z rovnice 4.6, je počet koeficientů transformace stejný jako počet vzorků vstupního signálu $x(n)$.

Nyní je nutné ještě zvolit stupeň rozkladu M . Pro názornost je použito $M=3$, jedná se tedy o transformaci s třístupňovým rozkladem (viz. obr. 8).

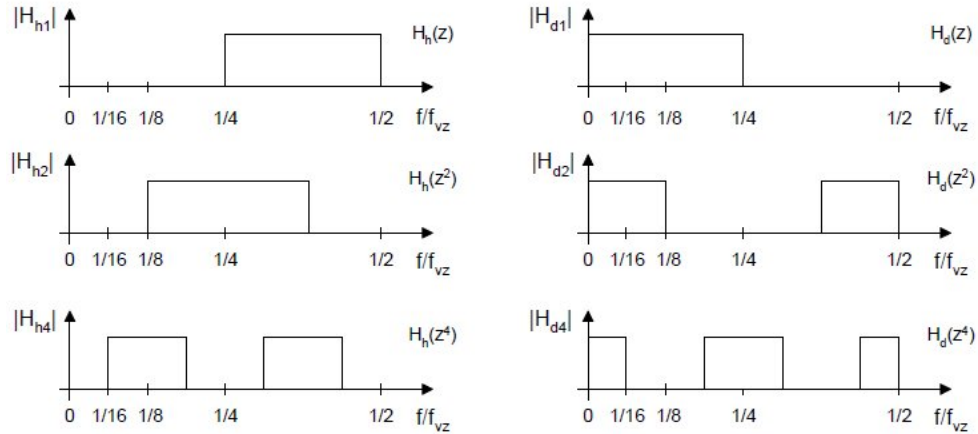


Obr. 8: Realizace třístupňové transformace. Bloky se symbolem $\downarrow 2^m$ zabezpečují podvzorkování [10].

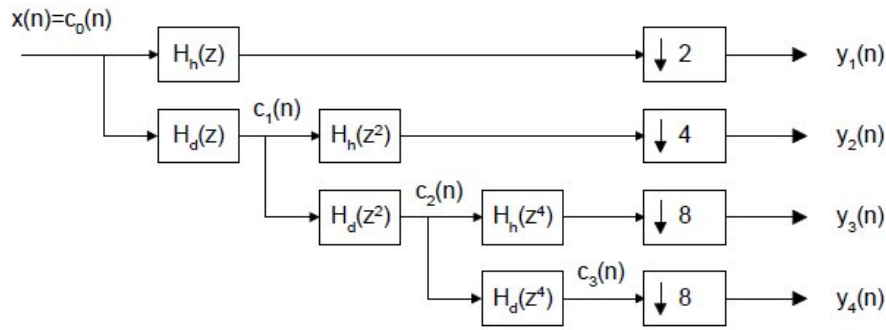
Pro samotnou realizaci diskretní vlnkové transformace je možno využít dvojici zrcadlových filtrů a to ideální dolní propust H_d a ideální horní propust H_h . Následující rovnice popisují jejich modulové charakteristiky, které jsou navzájem symetrické kolem $\omega_{vz}/4 = \pi/2$:

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

Pokud by byla v přenosové funkci $H(z)$ provedena substituce $z \rightarrow z^k$, výsledná funkce $H(z^k)$ bude mít k -krát stlačenou frekvenční charakteristiku. Na obr. 9 jsou naznačeny frekvenční charakteristiky filtrů odvozených z ideálních filtrů – dolní a horní propusti. Blokové schéma z obr. 8 můžeme přepracovat do podoby na obr. 10 – již s použitím zmiňovaných zrcadlových filtrů.

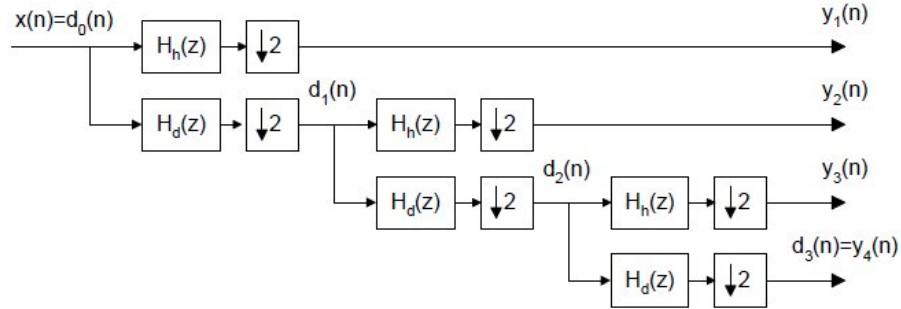


Obr. 9: Frekvenční charakteristiky filtrů odvozených z ideální dolní a horní propusti [10].



Obr. 10: Realizace třístupňové transformace pomocí zrcadlových filtrů [10].

Z výše uvedeného blokového schématu je zřejmé, že každý další filtr je na rozdíl od předchozího podvzorkován s faktorem 2^m . Můžeme tedy podvzorkování realizovat postupně a to tak, že výstup každého filtru v sérii podvzorkujeme rovnou s faktorem 2. Lze tak docílit, aby všechny filtry byly z dvojice zrcadlových filtrů H_d a H_h , jejichž frekvenční charakteristiky podvzorkování s faktorem 2 umožňují. Nové blokové schéma pro tuto realizaci je naznačeno na obr. 11 – vznikne tím rychlá dyadická DTWT.

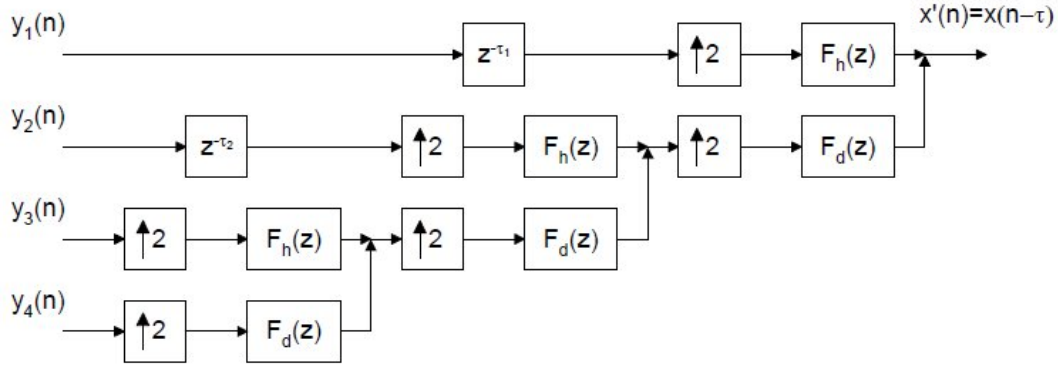


Obr. 11: Realizace rychlé dyadické DTWT pomocí zrcadlových filtrů [10].

Pokud je tedy uvažována dyadická DTWT při M -stupňovém rozkladu, jsou koeficienty $y_m(n)$ nerovnoměrně rozloženy v časově-frekvenční rovině. Díky podvzorkování tak s rostoucím m (směrem k nižším kmitočtům) klesá rozlišovací schopnost koeficientů, ale frekvenční rozlišovací schopnost se zvyšuje.

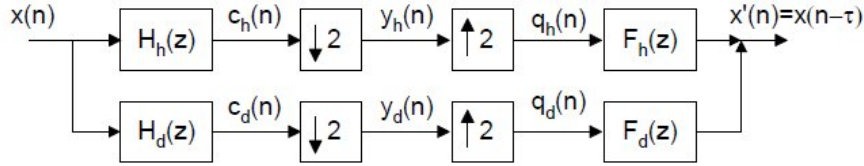
4.2.1 Inverzní transformace (IDTWT)

Pokud je nutno rekonstruovat signál, který byl transformován vlnkovou transformací, využívá se inverzní transformace IDTWT. Je založena na interpolaci podvzorkované posloupnosti. Každý interpolátor je tvořen blokem $\uparrow 2$ realizujícím expanzi, který vkládá nulové vzorky mezi sousední vzorky posloupnosti, a rekonstrukčním filtrem, který je sestaven buď pomocí dolní nebo horní propusti. Tento rekonstrukční filtr přitom musí být vhodně volený vzhledem k volbě původního transformačního filtru. Pokud jsou filtry kauzální, nesmí chybět zpožďovací členy (viz obr. 12).



Obr. 12: Blokové schéma inverzní transformace třístupňové DTWT [10].

Z dosavadních uvedených informací je zřejmé, že základ DTWT tvoří dvoukanálová banka filtrů (viz. obr. 13) – a to jak rozkladových (H_h , H_d), tak rekonstrukčních (F_h , F_d). K získání výstupního signálu totožného se zpožděným vstupním signálem je nutno zjistit podmínky, jaké musí použité filtry splnit. Stanoví se tak podmínky inverzibility transformace.



Obr. 13: Dvoukanálová banka rozkladových a rekonstrukčních filtrů [10].

Podmínky rekonstrukce signálu je žádoucí zjistit pro reálné filtry, takže bude upuštěno od původní představy ideálních filtrů a budou uvažovány filtry s neideální frekvenční charakteristikou, což s sebou nese i negativní vlivy v podobě aliasingu. Podmínky věrné rekonstrukce vstupního signálu, kdy $x'(n) = x(n + \tau)$ jsou:

$$F_d(z)H_d(z) + F_h(z)H_h(z) = 2z^{-\tau} \quad (4.8)$$

$$F_d(z)H_d(-z) + F_h(z)H_h(-z) = 0 \quad (4.9)$$

Kdy τ je fázové zpoždění filtrů $F_d(z)H_d(z)$ a $F_h(z)H_h(z)$. Rovnice (4.9) vede k výběru antialiasingových filtrů:

$$F_d(z) = H_h(-z) \quad a \quad F_h(z) = -H_d(-z) \quad (4.10)$$

nebo

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

Rovnici (4.8) je možno po zavedení antialiasingových filtrů z (4.10) nebo (4.11) upravit na:

$$F_d(z)H_d(z) - F_d(-z)H_d(-z) = P_d(z) - P_d(-z) = 2z^{-\tau} \quad (4.12)$$

Kde $P_d(z)$ a $P_d(-z)$ jsou zrcadlové filtry. Konkrétně $P_d(z)$ je dolní propust a $P_d(-z)$ se dá napsat jednoduše jako $P_h(z)$ neboli horní propust. Pokud bude použita kauzální dolní propust $P_d(z)$ s určitou impulsní charakteristikou, musí mít zrcadlová horní propust $P_h(z)$ opačná znaménka u lichých indexů impulsní charakteristiky. Pokud má být splněna podmínka (4.12), musí být liché vzorky s výjimkou prostředního, nulové, aby po odečtení přenosových funkcí $P_d(z)$ a $P_d(-z)$ zůstal výraz $2z^{-3}$. Má-li být fázové zpoždění obou zrcadlových filtrů konstantní, musí být jejich impulsní charakteristiky symetrické. Filtry, které těmto požadavkům vyhovují, jsou tzv. půlpásmové filtry.

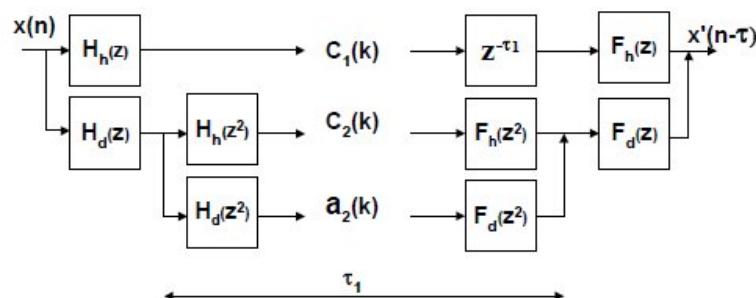
4.3 Komplexní dyadická vlnková transformace (DTCWT)

Mezi komplexní dyadické vlnkové transformace patří ortogonální DTCWT. Komplexní impulsní charakteristiky použitých dolních propustí jsou symetrické a horních propustí antisymetrické. I pro ortogonální DTCWT se dají stanovit podmínky rekonstrukce signálu a následné volby antialiasingových filtrů, které vycházejí z již známých rovnic (4.8) a (4.9):

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

4.4 Redundantní DTWT

Jedná se o variantu transformace, kdy nejsou výstupy filtrů podvzorkovány, jak je patrné z obr. 14. Počet koeficientů narůstá úměrně s počtem pásem, na která je signál rozkládán.



Obr. 14: Dvoustupňová redundantní DTWT [10].

Podmínka pro rozkladové a rekonstrukční filtry pro přesnou rekonstrukci vstupního signálu:

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

Zároveň zůstávají v platnosti rovnice (4.8) a (4.9) a je možno proto psát podmínku pro půlpásmové filtry:

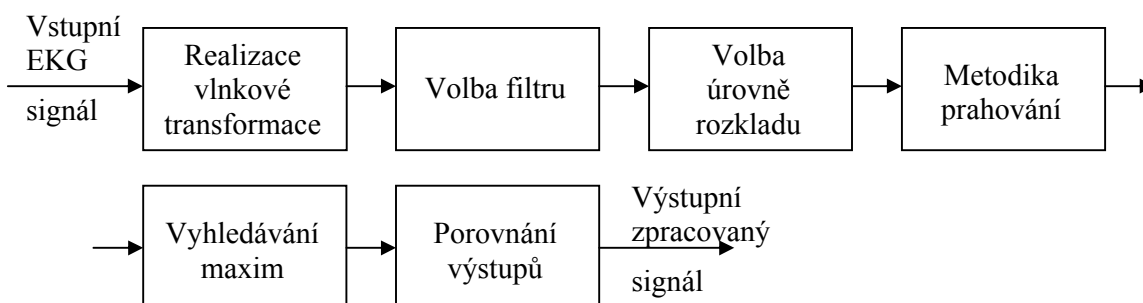
$$P_d(z) - P_h(z) = z^{-\tau} \quad (4.15)$$

Ze všech uvedených podmínek je patrné, že modul přenosu dolních propustí $\omega=0$ (resp. horních propustí na $\omega=\pi$) musí být 1 a nikoliv $2^{1/2}$ jako u DTWT s decimací.

Na rozdíl od DTWT s podvzorkováním koeficientů nezávisí koeficienty redundantní DTWT na posuvu vstupního signálu. Proto bývá redundantní DTWT vhodnější pro filtraci signálů nebo detekci charakteristických útvarů v signálech.

5 REALIZACE DETEKTORU QRS VLNKOVOU TRANSFORMACÍ

Nyní je možno po podrobnějším obeznámení se s vlnkovou transformací přistoupit k samotnému návrhu detektoru. Na základě předchozích znalostí je zřejmé, že nejvhodnějším typem vlnkové transformace pro účely detekce QRS komplexu je redundantní DTWT bez podvzorkování. Detekce ovšem nezávisí pouze na stanovení typu vlnkové transformace, je nutný rovněž vhodný výběr filtru, úrovně rozkladu, prahování. K přiblížení funkce detektoru a průběhu realizace bylo vytvořeno blokové schéma na obr. 15, kterému budou věnovány podrobněji další části této kapitoly.



Obr. 15: Blokové schéma navrženého detektoru.

5.1 Realizace vlnkové transformace

Aby bylo možno testovat možnosti diskrétní vlnkové transformace, které Matlab poskytuje, je nutno ji nejprve realizovat. Není potřeba vlnkovou transformaci složitě definovat, protože veškeré informace o provádění tohoto typu transformace v sobě nese následující příkaz:

```
WTx = swt(X,N, 'wname');
```

kde přes *swt* se vykoná vlnková transformace s následujícími parametry: *X* je vstupní signál, *N* je počet stupňů rozkladu a za položkou *wname* se skrývá použitý filtr z banky filtrů. Výhodou práce v Matlabu je bezesporu především to, že veškeré informace o filtrech jsou již přednastaveny v příslušných knihovnách. Od tvarů vlnek až po impulsové charakteristiky. Značně to zkrátí práci a zdrojový kód programu nebude tolik složitý. Nyní, když už je známa syntaxe a parametry, které je potřeba nastavit, budou dále tyto více rozebrány.

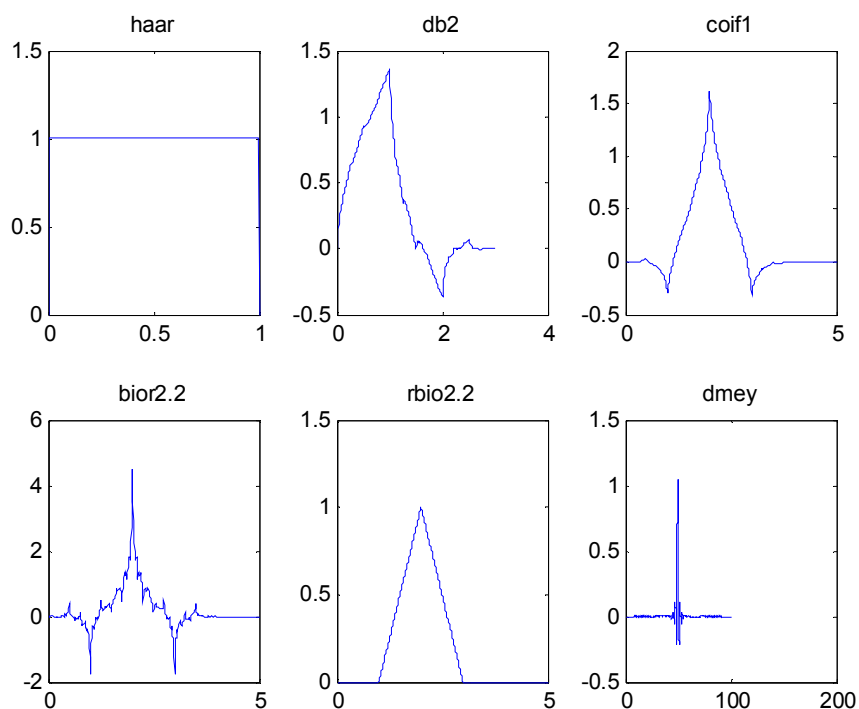
5.2 Volba filtru

Matlab poskytuje na výběr širokou škálu filtrů. V tabulce 2 je jejich přehled. Vybrané typy, které jsou vyznačeny kurzívou, budou dále testovány, aby bylo možno stanovit nejvhodnější filtr pro účely této práce. Prvotním a nejdůležitějším kritériem pro posouzení vhodnosti bylo stanovení ortogonalita nebo biortogonalita filtru – pro DTWT, pomocí které je detektor realizován, jiný než ortogonální či biortogonální filtr použít nelze. Zvláštní případ představuje Meyerův filtr. Ortogonální sice je, ale použít pro rychlou DTWT se nedá, jelikož jej nelze realizovat FIR filtry a proto nemá smysl se jím více zabývat.

Tab. 2: Typy filtrů v programu Matlab

Typ filtru	Zkratka	Biortogonalita
<i>Haar</i>	haar	ano
<i>Daubechies</i>	db	ano
Symlets	sym	ano
<i>Coiflets</i>	coif	ano
<i>Biortogonální</i>	bior	ano
Reversní biortogonální	rbio	ano
Meyer	meyr	ano
Dmeyer	dmey	ano
Gaussian	gaus	ne
Mexican Hat	mexh	ne
Morlet	morl	ne
Complex Gaussian	cgau	ne
Shannon	shan	ne
Frequency B-Spline	fbsp	ne
Complex Morlet	cmor	ne

Důležité je, že díky tomuto požadavku se možnosti zúžily z 15 filtrů na 7. Tvary vybraných vlnek možných filtrů jsou vidět na obrázku 16. Jediný, který zde chybí, je Symlet, jelikož tvar vlnky pro sym2 je totožný s Daubechies db2. Je to dáno konstrukcí obou filtrů, které jsou si velmi podobné. Rozdíl spočívá v podstatě pouze v tom, že u Symletu je větší snaha o symetričnost.



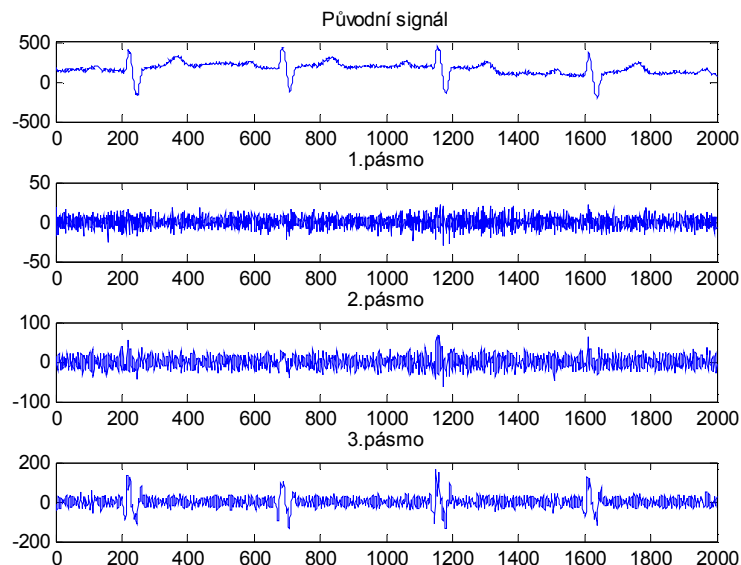
Obr. 16: Tvary vlnek některých ortogonálních filtrů.

To, že každý filtr má svůj specifický tvar vlnky, hraje samozřejmě důležitou roli vzhledem k obsáhlým možnostem, jakým způsobem a pro jaký účel lze vlnkovou transformaci použít. Protože tvar QRS komplexu je dobře znám, je na místě při výběru filtru k tomuto faktu přihlídnout. Vlnka by se svým tvarem měla co nejvíce přiblížit křivce QRS komplexu a neměla by být v zásadě moc složitá. Diskrétní Meyerova vlnka je příliš členitá, reversní biortogonální není zase vhodná svým tvarem. Haarova vlnka (případně Daubechies db1) se průběhem sice neblíží tvaru QRS komplexu, ovšem pro jednoduchý tvar pro porovnání s výsledky dosaženými s ostatními typy filtrů byla ponechána.

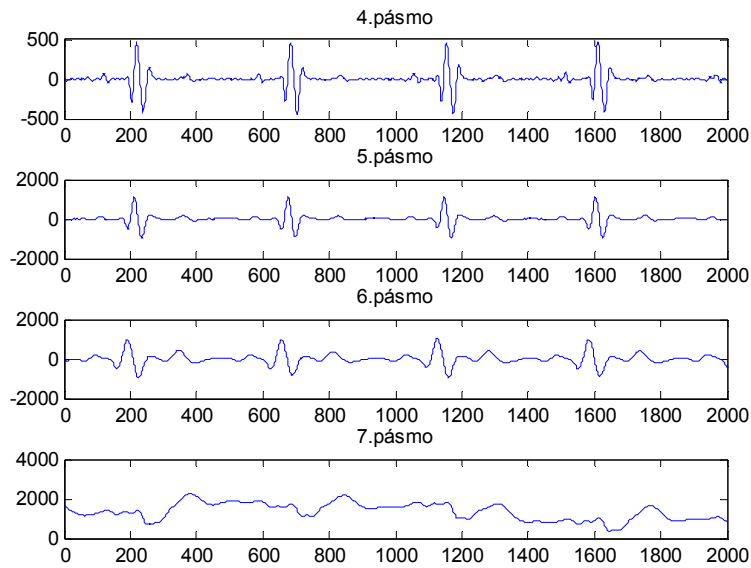
Další výběr byl proveden na základě již učiněných poznatků z dostupné literatury, především [12],[14] a [18]. Je to filtr Daubechies (db2), Coiflets (coif1, coif2), biortogonální (bior2.2) a již zmíněný Haar (db1). Srovnání těchto filtrů pro použití ve vlnkové transformaci bude zmíněno v kapitole 6.

5.3 Volba úrovně rozkladu

Konečná volba byla založena na testování výstupů jednotlivých úrovní pro vybraný filtr (db2). Na obrázku 17 a 18 je vidět, jak vypadá šesti-úrovňový rozklad pro tento typ filtru.

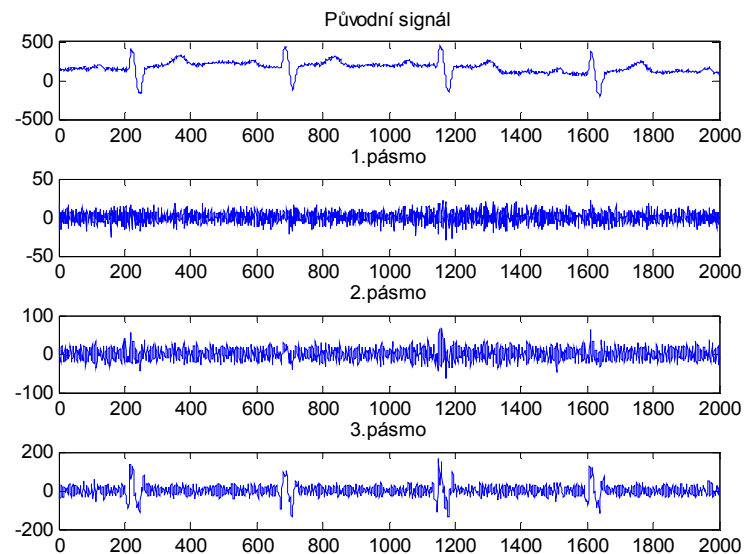


Obr. 17: Původní signál a první 3 pásma pro filtr db2 (vertikálně: $U[\mu V]$, horizontálně: indexy vzorků).

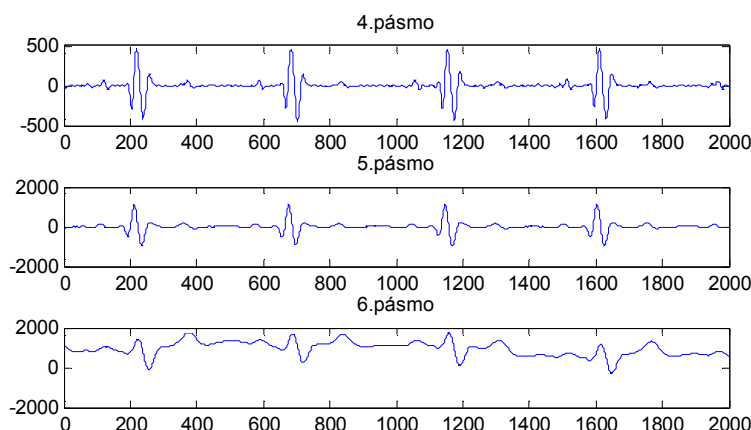


Obr. 18: Další pásma 4 až 7 pro db2 (vertikálně: $U[\mu V]$, horizontálně: indexy vzorků).

Především z obrázku 18 je patrné, že poslední úroveň rozkladu už neobsahuje žádnou relevantní informaci o EKG signálu, která by mohla pomoci v detekci komplexů QRS. Při volbě úrovně rozkladu je tedy naprosto dostačující stupeň 5 (viz obrázek 19 a 20), případně by mohl být použit i stupeň 4. Pro lepší srovnávání více pásem byla ponechána maximální úroveň rozkladu 5.



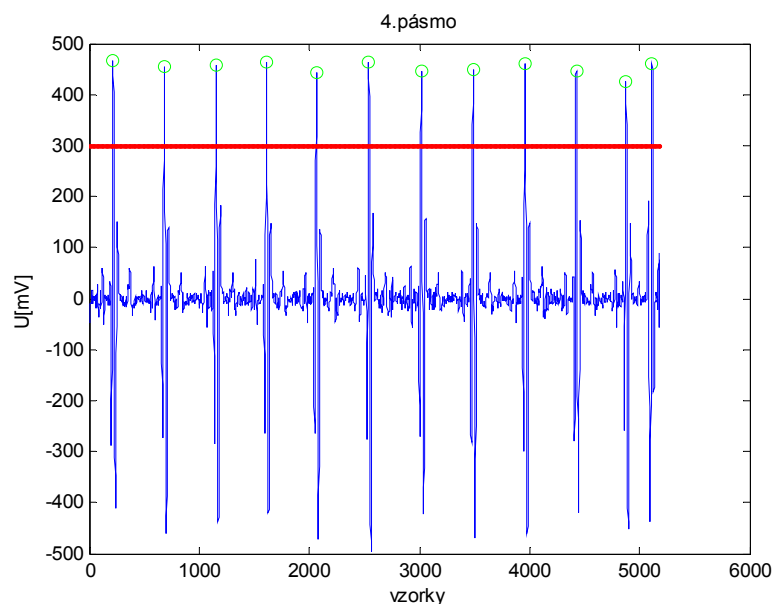
Obr. 19: Pěti-úrovňový rozklad filtrem db2 – původní signál a pásma 1 až 3 (vertikálně: $U[\mu V]$, horizontálně: indexy vzorků).



Obr. 20: Pěti-úrovňový rozklad db2 – pásmo 4 až 6 (vertikálně: $U[\mu V]$, horizontálně: indexy vzorků).

5.4 Metodika prahování

Výběr vhodného prahu tvoří nedílnou součást každého detektoru a to nejen u QRS komplexů. První volbou – tou nejjednodušší – by mohlo být pevné nastavení prahu na určitou hodnotu podle toho, jak by konkrétní EKG signál vypadal. Detektor by fungoval jako na obrázku 20, kde byl nastaven pevný práh na $U_P = 300 \text{ mV}$.



Obr. 21: Pevně nastavený práh pro 4.pásmo pěti-úrovňového rozkladu filtru db2.

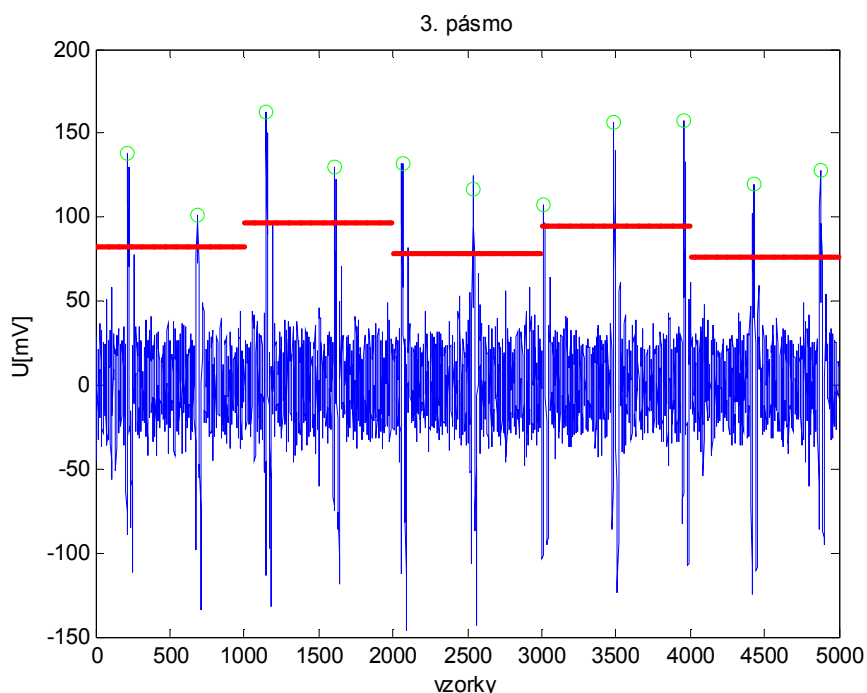
Velká nevýhoda tohoto prahování by spočívala v neustálém ručním nastavování prahu přizpůsobeného aktuálnímu EKG signálu podle typu svodu a normálových hodnot a to je dost nepraktické. Dalo by se této metody využít zřejmě pouze pro zjištění QRS komplexů, které by co do amplitudy R vlny byly v normě. Ale zde je tento způsob zmíněn i přes nevýhody a to právě proto, že byl pomůckou v sestrojení další metody prahování. Aby bylo prahování schopné se přizpůsobit každému pásmu zvlášť, byl práh pevně nastaven pro každé pásmo jiný. Z této úvahy vychází další metoda, která je rovněž založena na jednoduchosti. Vyhledá

se v EKG signálu nejvyšší QRS komplex a na základě jeho výšky je práh vypočten podle vzorce:

$$U_p = 0,6 * U_{QRS \max} \quad (5.1)$$

tzn. že se nastaví práh na 60% maximálního detekovaného QRS komplexu a to opět z důvodu vyšší praktičnosti pro každé pásmo zvlášť. Ale ani tímto způsobem není dosaženo vysoké spolehlivosti detektoru, pokud bude vstupní EKG signál zarušen některým z artefaktů. Největší vliv by mělo odpojení svodu, myopotenciály, případně i posunutá elektroda. Protože se tento mechanismus v praktickém testování neosvědčil, nebude již dále zmiňován.

Problém s rušením vlivem myopotenciálů může být vyřešen dalším vylepšením pevného prahování. Hranice 60% zůstane zachována, ale bude počítána z maximální hodnoty QRS komplexu pro 1000 vzorků. Výsledná detekce je zobrazena na obrázku 21. Tento algoritmus lépe reflektuje změny v signálu a proto bude v další práci využit.



Obr. 22: 3.pásmo pěti-stupňového rozkladu filtrem db2: prahování odpočítáním 1000 vzorků a nastavením pevného prahu podle maxima v daném intervalu (60% maxima)

5.5 Vyhledávání maxim

Jedná se o trochu složitější proces, který souvisí s předchozím blokem prahování. Pokud bude uvažována poslední prahovací metoda, musí se nejdříve stanovit, v jakém úseku bude maximum vyhledáváno. Poté může začít pracovat vyhledávací algoritmus. Postup je vypsán pro přehlednost v následujících krocích:

1. Zkoumá se okolí aktuálního bodu i . Zda platí podmínky:

$$x(i) > x(i+1) \quad (5.2)$$

$$x(i) > x(i-1) \quad (5.3)$$

Musí platit obě současně. Zjišťuje se tedy, jestli aktuální bod je vyšší než předchozí a zároveň vyšší než ten příští. Pokud ano, zapíše se aspoň dočasně do proměnné pro maximum.

2. Zkoumá se lokální maximum v rámci jednoho QRS komplexu pomocí proměnné *delta*. Ta by měla odrážet přibližně dobu trvání QRS komplexu. Pokud je v rámci *delta* nalezena jiná křivka v okolí původního maxima, opět se přezkoumá, zda je v další křivce lokální maximum. Tento postup má smysl pokud jsou v transformovaném signálu větší oscilace, aby detektor nedetekoval například v rámci jednoho QRS komplexu 3 špičky.

3. Zjišťuje se, zda nalezené maximum skutečně přísluší QRS komplexu či nikoliv a činí se tak přes proměnnou *D*, kterou lze označit za strmost. Porovnává se v podstatě bod označený za současné maximum s bodem poníženým o určitou strmost. Vychází se přitom z obecného předpokladu tvaru QRS komplexu, který má v sobě po kmitu R hluboký propad ke kmitu S. Porovnání vychází z následujícího vzorce:

$$P > \frac{x(i+D)}{x(i)} \quad (5.4)$$

Proměnná *P* byla stanovena experimentálně a může se pro jednotlivá pásma trochu lišit. Pokud je tedy výsledný poměr bodu posunutého o *D* a aktuálního bodu menší než *P*, jedná se vcelku jistě o QRS komplex vzhledem k tak výraznému propadu křivky.

5.6 Porovnávání výstupů

Blok porovnávání výstupů zjišťuje, kolikrát a kde byly jednotlivé QRS komplexy zachyceny v jednotlivých pásmech a ukládá tyto informace do vektorů. Z obrázků 19 a 20 se dá dovodit, jaká pásma budou pro porovnávání brána v potaz. Pásmo 1 obsahuje jen šum, v pásmu 2 už lze nalézt náznaky QRS komplexů, ale nejvíce zřetelné průběhy se dají nalézt v pásmech 3, 4 a 5. V pásmu 6 už opět není obsaženo nic zásadního pro detekci. Proto byla pro detekci zvolena pásma 2, 3, 4 a 5, která jsou mezi sebou porovnávána.

Uložená zdetekovaná maxima se začnou mezi sebou porovnávat s určitou tolerancí, která je ovlivněna dobou trvání QRS komplexu. Výsledné pozice jsou nakonec vypsány do původního grafu EKG signálu. Zelená barva v grafu znamená, že byl QRS detekován ve všech relevantních pásmech, žlutou barvou je označen komplex, který byl detekován ve třech pásmech, oranžovou pak QRS, který byl zaznamenán ve dvou pásmech. To vše je stále bráno jako relevantní výsledek detekce. Červená barva znamená to nejhorší – že v porovnávání pásem byl daný bod zastoupen maximálně jednou.

6 TESTOVÁNÍ ÚČINNOSTI NAVRŽENÉHO DETEKTORU

Kompletně navržený detektor bude během této kapitoly otestován na reálných signálech z databáze CSE, kde jsou EKG signály navzorkovány vzorkovací frekvencí 500 Hz. Použit pro účely této práce byl svod I. Aby bylo možno stanovit účinnost detektoru, je nutno zadefinovat následující veličiny:

Sensitivitu:

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

Pozitivní předpovědní hodnotu:

$$PPH = \frac{SP}{SP + FP} \quad (6.2)$$

Chybu:

$$\delta = \frac{FP + FN}{Q} \quad (6.3)$$

Sensitivita představuje poměr mezi správně detekovanými QRS komplexy a všemi QRS. Tedy pravděpodobnost, že daný komplex bude detekován. Pozitivní předpovědní hodnota udává zase pravděpodobnost, že QRS komplex pokud byl detekován, tak se v tom místě opravdu nachází. A konečně nejvýmluvnějším číslem bude chyba, která hodnotí všechny falešné (negativní) výstupy a dává je do poměru k celkovému počtu QRS komplexů Q .

Pro rozlišení co je vlastně správně pozitivní a co už falešně negativní bylo stanoveno, že pokud jsou alespoň ve 2 pásmech detekovány QRS komplexy, budou označeny za správně pozitivní.

6.1 Testování typu filtrů

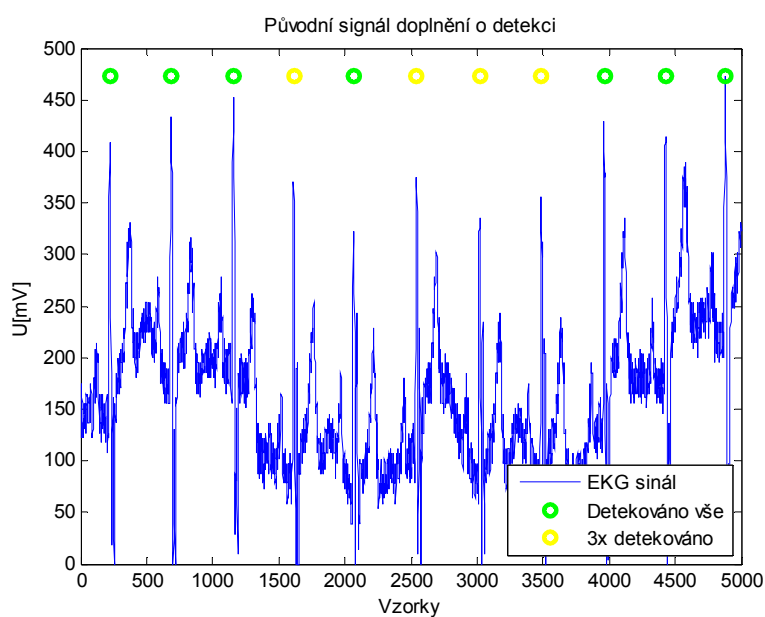
Nyní přichází na řadu samotné testování různých typů filtrů a na závěr bude pojednáno právě o srovnání jednotlivých filtrů a jejich výsledků.

6.1.1 Filtr Haar

Pro použití Haarova filtru byl detektor upraven kvůli zachycování strmosti jednotlivých pásem. Nastavení proměnné P pro jednotlivá pásma jsou vypsána v tabulce 3. Výsledky, kterých bylo dosaženo, jsou vidět na obrázku 23. Detekce proběhla úspěšně ve všech bodech QRS komplexu pro daný signál.

Tab. 3: Nastavení hodnot P jednotlivým pásmům pro filtr Haar

Pásmo	P
2	0,5
3	0,5
4	0,5
5	0,2



Obr. 23: Realizovaná detekce filtrem Haar, použitý signál: MO1_001_12.

Pro představu o funkci detektoru s použitým filtrem byl detektor otestován na 1037 QRS komplexech, které měl detekovat. Dosažené výsledky jsou vidět v tabulce 4.

Tab. 4: Zhodnocení detektoru realizovaného filtrem Haar (db1)

Počet testovaných QRS:	1037
FP	2
FN	32
SP	1003
Sensitivita [%]	96,91
Pozitivní prediktivní hodnota [%]	99,80
Chyba [%]	3,28

6.1.2 Filtr Daubechies db2

Pro tento typ filtru byly nastaveny trochu jiné hodnoty P, bylo nutno jej uzpůsobit jinému tvaru vlnky. Tyto jsou v tabulce 5. V další tabulce 6 jsou stejným způsobem zhodnoceny výsledky filtru Daubechies db2 při rozkladu vlnkovou transformací.

Tab. 5: Hodnoty P pro jednotlivá pásma u filtru db2

Pásma	P
2	0,5
3	0,5
4	0,7
5	0,5

Tab. 6: Výstup z detektoru realizovaného pomocí filtru Daubechies db2

Počet testovaných QRS:	1037
FP	3
FN	28
SP	1018
Sensitivita [%]	97,32
Pozitivní prediktivní hodnota [%]	99,71
Chyba [%]	2,99

6.1.3 Filtr Daubechies db3

Pro úspěšnost filtru db2 byl vyzkoušen ještě jiný typ Daubechies – db3. Nastavení totéž jako u db2 (tabulka 5). Jakých parametrů db3 dosáhl, je zřejmé z tabulky 7.

Tab. 7 Parametry dosažené u filtru Daubechies db3

Počet testovaných QRS:	1037
FP	7
FN	36
SP	1011
Sensitivita [%]	96,65
Pozitivní prediktivní hodnota [%]	99,21
Chyba [%]	4,15

6.1.4 Filtr biortogonální bior2.2

Biortogonální filtr byl zvolen typu bior2.2 díky tvaru vlnky a i tomu, že je v různých studiích detektorů QRS komplexů hojně využíván. Nastavení proměnné P bylo opět stejné jako u filtru db2. Dílčí vyhodnocení filtru v číslech blíže v tabulce 7.

Tab. 8: Sjednocené naměřené parametry filtru bior2.2

Počet testovaných QRS:	1037
FP	16
FN	35
SP	1012
Sensitivita [%]	96,66
Pozitivní prediktivní hodnota [%]	98,44
Chyba [%]	4,92

6.1.5 Filtr Coiflets coif1

Jako pátý v pořadí byl vybrán zástupce Coiflets filtrů a sice coif1. Nastavení hodnoty P bylo stejné jako v případě Haarovy vlnky. V tabulce 8 je zhodnocení výsledků opět pro 1037 testovaných QRS komplexů.

Tab. 9: Výsledky dosažené filtrem coif1

Počet testovaných QRS:	1037
FP	31
FN	46
SP	988
Sensitivita [%]	95,55
Pozitivní prediktivní hodnota [%]	96,96
Chyba [%]	7,43

6.2 Výběr nejvhodnějšího filtru na základě měření

Výběru možných vhodných typů filtrů na základě teoretických úvah byla již věnována kapitola 5.2. Zde budou zhodnocovány dosažené výsledky pro navržený algoritmus detekce QRS. Testováno bylo celkem 5 různých typů filtrů – haar, db2, db3, bior2.2 a coif1. Jejich srovnání podle parametrů je v tabulce 9.

Tab. 10: Srovnání všech pěti různých filtrů při vyhodnocování 1037 QRS komplexů

Typ filtru	FP	FN	SP	Sensitivita [%]	Pozitivní prediktivní hodnota [%]	Chyba [%]
haar	2	32	1003	96,91	99,80	3,28
db2	3	28	1018	97,32	99,71	2,99
db3	7	36	1011	96,65	99,21	4,15
bior2.2	16	35	1012	96,66	98,44	4,92
coiflet1	31	46	988	95,55	96,96	7,43

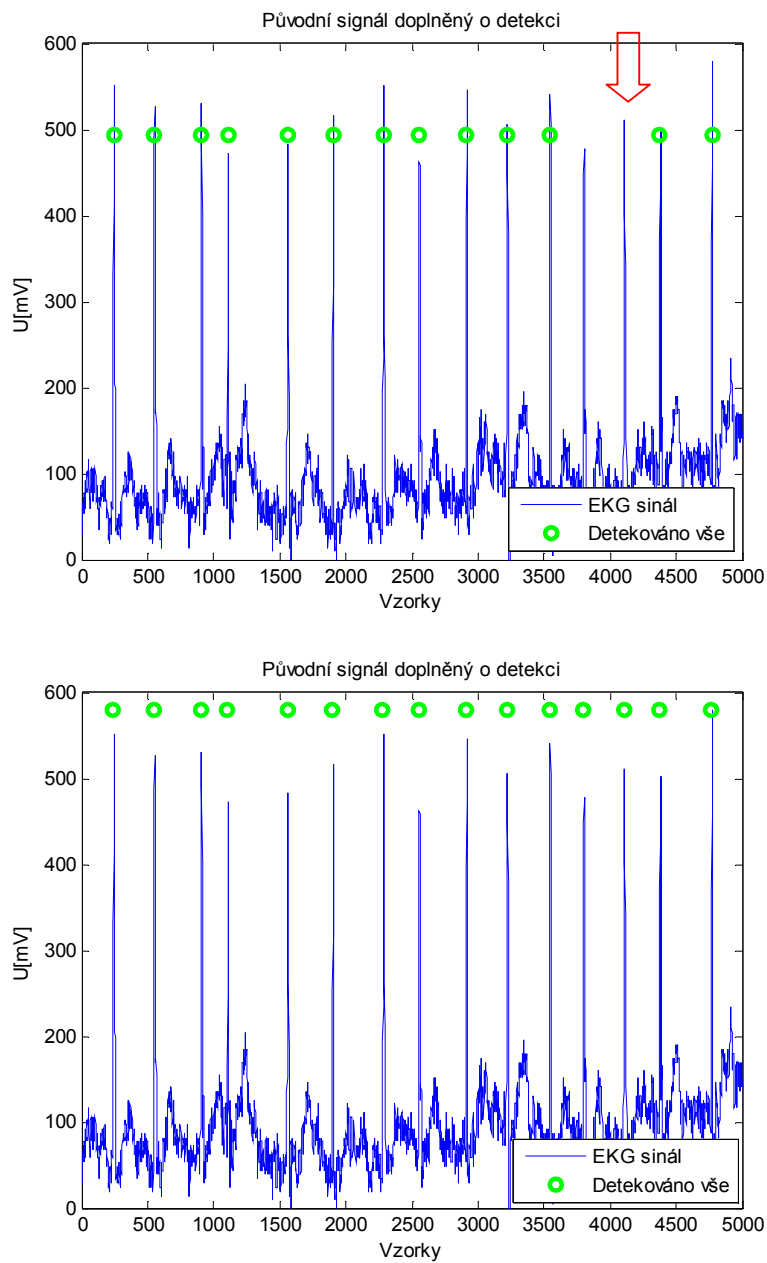
Barevně jsou vyznačeny ty parametry, které splňují co nejlépe požadavky. Co nejmenší FP, FN a chybu a naopak co nejvyšší SP, sensitivitu, pozitivní prediktivní hodnotu. Ve čtyř těchto kritériích ze 6 vede filtr Daubechies db2 i se svými nastaveními strmosti a proto je pro svou univerzálnost doporučen k realizaci diskrétní vlnkové transformace a v této verzi je rovněž předán jako příloha bakalářské práce. Skript v Matlabu je řešen formou funkce, která je spustitelná zádáním příkazu ve workspace:

```
qrsfinal load
```

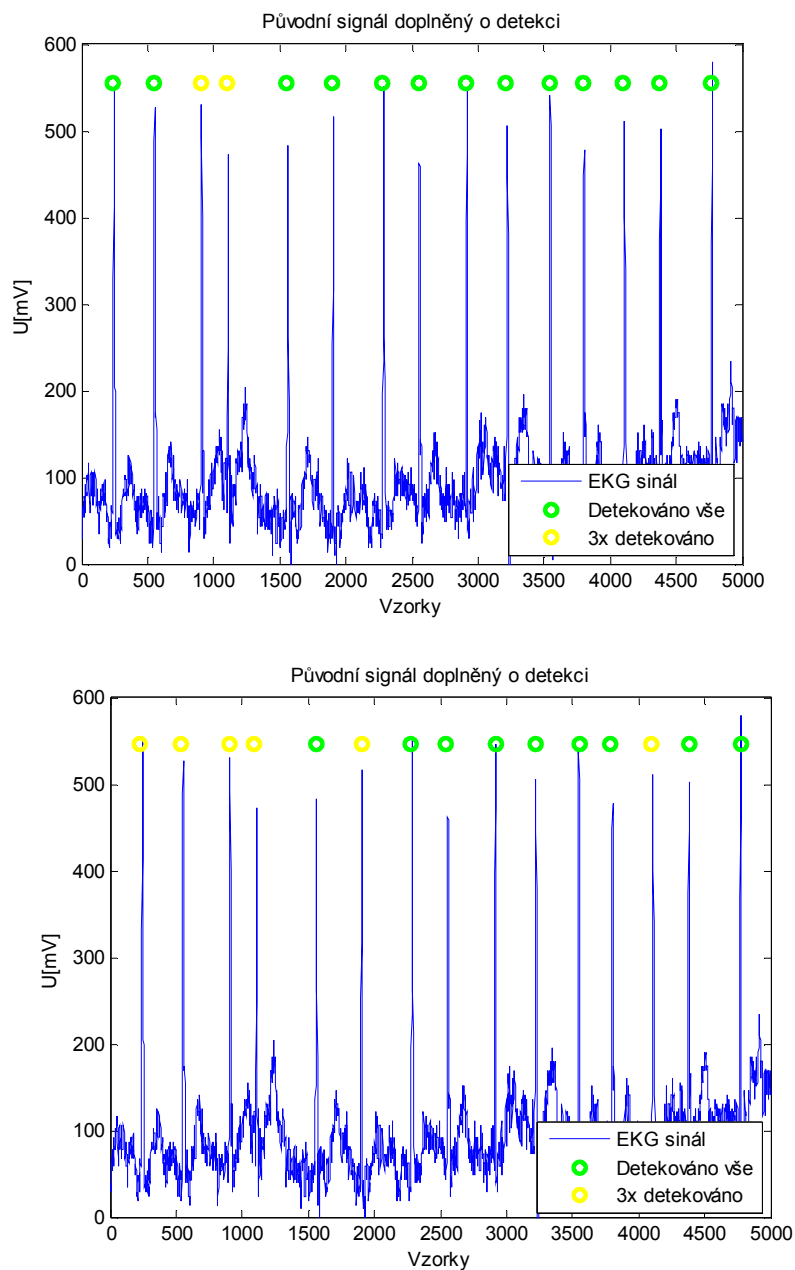
jediný parametr funkce, který lze zadat, je *load*, což udává jméno souboru, který se má detekovat. Je nezbytné nutné, aby tento signál byl ve stejné složce jako matlabovský detektor.

Zajímavé zhodnocení ale poskytuje i informace o tom, jak na jednotlivé typy EKG signálů reagují různé filtry. Pro nastínění odlišností jsou na obrázcích 24, 25 a 26 zobrazeny výsledné detekované QRS komplexy signálu MO1_018_12. Červenými šipkami jsou vyznačena místa, kde QRS komplex měl být detekován, ale nebyl. Znamená to selhání detektoru s daným filtrem, které se promítne do hodnoticích parametrů tohoto detektoru.

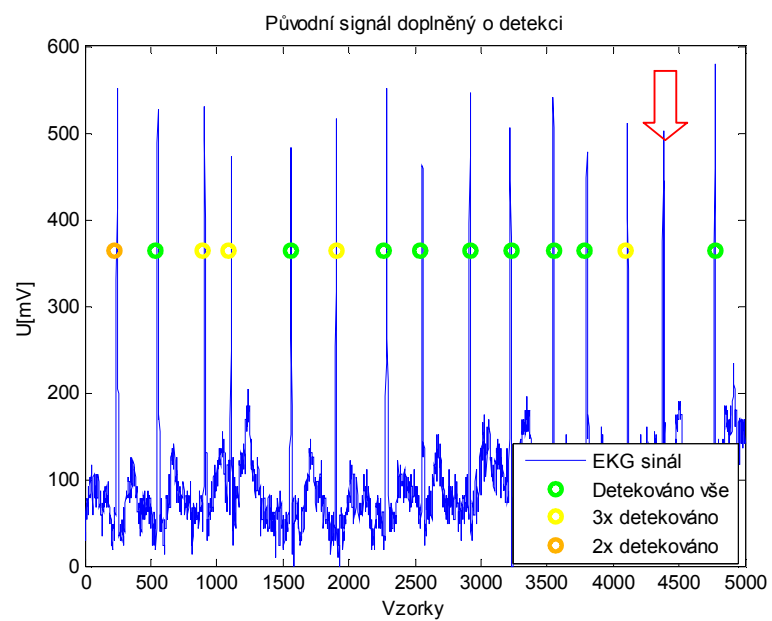
Možné příčiny budou nastíněny v závěru této práce.



Obr. 24: Nahoře detektor s filtrem Haar, dole tentýž s filtrem Daubechies db2.



Obr. 25: Nahoře EKG signál po s detekcí pomocí transformace s filtrem db3, dole realizace s filtrem biortogonálním bior2.2.



Obr. 26: Poslední realizace filtrem typu Coiflets (coif1).

7 ZÁVĚR

V práci byly shrnuty poznatky o vzniku a významu EKG křivky a pro tento projekt nejdůležitější části – QRS komplexu. Byly popsány různé způsoby detekce QRS, nejvíce prostoru bylo ovšem věnováno vlnkové transformaci, která byla úspěšně použita v navrhovaném detektoru QRS komplexů. Jednalo se o diskrétní vlnkovou transformaci DTWT. Pro realizaci detektoru bylo zhotoveno blokové schéma, které bylo dá se říci vodítkem v kapitole 5. Byly popsány podrobněji jednotlivé bloky nastavování parametrů transformace (především stupně rozkladu a nastavení jednotlivých filtrů).

Zhodnocení dostačujícího stupně rozkladu bylo provedeno experimentálně a nakonec byla stanovena pěti-úrovňová vlnková transformace. Podrobněji bylo postupováno při zjišťování optimálního filtru. Této tematice byla věnována celá jedna kapitola a nakonec bylo tímto způsobem zjištěno, že nejvhodnější filtr, který lze použít, je Daubechies db2.

U tohoto filtru bylo dosaženo velmi dobrých hodnot při detekci – sensitivita byla stanovena 97,32% a chybovost 2,99%, což je přijatelné. Chyby mohou vznikat ze dvou důvodů – jednak se nastavuje práh po určitých úsecích a může se stát, že zrovna na rozhraní dvou úseků se bude nacházet QRS komplex a tento nemusí být správně rozpoznán. Tento problém by mohl být vyřešen další pokročilejší metodou prahování. Pro funkci tohoto detektoru se práh nastavený po úsecích (1000 vzorků) zkoumá a stanoví se v něm maximum nejvyššího QRS komplexu a od této hodnoty se stanoví 60% a to je již pevně nastavený práh. Další chyba může být v parametrech označených již v předchozích kapitolách jako *delta* a *P*. Dalším doladováním těchto parametrů či jinou volbou rozměřovacího algoritmu pro vlnkovou transformaci by mohlo být docíleno vyšší spolehlivost detektoru.

Ovšem mimo uvedeného existuje ještě jedna alternativa, jak docílit lepší detekce signálu. Muselo by se přistoupit ke kombinaci více typů zpracování a práce se signálem. Jde totiž o to, že aby byla detekce skutečně zaručena, musela by být ošetřena algoritmem řada artefaktů. Pohyb pacienta, odpojení svodu, různé vysokofrekvenční rušení aj. To může být námětem do budoucna pro další práci a vylepšení stávajícího detektoru.

Dobré výsledky rovněž vykazoval ještě filtr haar (db1). I zde je nízká chybovost ve srovnání s jinými filtry (3,28%), má nejnižší falešně pozitivní detekce a nejvyšší pozitivní prediktivní hodnotu (99,80%). Je tedy taktéž vhodný k použití pro detekce QRS komplexů.

Naopak ve srovnání s těmito dvěma filtry filtr biortogonální bior2.2 nevykazoval tak dobré výsledky oproti očekáváním. Srovnáním s diplomovou prací Ing. Ondřeje Kociána vykazuje výstupy o poznání horší. Je to sice pro detekce velmi často používaný filtr, ale bohužel pro navržený algoritmus v této práci není zjevně až tak vhodný. Dalším srovnáním se zmíněnou prací lze zjistit i naopak velmi podobný výsledek co se týče filtru Coiflets. V práci Ing. Kociána byl použit coif3, zde bylo použito filtru coif1, ale výsledky jsou podobné v nejvyšší chybovosti ze všech zkoumaných filtrů použitelných pro vlnkovou transformaci. Lze tedy usoudit, že filtry Coiflets nejsou ve srovnání s jinými tolik vhodné pro realizaci detektorů QRS.

Celkově lze tedy zhodnotit, že cíle této bakalářské práce byly naplněny a navržený detektor QRS komplexů skrývá ještě do budoucna mnoho možností, jak jej vylepšit. I přesto vykazuje solidní výsledky a je v praxi pro signály použitelný.

LITERATURA

- [1] MUŽÍKOVÁ, P., *EKG z pohledu záchranáře* [online]. Čelákovice, 2010. Absolventská práce. Vyšší odborná škola a Střední zdravotnická škola MILLS, s.r.o. Dostupné z [www: http://www.mills.cz/assets/Absol_prace/AP2010-DZZ/Muzikova-DZZ2010.pdf](http://www.mills.cz/assets/Absol_prace/AP2010-DZZ/Muzikova-DZZ2010.pdf)
- [2] BIČIŠTĚ, J., *Biofyzika*. SPŠE v Brně, 1996.
- [3] HAMAN, P., *ekg kvalitně* [online]. Plzeň. Dostupné z [www: http://ekg.kvalitne.cz/](http://ekg.kvalitne.cz/).
- [4] NOVÁKOVÁ, J., *EKG pro sestry*. Praha: Grada Publishing, a.s., 2006.
- [5] HAMPTON, J. R., *EKG stručně, jasně, přehledně*. Praha: Grada Publishing, a.s., 2005.
- [6] 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/>
- [7] BALÍK, Z., *Detektor QRS komplexu* [online]. Brno, 2011. Bakalářská práce. FEKT VUT v Brně. Dostupné z [www: http://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=41012](http://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=41012)
- [8] KOZUMPLÍK, J., KOLÁŘ, R., JAN, J., *Číslíkové zpracování a analýza signálů* [online]. Elektronické skriptum. Brno: FEKT VUT v Brně, 2003.
- [9] HANDL, M., *Měření EKG signálů a realizace detektoru QRS komplexu* [online]. Brno, 2011. Bakalářská práce. FEKT VUT v Brně. Dostupné z [www: http://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=40188](http://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=40188)
- [10] KOZUMPLÍK, J., *Multitaktní systémy*. Elektronické skriptum. Brno: FEKT VUT v Brně, 2005.
- [11] KOZUMPLÍK, J., HUMHAL, M., *QRS detektor založený na vlnkové transformaci* [online]. Brno. Dostupné z [www: http://www.elektrorevue.cz/clanky/05040/index.html](http://www.elektrorevue.cz/clanky/05040/index.html).
- [12] ŠMÍD, R., *Úvod do vlnkové transformace* [online]. Praha, 2001. Dostupné z [www: http://measure.feld.cvut.cz/usr/staff/smid/wavelets/Wavelet-intro8859.pdf](http://measure.feld.cvut.cz/usr/staff/smid/wavelets/Wavelet-intro8859.pdf)
- [13] KOZUMPLÍK, J., *Vlnkové transformace a jejich využití pro filtraci signálu EKG*. Habilitační práce. Brno: FEKT VUT v Brně, 2004.
- [14] KADAMBE, S., MURRAY, R., BOUDREAUX-BARTELS, G. F., *Wavelet Transform-Based QRS Complex Detector* [online]. 1999.
- [15] PAVLIŠ, J., *Wavelet Transform-Based QRS Complex Detector* [online].
- [16] SKŘÍŽALA, M., *The Methods of QRS Detection* [online].
- [17] SPÁČIL, J., *Optimální detekce hranic QRS komplexu v EKG signálech* [online]. Brno, 2010. Diplomová práce. FEKT VUT v Brně. Dostupné z [www: http://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=26695](http://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=26695)
- [18] MALÝ, J., *Srovnání metod pro ztrátovou kompresi obrazu* [online]. 2006. Dostupné z [www: http://www.elektrorevue.cz/clanky/06042/index.html](http://www.elektrorevue.cz/clanky/06042/index.html)
- [19] KOCIAN, O., *Detekce komplexů QRS s využitím vlnkové transformace* [online]. Brno, 2009. Diplomová práce. FEKT VUT v Brně. Dostupné z [www: http://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=15919](http://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=15919)
- [20] KÖHLER, B. U., HENNIG, C., ORGLMEISTER, R., *The Principles of Software QRS Detection* [online]. Berlín, 2002.
- [21] KÖHLER, B. U., HENNIG, C., ORGLMEISTER, R., *The Principles of Software QRS Detection* [online]. Berlín, 2002.
- [22] PROVAZNÍK, I., *Úvod do medicínské informatiky (BUMI): Data v medicíně* [online]. Brno, 2011. Elektronická přednáška. FEKT VUT v Brně. Dostupné z: <https://www.vutbr.cz/elearning/>

SEZNAM SYMBOLŮ A ZKRATEK

<i>EKG</i>	Elektrokardiogram – záznam elektrické aktivity srdce v čase. Je snímán elektrokardiografem.
<i>SA</i>	Sinoatriální uzel
<i>AV</i>	Atrioventrikulární uzel
<i>HS</i>	Hisův svazek
<i>PR</i>	Pravé Tawarovo raménko
<i>FIR</i>	Finite Impulse Response, filtr s konečnou impulsní odezvou
<i>DFT</i>	Discrete Fourier Transform, diskrétní Fourierova transformace
<i>IDFT</i>	Inverse Discrete Fourier Transform, inverzní diskrétní Fourierova transformace
<i>CWT</i>	Continuous Wavelet Transform, vlnková transformace se spojitým časem
<i>DWT</i>	Discrete Wavelet Transform, diskrétní vlnková transformace
<i>DTWT</i>	Discrete Time Wavelet Transform, vlnková transformace s diskrétním časem
<i>IDTWT</i>	Inverse Discrete Time Wavelet Transform, inverzní vlnková transformace s diskrétním časem
<i>DTCWT</i>	Dual-Tree Complex Wavelet Transform, komplexní dyadická vlnková transformace
<i>haar</i>	Filtr Haar
<i>db</i>	Filtr Daubechies
<i>sym</i>	Filtr Symlets
<i>coif</i>	Filtr Coiflets
<i>bior</i>	Filtr biortogonální
<i>rbio</i>	Filtr reversní biortogonální
<i>meyr</i>	Meyerův filtr
<i>dmeyr</i>	Diskrétní Meyerův filtr
<i>gaus</i>	Gaussovský filtr
<i>mexh</i>	Filtr Mexican Hat
<i>morlet</i>	Morletův filtr
<i>cgau</i>	Komplexní Gaussovský filtr
<i>shan</i>	Filtr Shannon
<i>fbsp</i>	Splajnový filtr
<i>cmor</i>	Komplexní Morletův filtr

SEZNAM PŘÍLOH

A	Návrh vlnkové transformace pro detekci QRS v programu matlab	44
A.1	Zdrojový kód základního programu QRS detektoru	44
A.2	Zdrojový kód pomocného programu pro prahování	53
A.3	Zdrojový kód pomocného programu pro hledání prahu	54

A NÁVRH VLNKOVÉ TRANSFORMACE PRO DETEKCI QRS V PROGRAMU MATLAB

A.1 Zdrojový kód základního programu QRS detektoru

```
unction qrsfinal(jmeno )
close all;
load(jmeno)          %načtení signálu

x1 = abs(x(1,:));      %uložení prvního hrudního svodu do proměnné x1
for j=1:1:184          %úprava signálu kvůli provedení vlnkové transformace dané
    úrovně - zrcadlení hodnot od konce
    x1(end+1)=x1(end-j+1);
end

WTx = swt(x1,5,'db2'); %nastavení vlnkové transformace - stupeň rozkladu a použitý
    filtr
n=5;                  %rozdělení signálu na n dílů pro prahování

subplot(5,1,1);       %stanovení příslušné pozice v grafu
plot(1:1:5000,x1(1:5000)); %vykreslení grafu původního signálu
title('Původní signál')
[pr]=hledaj_prah2(x1(1:5000),n); %zajištění prahů
hold ;                %vkládání více křivek do jednoho grafu
zac=1;                %proměnná pro zajištění začátku prahu
kon=length(x1(1:5000))/n; %proměnná pro zajištění konce prahu
k=1;                  %pomocná proměnná pro překládání hodnot
for i=1:1:n;          %cyklus pro vykreslení jednotlivých prahů a jejich maxim
    plot(zac:length(x1(1:5000))/500:kon,pr(i),'r-');
    [maxYY,maxXX]=prahovani(x1(zac:kon),40,100,0.5,pr(i));

    if maxXX~=0        %podmínka pro nevykreslení nulového bodu
        if i>1        %zajišťuje správné posunutí na ose x
            for j=1:length(maxYY) %provádí samotné posunutí, v tomto případě o 1000
                maxYY(j)=maxYY(j)+((i-1)*(length(x1(1:5000))/n));
                maxY(k)=maxYY(j);
```

```

        maxX(k)=maxXX(j);
        k=k+1;
    end
    else
        for j=1:length(maxYY)           %zde nedochází k posunutí, proto je překládání tímto
            způsobem
                maxY(k)=maxYY(j);
                maxX(k)=maxXX(j);
                k=k+1;
            end
        end
        end
        plot(maxYY,maxXX,'go')          %vykreslení maxim do původního signálu
    end
    zac=zac+(length(x1(1:5000))/n);    %nastavení začátku pro nový práh
    kon=(i+1)*(length(x1(1:5000))/n); %nastavení konce pro nový práh
    end

    subplot(5,1,2);
    plot(1:1:5000,WTx(2,1:5000));      %2.pásmo
    title('2.pásmo')
    [pr]=hledej_prah2(WTx(2,1:5000),n); %hledání prahů ve 2.pásmu
    hold ;
    zac=1;
    kon=length(WTx(2,1:5000))/n;
    k=1;
    for i=1:1:n                        %vyhledání a vykreslení maxim pro n prahů (5) ve 2.pásmu
        plot(zac:length(WTx(2,1:5000))/500:kon,pr(i),'r-');
        [maxYY,maxXX]=prahovani(WTx(2,zac:kon),10,50,0.5,pr(i));

    if maxXX~=0
        if i>1
            for j=1:length(maxYY)
                maxYY(j)=maxYY(j)+((i-1)*(length(WTx(2,1:5000))/n));
                maxY2(k)=maxYY(j);
                maxX2(k)=maxXX(j);
            end
        end
    end
end

```

```

        k=k+1;
    end
    else
        for j=1:length(maxYY)
            maxY2(k)=maxYY(j);
            maxX2(k)=maxXX(j);
            k=k+1;
        end
    end
    end
    plot(maxYY,maxXX,'go')
end
zac=zac+(length(WTx(2,1:5000))/n);
kon=(i+1)*(length(WTx(2,1:5000))/n);
end

subplot(5,1,3);
plot(1:1:5000,WTx(3,1:5000));    %3.pásmo
title('3.pásmo')
[pr]=hledej_prah2(WTx(3,1:5000),n); %hledání prahů ve 3.pásmu
hold ;
zac=1;
kon=length(WTx(3,1:5000))/n;
k=1;
for i=1:1:n                %vyhledání a vykreslení maxim pro n prahů (5) ve 3.pásmu
    plot(zac:length(WTx(3,1:5000))/500:kon,pr(i),'r-');
    [maxYY,maxXX]=prahovani(WTx(3,zac:kon),10,50,0.5,pr(i));

    if maxXX~=0
        if i>1
            for j=1:length(maxYY)
                maxYY(j)=maxYY(j)+((i-1)*(length(WTx(3,1:5000))/n));
                maxY3(k)=maxYY(j);
                maxX3(k)=maxXX(j);
                k=k+1;
            end
        end
    end
end

```

```

end
else
    for j=1:length(maxYY)
        maxY3(k)=maxYY(j);
        maxX3(k)=maxXX(j);
        k=k+1;
    end
end
plot(maxYY,maxXX,'go')
end
zac=zac+(length(WTx(3,1:5000))/n);
kon=(i+1)*(length(WTx(3,1:5000))/n);
end

subplot(5,1,4);
plot(1:1:5000,WTx(4,1:5000));    %4.pásmo
title('4.pásmo')
[pr]=hledej_prah2(WTx(4,1:5000),n); %práh pro 4.pásmo
hold ;
zac=1;
kon=length(WTx(4,1:5000))/n;
k=1;
for i=1:1:n                %vyhledání a vykreslení maxim pro n prahů ve 4.pásmu
    plot(zac:length(WTx(4,1:5000))/500:kon,pr(i),'r-');
    [maxYY,maxXX]=prahovani(WTx(4,zac:kon),10,50,0.7,pr(i));

if maxXX~=0
    if i>1
        for j=1:length(maxYY)
            maxYY(j)=maxYY(j)+((i-1)*(length(WTx(4,1:5000))/n));
            maxY4(k)=maxYY(j);
            maxX4(k)=maxXX(j);
            k=k+1;
        end
    else

```

```

        for j=1:length(maxYY)
            maxY4(k)=maxYY(j);
            maxX4(k)=maxXX(j);
            k=k+1;
        end
    end
    plot(maxYY,maxXX,'go')
end
zac=zac+(length(WTx(4,1:5000))/n);
kon=(i+1)*(length(WTx(4,1:5000))/n);
end

subplot(5,1,5);
plot(1:1:5000,WTx(5,1:5000));    %5.pásmo
title('5.pásmo')
xlabel Vzorky
ylabel U[mV]
[pr]=hledej_prah2(WTx(5,1:5000),n);    %prahování 5.pásma
hold ;
zac=1;
kon=length(WTx(5,1:5000))/n;
k=1;
for i=1:1:n                %vyhledání a vykreslení maxim pro n prahů v 5.pásmu
    plot(zac:length(WTx(5,1:5000))/500:kon,pr(i),'r-');
    [maxYY,maxXX]=prahovani(WTx(5,zac:kon),20,50,0.5,pr(i));

    if maxXX~=0
        if i>1
            for j=1:length(maxYY)
                maxYY(j)=maxYY(j)+((i-1)*(length(WTx(5,1:5000))/n));
                maxY5(k)=maxYY(j);
                maxX5(k)=maxXX(j);
                k=k+1;
            end
        else

```

```

        for j=1:length(maxYY)
            maxY5(k)=maxYY(j);
            maxX5(k)=maxXX(j);
            k=k+1;
        end
    end
    plot(maxYY,maxXX,'go')
end
zac=zac+(length(WTx(5,1:5000))/n);
kon=(i+1)*(length(WTx(5,1:5000))/n);
end

```

%% vyhledání četnosti maxim

```
maxK(1:1:length(maxY4))=0;    %inicializace proměnné maxK
```

```
for i=1:1:length(maxY4)    %porovnání původního maxima s maximem z výstupu swt
```

```

    for j=1:1:length(maxY2)    %porovnání vektorů maxY (původní signál) s vektorem maxY3
    (transformace 3.pásmo)

```

```

        if ((maxY4(i)>=(maxY2(j)-30))&&(maxY4(i)<=(maxY2(j)+30)))    %podmínka zajišťuje
        porovnání signálu s určitou tolerancí (+-30)

```

```
            maxK(i)=maxK(i)+1;
```

```
            break;
```

```
        end
```

```
    end
```

```

    for j=1:1:length(maxY3)    %porovnání vektorů maxY (původní signál) s vektorem maxY4
    (transformace 4.pásmo)

```

```

        if ((maxY4(i)>=(maxY3(j)-30))&&(maxY4(i)<=(maxY3(j)+30)))

```

```
            maxK(i)=maxK(i)+1;
```

```
            break;
```

```
        end
```

```
    end
```

```

    for j=1:1:length(maxY5)    %porovnání vektorů maxY (původní signál) s vektorem maxY4

```

```

(transformace 4.pásmo)
    if ((maxY4(i)>=(maxY5(j)-30))&&(maxY4(i)<=(maxY5(j)+30)))
        maxK(i)=maxK(i)+1;
        break;
    end
end

end

%% rozdělení četností výskytu QRS komplexů do jednotlivých diskretních grafů
n0=1;n1=1;n2=1;n3=1;
for i=1:length(maxY4)    %v maxK je uložen počet výskytů QRS komplexu v jednotlivých pásmech
    if maxK(i)==0
        maxXK0(n0)=pr(end);
        maxYK0(n0)=maxY4(i);
        n0=n0+1;
    end
    if maxK(i)==1
        maxXK1(n1)=pr(end);
        maxYK1(n1)=maxY4(i);
        n1=n1+1;
    end
    if maxK(i)==2
        maxXK2(n2)=pr(end);
        maxYK2(n2)=maxY4(i);
        n2=n2+1;
    end
    if maxK(i)==3
        maxXK3(n3)=pr(end);
        maxYK3(n3)=maxY4(i);
        n3=n3+1;
    end
end

end

%% formátování grafu
str1="";str2="";str3="";str4="";    %proměnné slouží pro uložení názvu křivky (bodů) v legendě

```

```

figure;
plot(1:1:5000,x1(1:5000));          %vykreslení původního signálu
title ('Původní signál doplněný o detekci')
xlabel Vzorky
ylabel U[mV]

hold;

if n3>1                                %při výskytu QRS komplexu ve všech porovnávaných pásmech
se vykreslí maximum zeleně
    plot(maxYK3,maxXK3,'og','LineWidth',2.5);
    str1='Detekováno vše';            %název hodnot pro zobrazení v legendě
end;

if n2>1                                %při výskytu QRS komplexu ve dvou pásmech - žlutá barva
    plot(maxYK2,maxXK2,'oy','LineWidth',2.5);
    if length(str1)==0
        str1='3x detekováno';
    else
        str2='3x detekováno';
    end
end;

if n1>1
    plot(maxYK1,maxXK1,'o','LineWidth',2.5,'Color',[1 0.7 0]); %pokud je QRS komplex
    pouze v jednom pásmu - zobrazení oranžovou
    if length(str1)==0
        str1='2x detekováno';
    else
        if length(str2)==0
            str2='2x detekováno';
        else
            str3='2x detekováno';
        end
    end
end;
end;

```

```

if n0>1
    plot(maxYK0,maxXK0,'or','LineWidth',2.5);           %pokud není detekován QRS
    komplex v žádném pásmu - červeně
    if length(str1)==0
        str1='nedetekováno';
    else
        if length(str2)==0
            str2='nedetekováno';
        else
            if length(str3)==0
                str3='nedetekovano';
            else
                str4='nedetekováno';
            end
        end
    end
end
end;

if length(str4)~=0                                     %zobrazení legendy podle toho, jestli ve výsledném
signálu s detekovanými QRS jsou dané možnosti využity - v legendě nejsou položky, které se
v grafu nevyskytují
    legend('EKG sinál',str1,str2,str3,str4,'Show','Location','Southeast')
else
    if length(str3)~=0
        legend('EKG sinál',str1,str2,str3,'Show','Location','Southeast')
    else
        if length(str2)~=0
            legend('EKG sinál',str1,str2,'Show','Location','Southeast')
        else
            if length(str1)~=0
                legend('EKG sinál',str1,'Show','Location','Southeast')
            end
        end
    end
end
end

```

end

A.2 Zdrojový kód pomocného programu pro prahování

```
function [ maxY,maxX ] = prahovani( x,D,delta,P,pr )
```

```
k=1; %počáteční rozměr pole maxim
t=delta; %delta je šířka QRS komplexu
for i=1:length(x) %cyklus pro hledání maxima s nastaveným prahem v souboru
hledej_prah2
    t=t+1;
    if x(i)>pr %testování jestli hodnota přešla přes práh
        if ((i+D)<length(x))&&(i>1)
            if (x(i)~x(i+1))
                if (x(i)>=x(i+1))&&(x(i)>=x(i-1)) %pokud přešla přes práh testuje se, jestli je aktuální
                    hodnota větší jak předchozí a následující hodnota, pak nastalo maximum
                    if(x(i+D)./x(i))<P %zjištění strmosti křivky
                        if(t<(delta)) %podmínka zjišťující, jestli se jedná o jeden QRS komplex
                            if(x(i)>maxX(k-1)) %při splnění podmínky: hledání lokálního maxima u
                                QRS komplexu
                                    maxX(k-1)=x(i);
                                    maxY(k-1)=i;
                                end
                            else %při nesplnění podmínky se hledá další QRS
                                maxX(k)=x(i);
                                maxY(k)=i;
                                k=k+1;
                            end
                        end
                    end
                end
            end
        end
    end
end
end
end
end
end
end
```

```

if k==1                                %pokud se maximum nenajde, proměnné se vynulují
    maxX(k)=0;
    maxY(k)=0;
end

```

A.3 Zdrojový kód pomocného programu pro hledání prahu

```

function [ pr ] = hledej_prah( x )

pr=0;
for i=1:length(x)    %cyklus pro hledání maxima
    if(x(i)>pr)
        pr=x(i);
    end
end
pr=pr*0.6;
end

```