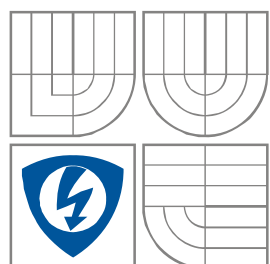


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A
KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ
FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND
COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

ANALÝZA EKG SIGNÁLŮ ECG ANALYSIS

DIPLOMOVÁ PRÁCE
MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

Bc. Marian Heczko

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

Ing. Martin VÍTEK

BRNO, 2009

LICENČNÍ SMLOUVA POSKYTOVANÁ K VÝKONU PRÁVA UŽÍT ŠKOLNÍ DÍLO

uzavřená mezi smluvními stranami:

1. Pan/paní

Jméno a příjmení: Marian Heczko
Bytem: Bukovec 334, Bukovec, 739 84
Narozen/a (datum a místo): 31. října 1983 v Třinci

(dále jen „autor“)

a

2. Vysoké učení technické v Brně

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

Čl. 1

Specifikace školního díla

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

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

Název VŠKP: Analýza EKG signálů

Vedoucí/ školitel VŠKP: Ing. Martin Vitek

Ústav: Ústav biomedicínského inženýrství

Datum obhajoby VŠKP: _____

VŠKP odevzdal autor nabyvateli*:

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

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

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

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

* hodící se zaškrtněte

Článek 2

Udělení licenčního oprávnění

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

Článek 3

Závěrečná ustanovení

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

V Brně dne: 29. května 2009

.....
Nabyvatel

.....
Autor

Prohlášení

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

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

V Brně dne: 29. května 2009

.....
podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu diplomové práce Ing. Martinu Vítkovi za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé diplomové práce. Dále velké dík patří rodičům, kteří mě výraznou měrou při studiu podporovali a také kamarádům, kteří mi byli vždy oporou.

V Brně dne 29. května 2009

.....
podpis autora

Anotace

Tématem diplomové práce je analýza EKG signálu s využitím vlnkové transformace. V úvodních kapitolách je stručně popsána anatomie srdce, vznik a šíření potenciálů, které jsou evokovány činností myokardu. Následuje přehled svodů, využívaných u snímání EKG signálů a vysvětlení diagnostického významu vln EKG křivky. Dále je vysvětlen obecný postup analýzy EKG signálů a stručný přehled různých přístupů.

Hlavní částí práce je samotný program na detekci významných intervalů v EKG signálu, vytvořený v prostředí Matlab. V několika kapitolách je podrobně vysvětlen postup detekce spolu se zdůvodněním právě zvolené metody.

V posledních kapitolách je již zobrazení několika rozměřených vzorových signálů spolu s vyhodnocením testů provedených na databázi CSE. Senzitivita detektoru byla vyčíslena na 99,10 %

Klíčová slova

EKG signál, QRS komplex, QRS detektor, vlnková transformace, analýza EKG signálu, elektrokardiogram

Abstract

The topic of this master's thesis is the analysis of ECG signals using wavelet transform. In the introductory chapters there is a brief description of heart anatomy, the emergence and spread of potentials, which evocating activities of myocardium. There is an overview of techniques used for ECG signals analysis and explanation of ECG curve diagnostic importance. Work also contains an ECG signal analysis common procedure explanation and different approaches brief overview.

The main part of this work is an application detecting significant intervals in the ECG signal, developed in Matlab. In several chapters the detection procedure is described in more details and gave reasons for chosen methods. In the last chapter there is a preview of several signals as a result of developed application, together with evaluation of the tests carried out at the CSE database. Detector sensitivity was quantified over 99,10%.

Keywords

ECG signal, QRS komplex, QRS detector, Wavelet Transform, ECG analysis, electrocardiogram

Bibliografická citace

HECZKO, M. *Analýza EKG signálů*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2009. 57 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Martin Vítek.

Obsah

OBSAH.....	9
SEZNAM OBRÁZKŮ	11
SEZNAM TABULEK	13
1. ÚVOD.....	14
2. ELEKTROKARDIOGRAFIE.....	15
2.1 Vodivost v srdci.....	15
2.2 Elektrokardiogram	16
2.2.1 Bipolární Einthovenovy svody.....	16
2.2.2 Goldbergerovy svody.....	17
2.2.3 Unipolární svody podle Wilsona.....	17
2.2.4 Ortogonální svody (X, Y, Z).....	18
2.3 Elektrokardiograf.....	18
2.4 EKG signál	18
2.5 Diagnostické využití EKG signálu.....	19
2.5.1 Zátěžové EKG.....	20
2.5.2 Holterovo EKG	20
3. ROZMĚŘENÍ EKG SIGNÁLU	21
3.1 Předzpracování	22
3.2 Detekce.....	23
4. DETEKCE ZALOŽENÁ NA VLNKOVÉ TRANSFORMACI	24
4.1 Spojitá Vlnková transformace (CWT).....	24
4.2 Filtrace EKG signálu s využitím DTWT.....	24
5. POPIS PROGRAMU	26
5.1 Funkce vlnkovka.....	27
5.1.1 Detektor QRS komplexu	27
5.1.2 Hledání intervalu QRS komplexu	29
5.1.3 Detektor T vlny	31
5.1.4 Hledání konce T vlny.....	33
5.1.5 Detektor P vlny	35
5.1.6 Hledání intervalu P vlny	36
5.2 Funkce vyhodnocení	37

6. ZOBRAZENÍ DETEKOVANÝCH BODŮ	38
6.1 Reálný EKG signál	41
6.2 Databáze CSE.....	42
7. VÝSLEDKY TESTOVÁNÍ.....	44
7.1 Senzitivita	44
7.2 Směrodatná odchylka	45
8. ZÁVĚR	53
SEZNAM LITERATURY.....	54
SEZNAM ZKRATEK	56
SEZNAM PŘÍLOH	57

Seznam obrázků

Obr. 2.1: Srdce-svalová vlákna vedoucí elektrický potenciál	15
Obr. 2.2: bipolární Einthovenovy svody a elektrická osa srdeční	16
Obr. 2.3: Semiunipolární Goldbergerovy svody	17
Obr. 2.4: Unipolární hrudní svody	17
Obr. 2.5: EKG křivka ze svodu II s vyznačením důležitých úseků	18
Obr.3.1: Obecné blokové schéma zpracování biosignálu	21
Obr.3.2: Obálka původního signálu	23
Obr. 4.1: Detekce QRS s DTWT a rozdělením na pásma	25
Obr. 5.1: Blokové schéma detektoru QRS komplexu	27
Obr. 5.2: Frekvenční spektrum (vlevo) a vlnka bior1.5 15 (vpravo)	28
Obr. 5.3: Plovoucí práh	29
Obr. 5.4: Zobrazení vektoru index určitého signálu	29
Obr. 5.5: Porovnání signálu před a po transformaci	30
Obr. 5.7: Porovnání signálu i s detekovanými body.....	31
Obr. 5.8: Blokové schéma detektoru T vlny	31
Obr. 5.9: Frekvenční spektrum (vlevo) a vlnka bior1.5 41 (vpravo)	32
Obr. 5.10: Výsledky detekce T vlny	33
Obr. 5.11: Detail z obrázku 5.9	34
Obr. 5.12: Detekované konce T vln	35
Obr. 5.13: Blokové schéma detektoru P vlny.....	35
Obr. 5.14: Výsledek detekce konce P vlny	36
Obr.6.1: Několik příkladů rozměřených signálů EKG	39
Obr.6.2: Signál W073 a W077 s nepřesnou detekcí intervalu P vlny	40
Obr. 6.3: Signál W013 a W114 s nepřesnou detekcí konce T vlny.....	41
Obr. 7.1: Graf odchylek pro začátek P vlny	45
Obr. 7.2 Původní signál W013.II se všemi detekovanými body	46
Obr. 7.3: Původní signál W055.II se všemi detekovanými body	46
Obr. 7.4: Graf odchylek pro konec P vlny	47

Obr. 7.5: Původní signál W029.II se všemi detekovanými body.....	47
Obr. 7.6: Původní signál W040.II se všemi detekovanými body.....	48
Obr. 7.7: Graf odchylek pro začátek QRS komplexu	48
Obr. 7.8: Původní signál W065.II se všemi detekovanými body.....	49
Obr. 7.9: Původní signál W024.II se všemi detekovanými body.....	49
Obr. 7.10: Graf odchylek pro konec QRS komplexu	49
Obr. 7.11: Původní signál W014.II se všemi detekovanými body.....	50
Obr. 7.12: Původní signál W105.II se všemi detekovanými body.....	50
Obr. 7.13: Graf odchylek pro konec T vlny	51
Obr. 7.14: Původní signál W020.II se všemi detekovanými body.....	51
Obr. 7.15: Původní signál W114.II se všemi detekovanými body.....	51

Seznam tabulek

Tabulka 1: Senzitivita detektoru R vlny a porovnání s jinými detektory	44
Tabulka 2: Směrodatné odchylky	45
Tabulka 3: Detekované body pro signál W013	46
Tabulka 4: Detekované body pro signál W055	47

1. Úvod

Automatické rozměření EKG je stále se rozvíjející disciplína, kde jsou pomocí softwaru detekovány pro diagnostiku různých srdečních chorob významné intervaly EKG signálu. Detekované body jsou poté zpracovávány dalšími diagnostickými prostředky. Těto metody se využívá především u holterovského vyšetření, kdy je záznam EKG 24 hodinový. Jedná se o úsporu času, kdy jsou označeny místa patologického stavu a kardiolog již ví, na které části záznamu EKG se má především zaměřit. Rozměření je rovněž využíváno u patientských monitorů ke zpuštění alarmu při patologických stavech.

Rozměření EKG je zpravidla dvoustupňové. Nejdříve je nutné signál vhodně zpracovat aby se odstranily šum a různé artefakty a následně se přistupuje již k samotné detekci. Pro detekci komplexu QRS potažmo jeho intervalu a dalších bodů EKG křivky jako je konec vlny T a interval P vlny jsou používány různé přístupy jak se lze dočíst v článcích [1] až [4]. Základ vždy tvoří QRS detektor, který je založen například na umocnění filtrovaného signálu, obálce filtrovaného signálu, přizpůsobené filtraci a vlnkové transformaci. Většina takto vytvořených detektorů je testována na některé z databází EKG signálů ručně rozměřených kardiology. Testování je prováděno proto aby bylo možné práce navzájem porovnávat.

Přístup detekce v této práci je založen na vlnkové transformaci. Cílem je vytvořit v prostředí Matlab program na detekci základních segmentů EKG signálu. Jedná se tedy o detekci P vlny, QRS komplexu a konce T vlny pomocí skriptu zapsaného v m-filu.

Program je poté testován na signálech z databáze CSE. Signály jsou uloženy v diskrétní podobě se vzorkovacím kmitočtem 500 Hz a jsou pořízeny ze všech 12 klasických standardně používaných svodů (Eidhovenovy svody - I, II, III; Goldbergerovy svody – aVL, aVR, aVF, svody podle Wilsona – V1, V2, V3, V4, V5, V6) a tří ortogonálních svodů X, Y, Z, které se u nás standardně nepoužívají.

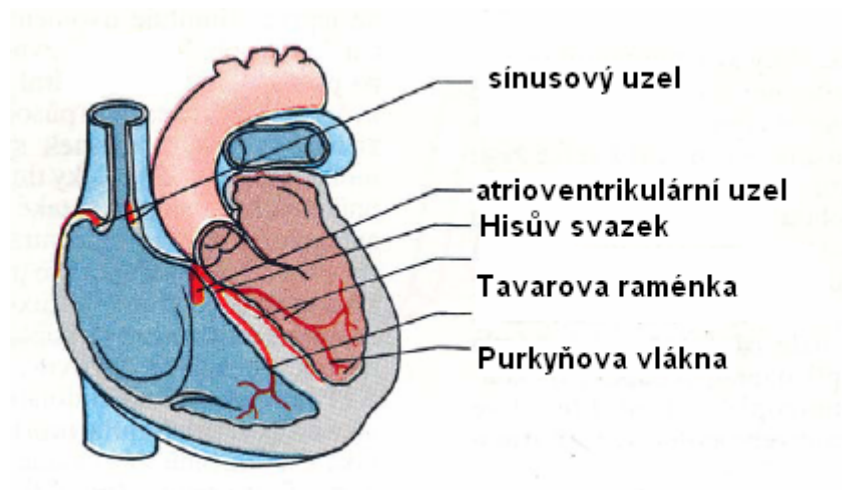
Diplomová práce je rozdělena do několika částí. Na začátku je pozornost věnována teoretickému seznámení se s EKG signálem a principu jeho snímání. Další část je zaměřená na popis programu, tedy postupování při detekci a vyhodnocení přesnosti detekce. Následně je popsáno jak je vyhodnocena úspěšnost detektoru v porovnání s jinými a na závěr hodnocení celé práce.

2. Elektrokardiografie

Jedná se o standardní neinvazivní metodu vyšetření elektrické aktivity myokardu. Výsledkem je EKG křivka jejíž tvar podává zásadní informace o činnosti srdce.

2.1 Vodivost v srdci

K tomu aby mohlo srdce pumpovat krev a tím ji distribuovat ke všem orgánům lidského těla, musí být rytmicky poháněno elektrickými impulsy. Tyto impulsy vznikají (samovolná depolarizace) ve shluku buněk převodního systému srdce (tzv. sinoatriální uzel), který se nalézá v horní části pravé srdeční síně. Odtud se elektrický vzruch šíří svalovinou obou síní do atrioventrikulárního (AV) uzlu v dolní části přepážky mezi síněmi. Zde se také tvoří spontánní elektrické vzruchy, ovšem pomaleji než v uzlu sinusovém. Z tohoto důvodu se za normálních okolností jeho automatická činnost neprojevuje, slouží pouze k regulovanému převodu elektrického podráždění na svalovinu komor přes Hisův svazek. Ten je jediným spojením mezi síněmi a komorami. Vzruch se dále šíří svalovinou komor a způsobuje jejich současný stah. Komory se poté depolarizují do výchozího stavu. Tím se zajistí, že srdce pracuje jako systém dvou paralelních čerpadel. Nejprve se stáhnou obě síně a krví naplní obě komory, následně dojde ke stahu svaloviny komor a krev je vypuzena z pravé komory do plic a z levé komory k orgánům a tkáním v celém těle.



Obr. 2.1: Srdce-svalová vlákna vedoucí elektrický potenciál [5]

Kontrakce každého svalu jsou spojené s elektrickými změnami zvanými depolarizace, které mohou být detekovány pomocí elektrod přiložených na povrch těla. Aby svalové kontrakce zaznamenané na elektrodách skutečně vypovídaly o stahu srdečních vláken musí být pacient zcela relaxován. V takovém případě potom nedochází ke kontrakcím kosterní svaloviny a zaznamenané potenciály jsou význačné.

Ačkoli má srdce čtyři oddíly, z hlediska měření elektrických potenciálů můžeme uvažovat pouze o dvou, protože síně se kontrahují zároveň a také stah komor je společný [6].

2.2 Elektrokardiogram

Elektrokardiogram je výsledkem záznamu elektrické činnosti srdce jak je zmíněno v [6]. Jedná se o výstup měření elektrokardiografu. EKG křivky jsou zaznamenávány na vhodné médium. Buď to normální a nebo v současné době více používaný teplocitlivý papír s milimetrovým rastrem.

Místa snímání potenciálů jsou nejčastěji na končetinách a hrudníku. Rozlišujeme tři základní druhy rozmístění svodů:

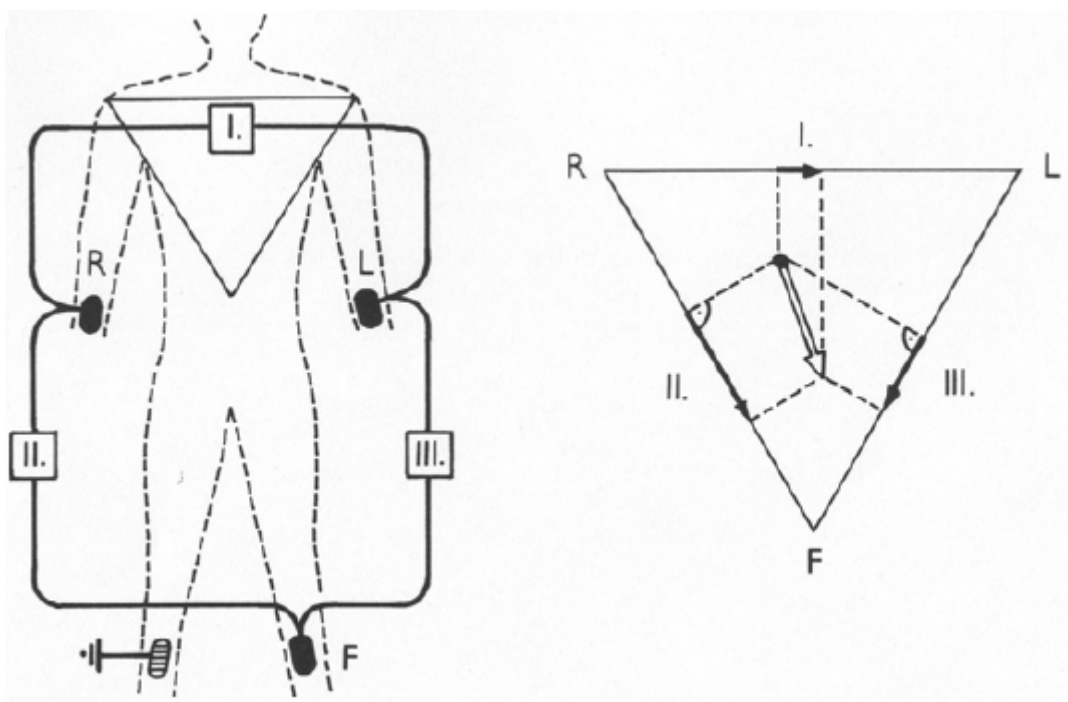
- Bipolární Einthovenovy svody (I, II, III)
- Goldbergerovy svody (aVL, aVL, aVF)
- Unipolární hrudní svody dle Wilsona (V1, V2, ..., V6)

Ve Spojených státech se využívá jiný systém:

- ortogonální svody (X, Y, Z)

2.2.1 Bipolární Einthovenovy svody

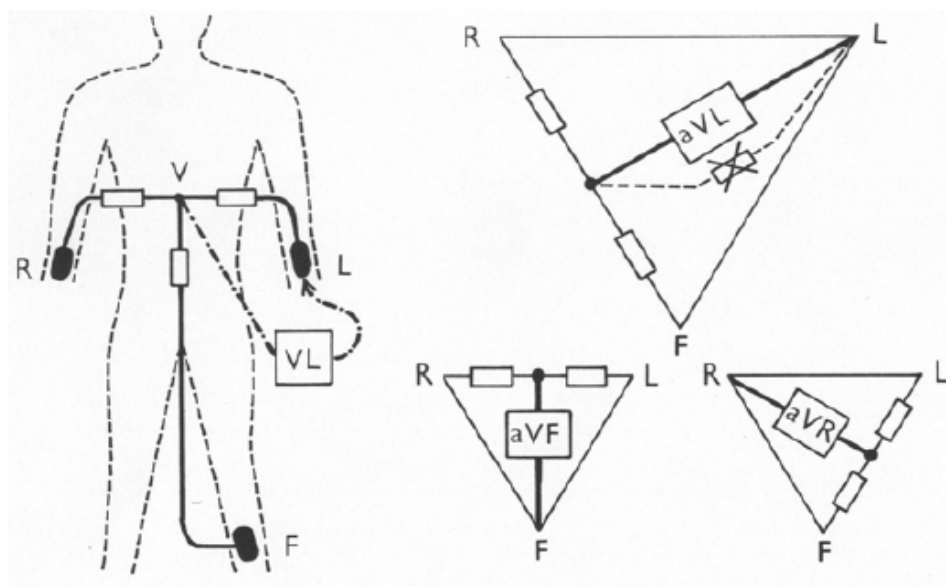
Někdy se také označují jako standardní nebo končetinové svody. Svody se označují římskými číslicemi I, II, III a tvoří takzvaný Einthovenův trojúhelník (Obr. 2.1). Svod I označuje spoj mezi pravým a levým zápěstím. Svod II je spojením mezi pravým zápěstím a levým bérce. Poslední svod III je spoj mezi levým bérce a levým zápěstím. Toto uspořádání slouží mimo jiné i k určení „elektrické osy srdeční“. Elektrická osa srdeční je průměrný směr šíření depolarizační vlny komorovým myokardem (frontální projekce). Většinou je přibližně shodná s osou anatomické polohy srdce. Jejím určením je možné zjistit různé abnormality. Například zbytnění pravé komory. Normální poloha je přibližně 30° .



Obr. 2.2: bipolární Einthovenovy svody a elektrická osa srdeční [6]

2.2.2 Goldbergerovy svody

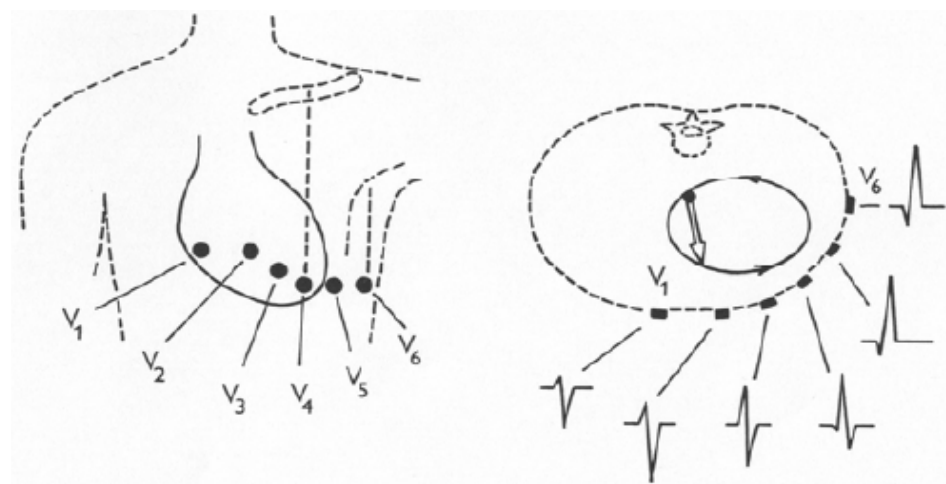
Semiunipolární Goldbergerovy, nebo také zesílené končetinové svody, registrují potenciálový rozdíl mezi jednou elektrodou končetinovou a průměrem napětí dvou elektrod zbylých jak zobrazuje obrázek 2.3. Průměr napětí dvou zbylých končetinových elektrod je vytvořen spojením do uzlu přes rezistory. Svod aVR zesiluje rozdíl potenciálů mezi pravou rukou a průměrem napětí z levé ruky a levé nohy. Svod aVL zesiluje napětí mezi levou rukou a průměrem napětí z pravé ruky a levé nohy. Svod aVF zesiluje napěťový rozdíl mezi levou nohou a průměrem napětí z obou horních končetin.



Obr. 2.3: Semiunipolární Goldbergerovy svody [6]

2.2.3 Unipolární svody podle Wilsona

Unipolární svody podle Wilsona (Obr. 2.4), někdy také označované jako prekordiální, jsou uspořádány tak, že vhodným elektrickým propojením je vytvořena indiferentní elektroda. Potenciál této elektrody je nulový. Explorativní (aktivní) elektroda se přiloží na konvenčně domluvená místa. Napětí mezi explorativní a indiferentní elektrodou se registruje. Obvykle se užívá šesti poloh, kam se umístí explorativní elektroda.



Obr. 2.4: Unipolární hrudní svody [6]

2.2.4 Ortogonální svody (X, Y, Z)

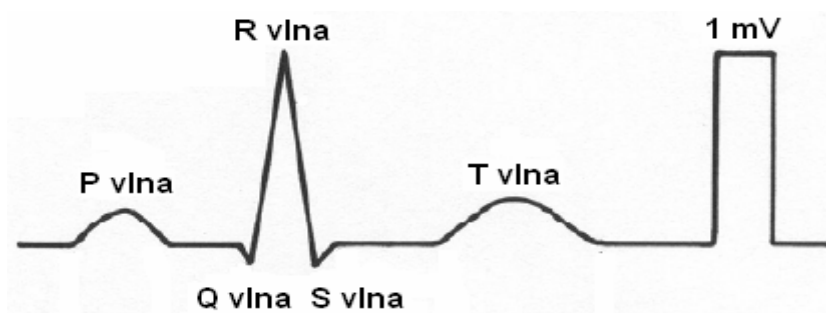
Snímání pomocí ortogonálních svodů se u nás příliš nevyužívá. Nejrozšířenější je systém podle Franka.

2.3 Elektrokardiograf

Elektrokardiografem rozumíme přístroj, do kterého jsou přivedeny potenciály snímané různými svody a jeho výstupem je EKG signál.

2.4 EKG signál

EKG signál je výsledkem měření elektrokardiografu. K názornému popisu EKG křivky nejlépe poslouží ideální tvar křivky jednoho srdečního cyklu na následujícím obrázku. Tento tvar je však nutné brát „s rezervou“ protože slouží pouze jako ukázka k jednoduchému popisu. V praxi jsou EKG signály relativně hodně odlišné.



Obr. 2.5: EKG křivka ze svodu II s vyznačením důležitých úseků [6]

Na EKG křivce se nachází několik vln, které podávají informaci o činnosti srdce. Každá z nich je důležitá k postupu zpracování programu. Pět klíčovými body jsou začátek a konec P vlny, začátek a konec QRS komplexu a konec vlny T. Tyto jsou zastoupeny v každém srdečním cyklu. Známe-li polohy těchto bodů, lze další informace z nich jednoduše odvodit.

V následující části jsou jednotlivé úseky signálu EKG stručně popsány [7]. Z tohoto popisu je rovněž odvozen postup detekce bodů určujících intervaly.

P vlna: Vzniká při činnosti stacionárního uzlíku je projevem elektrické depolarizace (rychlá změna membránového potenciálu) síní. Normální P vlna má rozličný tvar od plochého do ostřejší špičky s amplitudou do 0,3 mV s dobou trvání do 100 ms.

P-R interval: Začíná od počátku depolarizace síní a končí s počátkem depolarizace komor (síňokomorové vedení). Normální doba trvání tohoto intervalu je od 120 do 200 ms. Délku ovlivňuje především věk a tepová frekvence pacienta. U starších lidí může PR interval mít dobu trvání až do 220 ms, naopak síňová tachykardie může tento interval zkrátit na 110ms.

Q vlna: Je první negativní výchylkou QRS komplexu. Normální vlna Q má amplitudu v rozsahu 0 až 0,25 % vlny R. Normální doba trvání je menší než 30 ms. Nejedná se o standardní výchylku.

R vlna: Pozitivní výchylka následující ihned po vlně Q. Může dosahovat amplitudy až několik mV. Amplituda je závislá na místě snímání. Normální doba trvání R vlny je do 100 ms. R vlna může i v srdečním cyklu chybět.

S vlna: Negativní výchylka následující ihned po vlně R. Normální vlna S má amplitudu do 0,8 mV a dobu trvání do 50 ms. Stejně jako v případě vlny Q ani vlna S není standardní výchylkou.

QRS komplex: Je to v podstatě trojúhelníkový kmit doprovázející depolarizaci komor. Jeho tvar je dán postupem aktivace, která začíná na septu (jde zleva doprava), pak se šíří komorami směrem od endokardu k epikardu, naposledy se aktivuje báze levé komory, protože svalovina levé komory je mohutnější než pravé. To souvisí s tím, že levá komora čerpá krev proti vyššímu tlaku v aortě. Doba normálního QRS komplexu je od 50 do 110 ms.

Q-T interval: Reprezentuje elektrickou systolu. Je měřen od začátku QRS komplexu po konec vlny T. Tento interval se mění s tepovou frekvencí, věkem a pohlavím pacienta, metabolismem minerálů (Ca^{++} , K^{+}), je ovlivňován léky (např. digitális). Průměrné hodnoty se mění od 0,34 do 0,42s.

S-T interval: Je to doba kdy jsou komory aktivovány. Ohraničuje interval od konce QRS komplexu po začátek vlny T. Normální pokles nebo vzrůst oproti isoelektrické linii je do 0,1 mV.

T vlna: T vlna reprezentuje repolarizaci (obnovení napětí na membráně buňky) komorové svaloviny. Repolarizace začíná u buněk, které byly aktivovány jako poslední (mají kratší akční potenciál). Z toho důvodu je polarita T vlny stejná jako polarita vlny R QRS komplexu. Rozsah amplitud je proměnlivý. Normální doba trvání je od 100 do 250 ms.

V EKG křivce se ještě občas vyskytuje U vlna. Což je malá pozitivní výchylka někdy zaznamenaná po T vlně. Její výskyt nemá ovšem pro informaci o činnosti srdce důležitější význam.

2.5 Diagnostické využití EKG signálu

EKG signál má v medicíně mnohá využití. Elektrokardiogram je diagnostickou metodou k získávání informací o stavu převodního systému, tvorbě vzruchů morfologických a funkčních změnách myokardu. Například k diagnostice poruch srdečního rytmu, takzvaných arytmií. Jsou různé příznaky:

- Tachykardie – zvýšená frekvence srdce
- Bradykardie – snížená frekvence srdce
- Extrasystoly – aktivace komor mimo pravidelný rytmus

Extrasystoly mohou vycházet z předčasné aktivace síňového uzlu (na EKG vlna P). Zpravidla pacienta neohrožují, ale pacient je může nepříjemně vnímat. Naproti tomu extrasystoly vznikající přímo v komorách jsou pro pacienta nebezpečnější. Na EKG signálu se to projeví patologickým tvarem QRS komplexu a po předčasném stahu (extrasystola) následuje prodloužený interval, takzvaná kompenzační pauza, protože rytmus síňového uzlu není extrasystolou ovlivněn. Tyto poruchy srdečního rytmu jsou identifikovány především Holterovským vyšetřením, kdy je po dobu 24 hodin pacient připojen na malý

elektrokardiograf a ten zaznamenává elektrickou aktivitu srdečního svalu při běžných denních činnostech.

EKG je také významnou diagnostickou metodou u ischemické choroby srdeční a její nejzávažnější formy - infarktu, jejíž příčinou je nedostatečné vyživování srdečního svalu způsobené ucpáním (malou průchodností) věnčitých tepen. Příznaky této nemoci se projeví především u zátěžového EKG, kdy je pacient vystaven zátěži šlapáním na ergometrickém bicyklu. Projevem je represe ST segmentu na EKG křivce.

Na elektrokardiografu lze rozpoznat rovněž blokádu Tawarova raménka, což je obvykle následkem arteriosklerózy cév. Důsledkem je odlišná rychlost šíření podráždění v komorách. V EKG křivce se projevuje rozšířením QRS komplexu. Určení místa blokády se provádí ve svodu I. U blokády pravého raménka je široká S vlna záporná a u blokády levého raménka je nejširší R vlna pozitivní.

2.5.1 Zátěžové EKG

Zátěžový test se provádí téměř vždy při angíně pectoris nebo po infarktu. V případě zjištění onemocnění věnčitých tepen provádí se toto vyšetření každoročně.

Při vyšetření je pacient připojen na Elektrokardiograf a současně mu je sledován i srdeční tlak. Pacient je vystaven zátěži šlapáním na ergometrickém bicyklu (výjimečně na běžícím pásu). Začíná se vždy na určité zátěži, která je postupně zvyšována. Vyšetření se přeruší v případě bolesti na hrudníku, poklesu krevního tlaku, kvůli vyčerpání pacienta a nebo překročí-li tep určité hodnoty (stanovena jako 220 - věk).

Z hlediska signálu je zátěžové EKG výrazně ovlivněno výraznějším driftem a myopotenciály. U zátěžového EKG se sledují především intervaly R-R, lokalizují se začátky a konce QRS komplexů, měří se sklony ST segmentů a počítají trendy sklonů téhož úseku.

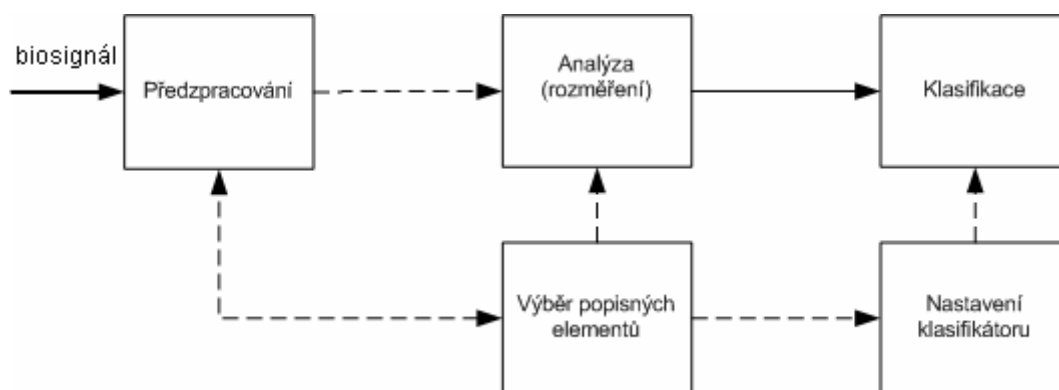
2.5.2 Holterovo EKG

Toto vyšetření umožňuje sledovat srdeční aktivitu pacienta v obvyklém prostředí při běžných aktivitách po dobu 24 někdy i 48 hodin. EKG signál je snímán pomocí elektrod nalepených na kůži hrudníku připojených kabely k zaznamenávacímu přístroji. Tímto způsobem získaná data jsou po ukončení vyšetřovacího období přepírávána do počítače a následně pomocí speciálního softwaru vyhodnocena ošetřujícím lékařem. Získaná data se porovnávají se zapsanými údaji (čas a činnost) vyšetřovaného.

Holterovo monitorování je využíváno ke zjištění přechodných poruch srdečního rytmu, které se mohou náhle objevit a odeznít v různou dobu během dne nebo noci. Vyšetřením je možné objasnit některé příznaky a pocity a jejich souvislost s případnými srdečními poruchami. Rovněž je využíván při sledování ohrožených pacientů na lůžkách. A nebo také ke zhodnocení funkce kardiostimulátoru. Vyhodnocuje se především R-R intervaly, ST segmenty a analyzují se arytmie.

3. Rozměření EKG signálu

Rozměřením EKG signálu je myšlena detekce významných bodů. Mezi ně patří začátek a konec vlny P začátek a konec intervalu QRS komplexu a konec vlny T. Rozměření se skládá z pravidla ze dvou fází. První fází je předzpracování signálu, kdy je snaha o odstranění různých druhů zkreslení jako je šum a jiné artefakty, k dalšímu zpracování a druhou fází je samotná detekce jednotlivých úseků. Na obrázku 4.1 je obecné blokové schéma zpracování biosignálu.



Obr.3.1: Obecné blokové schéma zpracování biosignálu [8]

Předzpracování

Předzpracováním je myšleno vhodným způsobem upravení signálu k dalšímu kroku analýzy. Jedná se například o filtraci, kumulaci, využití vlnkové transformace a další. Představuje hlavní blok celého schématu proto je mu v následujícím textu věnována celá podkapitola.

Analýza

Analýza je vlastně výsledkem celého zpracování signálu. Je to postup, při kterém z EKG signálu jsou získána potřebná data. Jedná se například o rozměření EKG signálu, kdy je požadavkem detekce pěti základních bodů v elektrokardiogramu. Cílem může být i analýza pozdních potenciálů. K tomu je nutné EKG s vysokým rozlišením. Analýza TWA (alternace vlny T), které mají vztah k ischemii a jejich detekce může sloužit k predikci komorových arytmií. Možná je i analýza deprese a elevace S-T segmentu, které mohou odhalit ischemickou chorobu srdeční.

Klasifikace

Jedná se o blok jehož úkolem je vytěžit z určitých hodnot nějakou informaci (např. rytmus, trend sklonů ST segmentu, morfologie). Problémem počítačové klasifikace je, že neexistuje „normál“, kritéria hodnocení jsou nejednotná, prahové hodnoty jsou taktéž nekonkrétní a často nebývá brána v potaz postava pacienta (výška,tloušťka).

Výběr popisných elementů

Popisným elementem se rozumí co je středem zájmu v právě zpracovávaném signálu. Jako například detekce R vln, sledování nulové izolínie a další.

Nastavení klasifikátoru

Nastavení klasifikátoru znamená zadání referenčních hodnot aby bylo možné objektivně klasifikovat průběh celého zpracování. Většinou jsou to body stanovené doktorem specialistou. Například pro rozměření EKG jsou dostupné databáze EKG signálu s ručně určenými body, které stanovilo několik kardiologů.

3.1 Předzpracování

Předzpracováním EKG signálu je myšlena vhodná úprava signálu, získaného měřením na lidském těle, k detekci. Protože signál může být zkreslen různými vlivy, je dobré vyjmenovat si pár nejčastějších [10]:

- Kolísání nulové linie signálu (tzv. drift) – vyskytuje se v pásmu přibližně do 2 Hz. Kolísání je způsobené například pomalými pohyby pacienta, dýcháním a nebo pomalými elektrochemickými ději na rozhraní elektroda-kůže.
- Síťový brum – 50 Hz + vyšší harmonické složky.
- Myopotenciály – nad 100 Hz, v případě zátěžového EKG od 10 Hz výše.

K potlačení těchto nežádoucích vlivů se používá rozličných přístupů. Nejčastější je využití různých typů filtrů a transformací.

Aby byl potlačen drift jsou využívány horní propusti s doporučenou mezní frekvencí 0,05 Hz, protože spektrum užitečného signálu začíná přibližně na 0,07 Hz. Aby nedošlo k fázovému zkreslení signálu, musí být fázová charakteristika filtru lineární a musí procházet nulou. Impulsní charakteristika takového filtru musí být symetrická. Vhodnými filtry pro tuto filtraci jsou filtry typu FIR (Finite Impulse Response) s konečnou impulsní charakteristikou, které je možné navrhovat s přesnou lineární charakteristikou.

Dalším možným přístupem je zpracování EKG signálu nelineárním filtrem. Princip spočívá v tom, že jsou detekovány uzlové body v RR intervalu, kde se předpokládá nulová hodnota signálu. Interpolací těchto bodů se získá kolísání nulové izolínie, které se od signálu odečte. Nevýhodou je nutnost předchozí detekce uzlových bodů, která může být nespolehlivá.

Síťový brum je dalším zdrojem zkreslení signálu. Zajištěním vhodných podmínek pro kvalitní snímání EKG by nemělo mít toto rušení na signál vliv, ale velmi často není personál schopen takové podmínky zajistit. Odstranění síťového rušení je možné úzkopásmovou zádrží s mezním kmitočtem v okolí 50 Hz. Dalším možným filtrem k odstranění síťového brumu je adaptivní filtr. Adaptivní filtry mají schopnost se jakoby učit. Je tedy nutnost přivést na vstup filtru tohoto typu spolu se zpracovávaným signálem i signál „trénovací“. Tento trénovací signál úzce souvisí s požadovaným výstupem filtru, který nějakým způsobem aproximuje. V ideálním případě je to přímo požadovaný výstup.

Myopotenciály také značně ovlivňují snímání EKG signál. Zkreslení tímto rušením se projevuje především u zátěžového testu a snímání EKG velmi malých dětí. Důvodem je výrazné překrytí spekter užitečného signálu a rušení. Využívá se například mediánové filtrace, což jsou nelineární filtry založené na třídění. Princip těchto filtrů spočívá v tom, že po signálu se přesouvá plovoucí okno (obvykle lichý počet vzorků). Uvnitř tohoto okna jsou všechny vzorky seříděné podle velikosti a prostřední hodnota je výstupem. Výhodou je především, že tyto filtry potlačují impulsní šum. Avšak drobným nedostatkem je, že ořezává špičky R vln.

Nejkvalitnějším prostředkem k předzpracování EKG signálu je vlnková transformace. Na tuto metodu je zaměřena celá kapitola 4.2.

3.2 Detekce

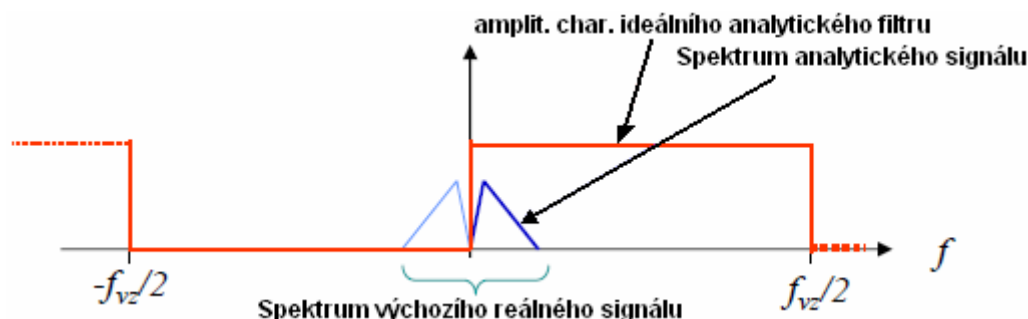
Jsou-li ze signálu odstraněny šum a artefakty, následuje již detekce. Protože nejvýraznější vlnou v EKG signálu je vlna R, hlavní součástí detekce tvoří detektor R vlny. K detekci lze přistupovat různým způsobem. V následujícím textu budou popsány některé z nich.

Detekce QRS založená na umocnění filtrovaného signálu

Upravený signál, je umocněn na druhou. Tento pak musí být filtrován dolní propustí. Následně se musí stanovit hraniční hodnota – práh. Prah je možné u krátkých záznamů elektrocardiogramů ponechat konstantní, avšak u delších záznamů je žádoucí aby se hodnota prahu přizpůsobila jednotlivým úsekům záznamu. Dalším krokem je testování hodnot vzorů celého signálu. Jestliže hodnota testovaného vzorku je větší jak stanovený práh pokládá se tento vzorek za součást R vlny. Špičky těchto skupin vzorků jsou vrcholky R vlny. Tento způsob je velice spolehlivý, pokud je správně nastavena hodnota prahu, což je nejvíce ovlivňující faktor úspěšnosti detekce.

Detekce založená na obálce filtrovaného signálu

Nejdříve je vypočítána Diskrétní Fourierova Transformace (DFT) signálu. Následně je vynulována polovina spektra a vypočítána Inverzní Diskrétní Fourierova Transformace (IDFT). Takto je získán analytický signál a jeho modul tvoří obálku původního signálu. Názorně je postup získání obálky vidět na obr. 4.2.



Obr.3.2: Obálka původního signálu [9]

Následně je obálka umocněna a opět je třeba určit rozhodovací pravidlo tak jak v předchozím případě. Obálku lze získat i pomocí analytického filtru.

Detekce R vlny založená na přizpůsobené filtraci

Prvním krokem je filtrace pásmovou propustí. Nejčastěji 15 až 40 Hz. Následně filtrace přizpůsobeným filtrem. Předpokladem je známý tvar (velikost, délka) hledaného úseku v signálu. QRS komplex má obecně trojúhelníkový tvar. Výsledkem jsou autokorelační špičky v místě hledaných impulsů. Další postup již je znám. Prahování se využívá prakticky u všech typů detektorů.

Detekce založená na vlnkové transformaci

Stejně jako u filtrace je tomuto typu detekce věnována kapitola v následujícím textu.

4. Detekce založená na vlnkové transformaci

V této práci je rozměření založeno na vlnkové transformaci. Podle různých zdrojů [3], [4] je tento přístup jeden z nejvhodnějších. V principu se jedná o korelaci EKG signálu s bazovými funkcemi mateřské vlnky. Hlavní výhody filtrace EKG signálu s využitím vlnkové transformace oproti lineárním filtrům spočívá v minimálním zkreslení extrémů QRS komplexů, zachování malých kmitů v QRS a zachování rychlých změn především na začátku QRS komplexu [11].

4.1 Spojitá Vlnková transformace (CWT)

Výběrem odpovídajících parametrů mateřské vlnky můžeme značně zmenšit vliv nežádoucího šumu a různých artefaktů.

Spojitá vlnková transformace signálu $s(t)$ je definována jak je uvedeno v [12] vztahem:

$$S_{CWT}(a, \tau) = \int_{-\infty}^{\infty} s(t) \frac{1}{\sqrt{a}} \psi \cdot \left(\frac{t}{a} - \tau \right) dt, \quad a > 0, \tau \in \mathbb{R}. \quad (1)$$

Hodnoty spektra $S_{CWT}(a, \tau)$ jsou dány korelačním integrálem analyzovaného signálu $s(t)$ a konkrétní vlnky, jež je bazová funkce $\frac{1}{\sqrt{a}} \psi \cdot \left(\frac{t}{a} - \tau \right)$, kde a je měřítkem vlnky, určuje tedy její časovou dilataci a τ ovlivňuje časový posun funkce podél časové osy. Výsledný tvar vlnky je proto závislý na obou parametrech.

4.2 Filtrace EKG signálu s využitím DTWT

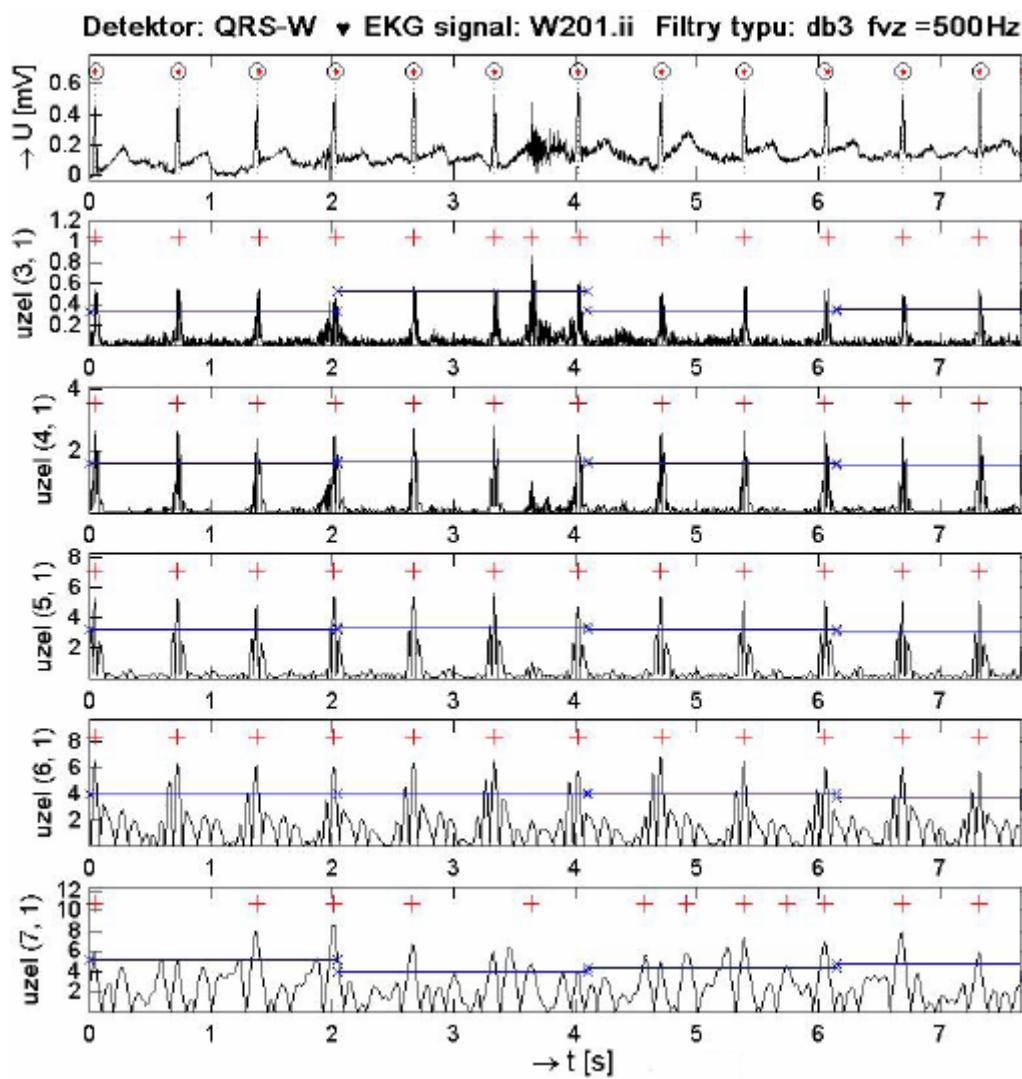
Diskrétní dyadická vlnková transformace je definovaná vztahem [22]:

$$S_m(n) = \sum_{i=-\infty}^{\infty} s(i) h_m(2^m n - i) = \sum_{i=-\infty}^{\infty} h_m(i) s(2^m n - i) \quad (2)$$

Tento způsob filtrace je nejužitečnější u filtrace elektrokardiogramu zvláště k omezení vlivu myopotenciálů a důvodem je hlavně spolehlivější rozměření celého signálu. Hlavními výhodami oproti lineárním filtrům je minimální zkreslení extrémů a zachování malých kmitů v QRS komplexech. Rovněž je výhodou zachování rychlých změn, které jsou zejména na začátku QRS komplexu a lepší odhad sklonů ST segmentů.

Detekce QRS komplexů s využitím WT

Využívá se redundantní vlnkové transformaci s diskretním časem DTWT (Discrete Time Wavelet Transform). Postupuje se tak, že signál je rozdělen na bloky (např. 2 s), kde se odvodí práh. Pokud jsou nadprahové hodnoty v sousedních pásmech na stejné pozici, je tento bod označen jako QRS komplex. Příklad takové detekce je na obrázku 4.1.



Obr. 4.1: Detekce QRS s DTWT a rozdělením na pásma [11]

5. Popis programu

Celý program je kvůli přehlednosti rozdělen do několika m-filů. A to **nacitaci_cyklus.m**, **vlnovka.m** a **vyhodnoceni.m**. M-file **nacitaci_cyklus.m** je základem celého programu. Do m-filů **vlnovka.m** a **vyhodnoceni.m** jsou zapsány funkce potřebné k detekci bodů respektive vyhodnocení přesnosti detekce.

M-file **nacitaci_cyklus.m** řídí běh celého programu. Na samém začátku je třeba nastavit cestu ke složce v níž jsou uloženy signály z databáze CSE. Následuje cyklus, který slouží k postupnému načítání jednotlivých signálů. V cyklu se tedy skládá řetězec znaků značících název signálu spolu s příponou, která označuje svod z něž byl signál snímán. Spojením tohoto řetězce a cesty ke složce se signály je definovaná přesná cesta k právě požadovanému signálu. Ta je postoupena dále funkci **vlnkovka** (kapitola 5.1). Tato funkce provádí celý postup detekce. Výstupem jsou tak všechny vzorky začátků vln P a jejich konců, vzorky začátků a konců všech QRS komplexů a také vzorky všech konců vln T v právě analyzovaném signálu. Detekce těchto segmentů EKG signálu se provádí pro všechny svody. Z toho vyplývá, že každý detekovaný bod je tak reprezentován 15 vzorky.

Ovšem místo, které přesně definuje bod detekce musí být stanoveno jedinou hodnotou. K tomu abychom získali jeden vzorek z 15 se nabízí různé přístupy. V následujícím textu jsou stručně popsány ty, které byly otestovány.

Výpočet průměru

Principem byl jednoduchý výpočet průměru s následným zaokrouhlením. Tato metoda byla ihned zavrhnuta z důvodu značného ovlivnění výrazně nepřesnými detekovanými vzorky. Nepřesná detekce se značně podepisovala na výsledku, což znamenalo celkově nepřesnou detekci. Požadavkem je počtem měření zmírnit vliv nepřesné detekce, což v tomto případě bylo naprosto nedosažitelné.

Výpočet průměru s omezením extrémů

Snahou o zmírnění vlivu extrémů na výslednou hodnotu bylo odstranění určitého počtu jak maximálních tak minimálních hodnot detekovaných bodů. Všechny 15 bodů je tedy seřazeno podle velikosti a poté jsou odstraněny první tři a rovněž tři poslední hodnoty, zbaví se tak tři extrémů z každé strany. V následujícím kroku je vypočítán průměr ze zbylých hodnot a ten následně zaokrouhlen nahoru na celé číslo. Při testování tohoto způsobu byly výsledky rovněž značně nepřesné oproti jiným. Proto není v práci využit.

Výběr pomocí plovoucího okna

Principem je, že přes vektor, ve kterém jsou uloženy všechny body detekce se posouvá okno určité velikosti. V místě kde je nej hustší počet detekovaných bodů se nějakou metodou (průměr, medián a jiné) stanoví, který bod bude brán jako výstup detekce. V několika případech tento způsob výrazně selhával. Není tedy využit v této práci.

Výpočet mediánu

Další testovanou metodou byl výpočet mediánu. Opět byl ze všech 15 bodů určen medián, tedy prostřední hodnota z čísel seřazených podle velikosti. Tento způsob byl při testování nejpřesnějším a proto se ho i v této práci využívá.

Aby bylo možné objektivně hodnotit kvalitu rozměření s ohledem na všechny testované signály je zapotřebí vypočítat směrodatnou odchylku. To bylo vyřešeno jednoduchým způsobem. Nejdříve jsou všechny hodnoty odchylek pro určitý detekovaný bod (začátek vlny P,..., konec T vlny) umocněny na druhou a následně je z takto umocněných hodnot vypočtena pro každý z pěti základních bodů detekce směrodatná odchylka. Podrobněji je celému postupu vyhodnocení detekce věnována kapitola 7.

Funkce vlnovka je zapsána v m-filu **vlnovka.m**. Vstupem funkce je řetězec znaků, který slouží k načtení signálu a výstupem detekované body intervalů P vln a QRS komplexů a body konců vln T.

5.1.1 Detektor QRS komplexu

Jak již bylo řečeno, v předchozích kapitolách, QRS detektor tvoří nejdůležitější část celého skriptu. Od jeho přesnosti se odvíjí přesnost dalších částí rozměření EKG signálu. Na obr. 5.1 je znázorněno blokové schéma QRS detektoru, navrženého pro tuto práci.



Obr. 5.1: Blokové schéma detektoru ORS komplexu

Vlnková transformace EKG signálu pro detekci QRS komplexu

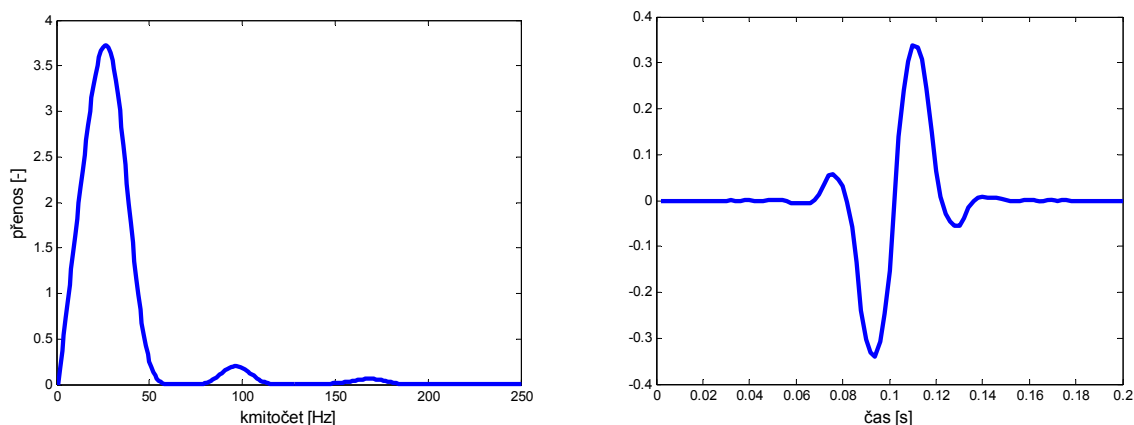
Vlnkové transformaci je věnována kapitola 4. U vlnkové transformace EKG signálu je využito vlastnosti, že výstupní signál má největší amplitudu v místě nejstrmější hrany vstupního signálu. Což jsou, jak již vyplývá z teorie v úvodu (3. kapitola) R vlny. V místech kde na vstupním signálu jsou nejmenší změny (extrémy signálu) prochází výstupní signál nulou.

Pro vlnkovou transformaci v prostředí Matlab slouží funkce **cwt**. K získání koeficientů je třeba zapsat funkci následujícím způsobem:

$$\text{vystup QRS} = \text{cwt}(\text{EKG signal}, 15, \text{'bior 1.5'}); \quad (3)$$

kde **vystup_QRS** je vektor, ve kterém jsou uloženy koeficienty transformace, **EKG_signál** je vektor transformovaného signálu, čísllice 15 je měřítkem a bior 1.5 je zvolená mateřská vlnka. Ze zkušeností různých zdrojů (např. [4]) se zdá volba této mateřské vlnky jako nejvhodnější. Po vyzkoušení několika jiných mateřských vlnek, kdy výsledky byly

v některých případech srovnatelné, byla vybrána rovněž biorthogonální vlnka bior 1.5. Její tvar je znázorněn na obrázku 5.2 vpravo. Z frekvenční charakteristiky na stejném obrázku vlevo vyplývají hlavní výhody, proč je použito měřítko 15. Jak je vidět transformace potlačuje stejnosměrnou složku, rušení na velmi nízkých kmitočtech, tedy drift, a rovněž je výrazným omezením pro síťový brum na kmitočtech 50 případně 60 Hz. Oproti tomu dochází současně ke zvýraznění QRS komplexů, jejichž energie leží v kmitočtovém pásmu 10 až 25 Hz. Na rozdíl od například detektoru v literatuře [13] nejsou využívána různá pásma, aby byly srovnávány nadprahové hodnoty jednotlivých pásem, ale detekce se provádí pouze na jednom pásmu. To podstatně zjednoduší celý postup detekce.

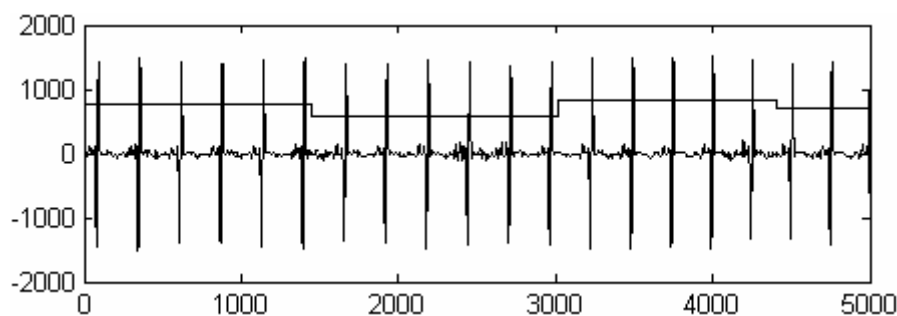


Obr. 5.2: Frekvenční spektrum (vlevo) a vlnka bior1.5 15 (vpravo)

Transformovaný signál podléhá dalšímu kroku což je prahování.

Prahování

Prahováním je zajištěn výběr vzorků, které s největší pravděpodobností jsou vzorky R vlny. Hodnota prahu byla určena metodou nástřelu maxim. Což znamená, že z každých 500 vzorků (1 s) celého signálu (vektor **vystup_QRS**), kde je velká pravděpodobnost výskytu jedné až dvou R vln, je vybráno v cyklu maximum. Poté je z každých tří po sobě následujících maxim určen medián. Hodnoty mediánu jsou vynásobeny konstantou 0,4. Ta byla určena testováním různých konstant. Číslo 0,4 bylo kompromisem mezi dvěma „extrémy“. Se zmenšováním hodnoty by ztrácel práh původní význam separace podstatných vzorků, naopak jestliže by konstanta byla zvolena příliš vysoká mohlo by dojít k přehlédnutí R vln o menších amplitudách. Z uvedeného vyplývá, že pro každých 1500 vzorků je stanovena nová hodnota prahu, je tedy plovoucí. V případě konstantní hodnoty prahu, která se hodí pro kratší signály, by mohlo dojít k tomu, že bude vynechán větší počet R vln s menší amplitudou. Tím to způsobem je této situaci zabráněno. Princip plovoucího prahu je dobře viditelný na obrázku 5.3.

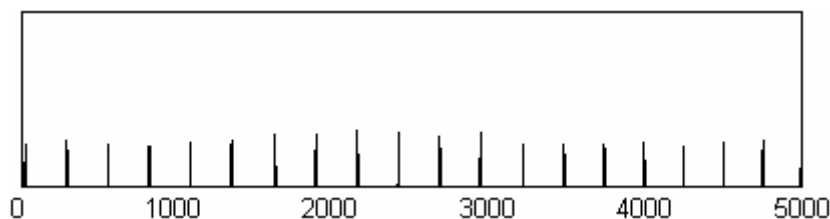


Obr. 5.3: Plovoucí práh

Jestliže již je nastaven práh lze hledat vzorky výstupního signálu transformace, které splňují jednoduchou podmínku:

$$x(i) > \text{prah} \quad (4)$$

Vzorky jejichž velikost nepřekračují hodnotu prahu jsou vynulovány. Výsledek prahování je na obrázku 5.4.



Obr. 5.4: Zobrazení vektoru index určitého signálu

Detektor špiček

Prahováním byly získané pouze shluky vzorků přesahující práh (obr. 5.4), nyní je zapotřebí najít vrcholky těchto skupin vzorků. To zajistí podmínka:

$$x(i-1) < x(i) > x(i+1). \quad (5)$$

Jak je patrné jedná se o cyklus porovnávání tří po sobě následujících vzorků ze vzorků nenulové hodnoty. Je-li splněna podmínka, že hodnota vzorku je větší než hodnota vzorku nalevo a současně je i větší než hodnota vzorku napravo je tento vzorek označen jako detekovaný QRS komplex. Tato podmínka je ovšem nedostačující. Mohl totiž nastat případ, že celou detekci prošly i vzorky nevhodné pro další postup a proto je skript rozšířen ještě o dodatečnou podmínku:

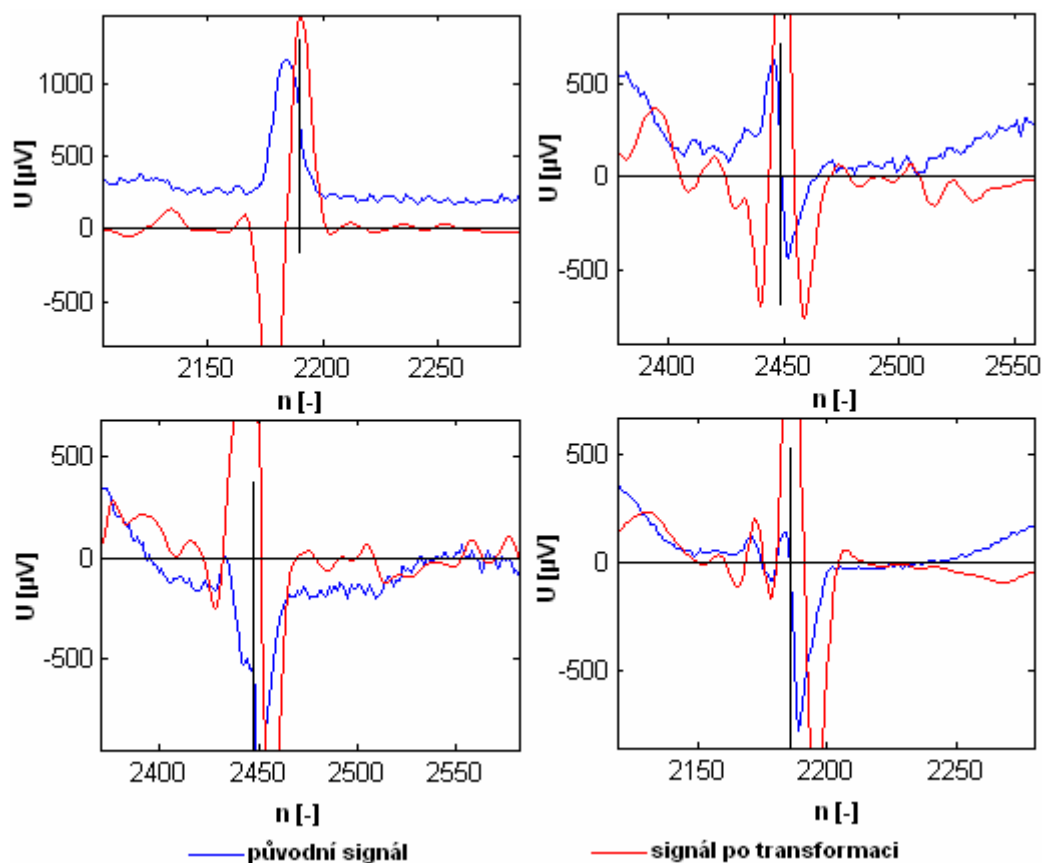
$$(\text{detekovaný QRS komplex}(i+1) - \text{detekovaný QRS komplex}(i)) < 150 \quad (6)$$

V cyklu se vypočítává rozdíl mezi dvěma za sebou seřazenými body značícími QRS komplex a je-li menší jak 150 vzorků, což je 300 ms po předchozím detekovaném QRS komplexu, odstraní se z vektoru falešně detekovaný QRS komplex hodnota je menší. Takto jsou již nadetekovány všechny QRS komplexy.

5.1.2 Hledání intervalu QRS komplexu

V další části je hledán interval QRS komplexu. Hledány jsou tedy body označující začátek QRS komplexu a jeho konec. Nejlépe je princip hledání vidět na obrázku 5.5, kde se nalézá v detailu porovnání EKG signálu W002.II před a po transformaci (před transformací je

vykreslen modře, po transformaci červeně) ze čtyř různých svodů. Černou svislou čarou je označen detekovaný bod maxima v QRS komplexu po transformaci. Od tohoto bodu se v cyklu prohledává prostor nalevo vzorek po vzorku a jestliže se změni tendence signálu z rostoucí na klesající je tento detekovaný bod označen jako vzorek začátku QRS komplexu. V případě prohledávání, založeného na stejném postupu jak v předchozím případě, jen s tím rozdílem, že směrem doprava, jsou detekovány vzorky konce QRS komplexu. Takto se postupuje u všech bodů, které jsou označeny jako maxima v QRS komplexu. Tím je zaručeno, že budou nalezeny intervaly (začátek a konec) všech detekovaných QRS komplexů.



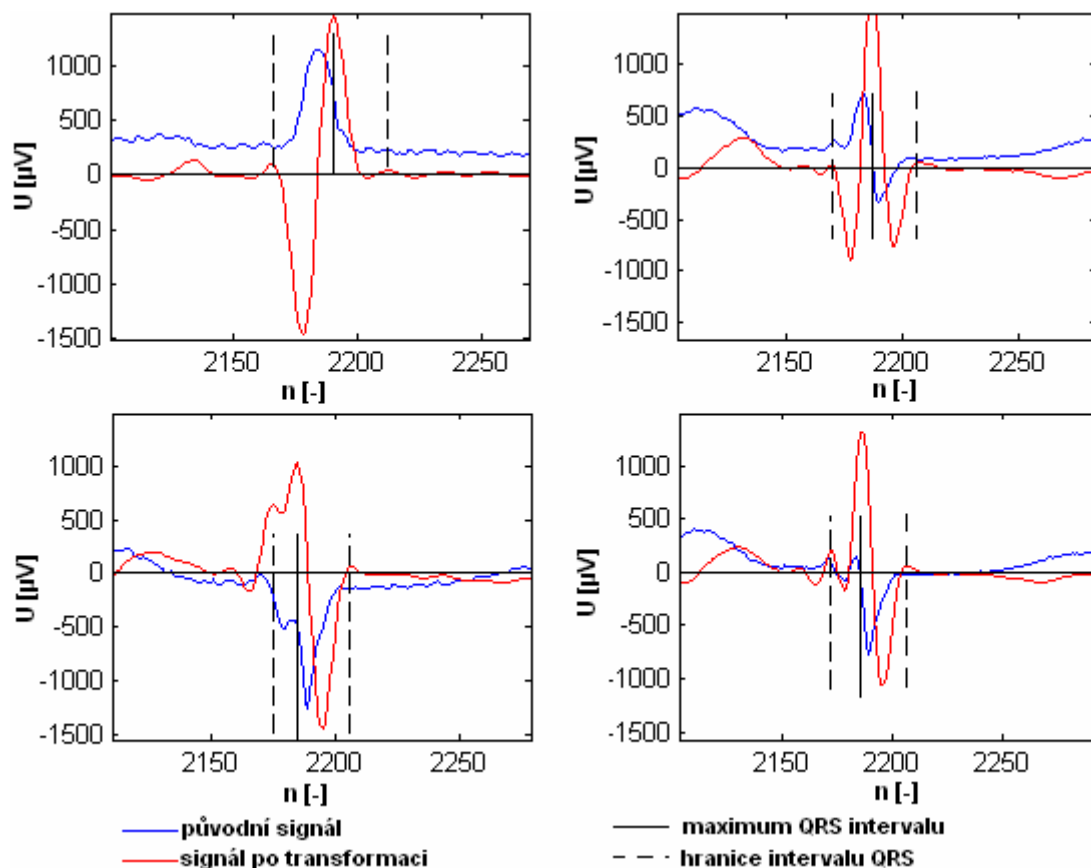
Obr. 5.5: Porovnání signálu před a po transformaci

Aby nedošlo k chybám v programu je nutné provést dvě opatření. Ty platí pouze pro QRS komplexy na začátku a konci celého uloženého signálu. A to v těchto případech:

- pokud vzdálenost 1. detekovaného QRS komplexu je od 1. vzorku EKG signálu menší než 60 vzorků (120ms), není hledán začátek QRS komplexu, aby nenastal případ, kde by skript začal prohledávat prázdný prostor (vystup_XRS(0), vystup_QRS(-1),...)
- pokud vzdálenost posledního detekovaného QRS komplexu je od 5000. vzorku EKG signálu rovněž menší než 55 vzorků (110 ms), není hledán konec QRS komplexu, aby nenastal případ, kde by skript začal prohledávat prázdný prostor (vystup_XRS(5001), vystup_QRS(5002),...)

Pár příkladů detekovaných intervalů různých signálů je na následujícím obrázku. Jako na předchozím obrázku jsou signály EKG vykresleny modrou barvou, transformovaný signál

červenou, černými svislými čarami maxima transformovaného signálu a svislými černými přerušovanými čarami jsou označeny detekované intervaly. Na 3. signálu je patrná značná nepřesnost. Tyto případy jsou ale redukovány tím, že kompletní výsledek detekce se získává z 15 svodů. Na 1., 2. a 4. signálu jsou vidět drobné nepřesnosti, které jsou odstraněny posunutím vzorků u obou bodů o stanovenou konstantu. U bodů začátků QRS komplexů je to o 5 vzorků doleva a u bodů konců QRS komplexů o 3 vzorky doprava.

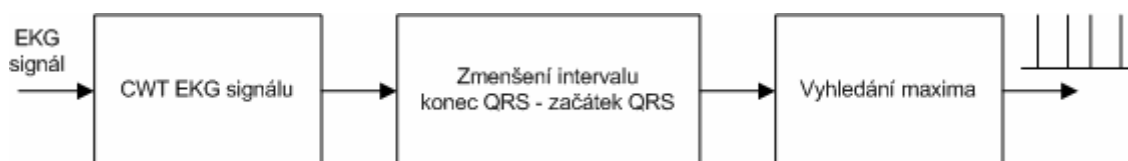


Obr. 5.7: Porovnání signálu i s detekovanými body

Ze znalosti, že T a P vlna se nachází v každém srdečním cyklu je zřejmé, že jejich detekce, pokud jsou známy body začátků a konců všech intervalů QRS komplexů v elektrokardiogramu, nebude složitá.

5.1.3 Detektor T vlny

K detekci T vlny je bezpodmínečně nutné znát hranice intervalů QRS komplexů. Což je samozřejmě splněno. Jak je postupováno v detekci je možné vyčíst z blokového schématu detektoru T vlny na obrázku 5.8.



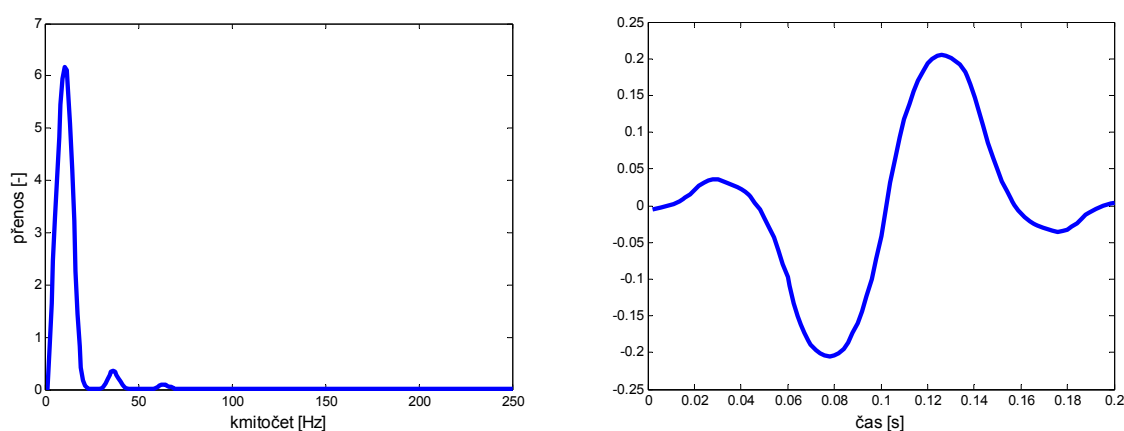
Obr. 5.8: Blokové schéma detektoru T vlny

CTW EKG signálu pro detekci T vlny

Výstupem vlnkové transformace je EKG signál vhodný k detekci T vlny. Opět je využito funkce `cwt`. Zápis pro transformaci signálu, aby byl vhodný k detekci T vlny je následující:

$$\text{vystup_T} = \text{cwt}(\text{EKG_signal}, 41, \text{'bior 1.5'}); \quad (7)$$

Vše je stejné jak v případě QRS detektoru jen s tím rozdílem, že koeficienty jsou uloženy do vektoru **vystup_T** a měřítko je stanoveno na 41. Zobrazení takto zvolené vlnky a jejího frekvenčního spektra je na obr. 5.9. Proč bylo zvoleno měřítko 41, vyplývá z frekvenční charakteristiky. Transformace potlačuje výrazně stejnosměrnou složku a rušení na velmi nízkých kmitočtech. Rovněž výrazně omezí vliv síťového brumu a komplexů QRS. Současně také zvýrazní T vlny, které mají největší energie ve frekvenčním pásmu 2 až 7 Hz. Totéž platí pro vlnu P.



Obr. 5.9: Frekvenční spektrum (vlevo) a vlnka bior1.5 41 (vpravo)

Detektor pracuje na tom principu, který vychází ze znalosti krajních bodů QRS komplexu. Jak je známo T vlna je snímána v každém cyklu srdečního rytmu, to znamená, že se nachází vždy mezi dvěma QRS intervaly. Za této znalosti se hledá pokaždé maximum mezi bodem označujícím konec QRS intervalu a bodem označujícím začátek bezprostředně následujícího QRS intervalu.

Aby nedošlo k chybám v programu je nutné zdůraznit, že hledání první T vlny se provádí v intervalu mezi prvním známým koncem QRS komplexu a prvním známým začátkem komplexu. Poslední detekce T vlny se provádí mezi posledním známým koncem QRS komplexu a posledním známým začátkem komplexu. A to v těchto důvodech:

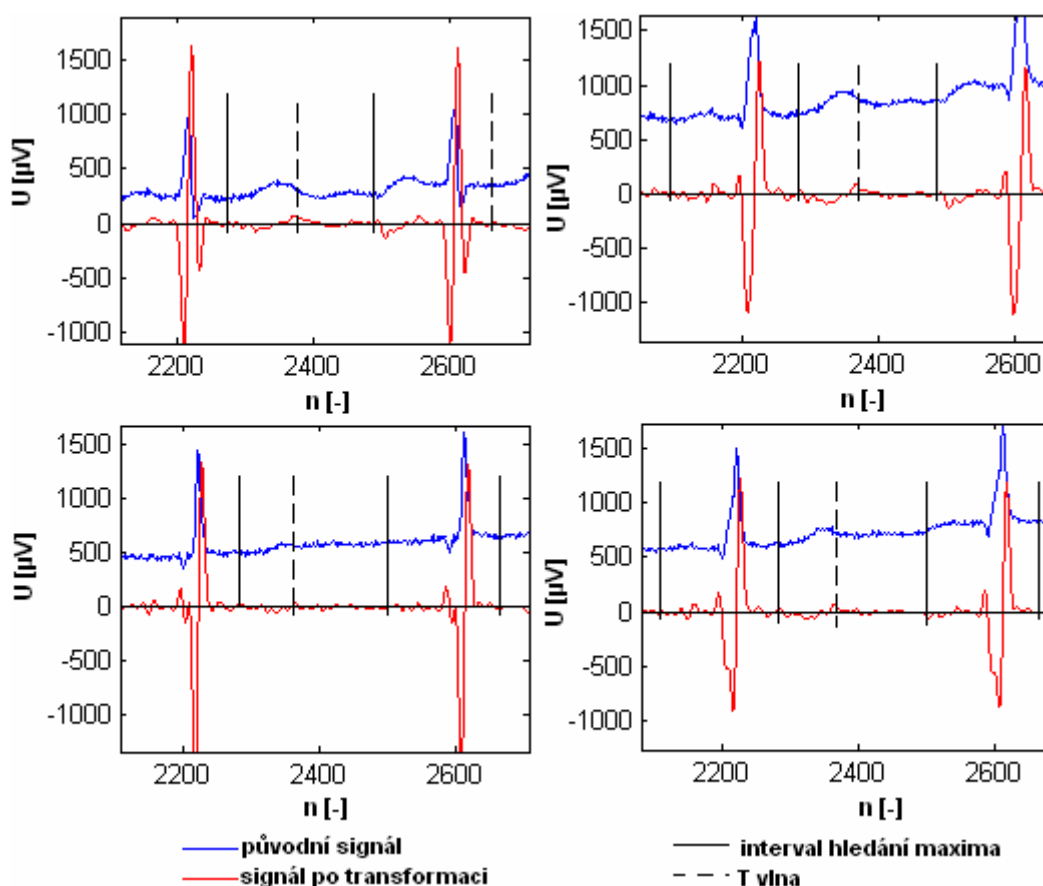
- pokud by se hledala T vlna nalevo od prvního začátku QRS komplexu mohl by špatně zvolený interval zasahovat mimo definovaný signál (`vystup_XRS(0)`, `vystup_QRS(-1)`,...)
- pokud by se hledala T vlna napravo od prvního začátku QRS komplexu mohl by špatně zvolený interval zasahovat mimo definovaný signál (`vystup_XRS(5001)`, `vystup_QRS(5002)`,...)

Zmenšení intervalu konec QRS - začátek QRS

Protože v úseku konec QRS – začátek QRS se nalézá ještě vlna P je nutné, k tomu aby nebyla falešně detekovaná jako vlna T, zmenšit tento interval aby se případnému falešnému detekování zabránilo. To je zařízeno tím, že interval, v němž má být T vlna, zmenšen zleva o 30 vzorků (60 ms) od bodu značícího konec QRS komplexu a zprava o 100 (200 ms) od bodu značícího začátek QRS komplexu.

Vyhledávání maxima

Na porovnání několika signálů před (modrý) a po (červený) vlnkové transformaci na následujícím obrázku kde jsou i znázorněny body intervalu (černé svislé čáry) je vidět kde je detekován bod označující vlnu T (svislá černá čárkovaná čára). Tohoto bylo dosaženo tím, že se v odpovídajícím úseku transformovaného signálu označilo maximum. Vzorek tohoto maxima je brán jako bod vrcholu T vlny. Takto se postupuje pro všechny intervaly mezi koncem QRS komplexu a začátkem QRS komplexu následujícího dokud nejsou označeny všechny T vlny.



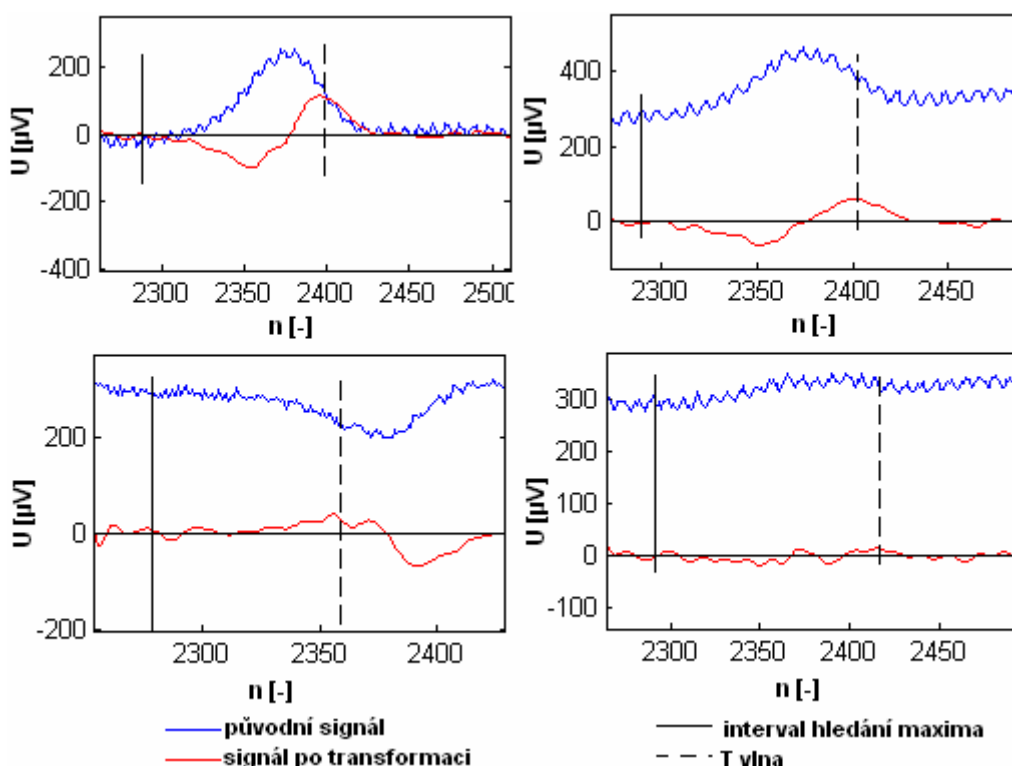
Obr. 5.10: Výsledky detekce T vlny

5.1.4 Hledání konce T vlny

Dá se říci, že detekce konce T vlny je ze všech detekovaných bodů nejsložitější. Důvodem je především různá morfologie T vln. T vlna může být pozitivní, negativní a nebo bifázická pouze nahoru nebo dolů.

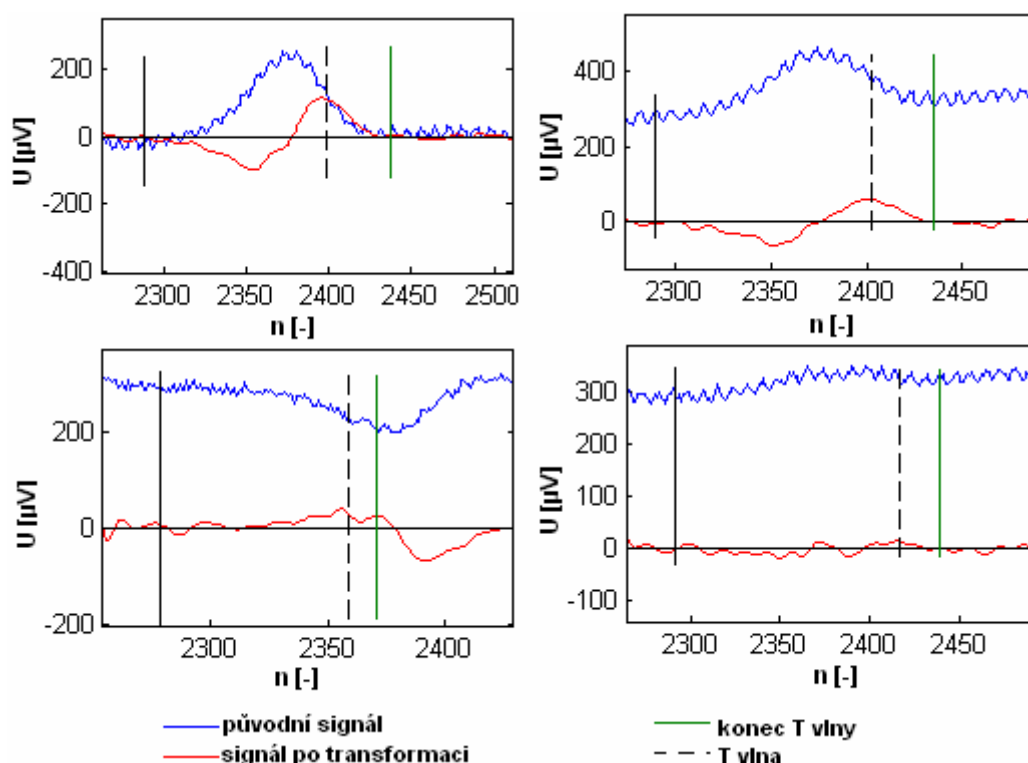
Možné postupy při hledání konce vlny T vyplývají z obrázku 5.11, kde jsou detaily z obrázku 5.10. Odzkoušen byl způsob označení bodu kde dochází k protnutí nulové osy. Porovnávaly se hodnoty vzorků napravo od bodu, který byl označen jako maximum T vlny. Tento postup v několika případech selhal. Signál procházel nulou až v místech QRS komplexu. To mělo za následek značnou nepřesnost. Proto byl stanoven jiný přístup detekování konce T vlny.

Nejlépeších výsledků bylo dosaženo podobným přístupem jako u hledání intervalu QRS komplexu. Opět byla sledována tendence signálu po transformaci pro T vlnu v cyklu od místa detekování maxima intervalu mezi koncem QRS komplexu a začátkem následujícího komplexu ve směru napravo a v místě kde docházelo ke změně tendence z rostoucí na klesající byl bod označen jako vzorek konce T vlny. Takto jsou získány všechny body označující konec vlny T každého srdečního cyklu. Výsledné body dosahují přesnějších hodnot posuneme-li všechny detekované vzorky o hodnotu 10 doleva.



Obr. 5.11: Detail z obrázku 5.9

Na obrázku 5.12 jsou detekované body konců T vln vyznačené svislou zelenou čarou. Na levém dolním signálu je patrná nepřesnost oproti detekci na ostatních svodech. Takto špatně detekované body jsou ovšem zanedbány dalším postupem (odstavec výpočet mediánu v kapitole 6).

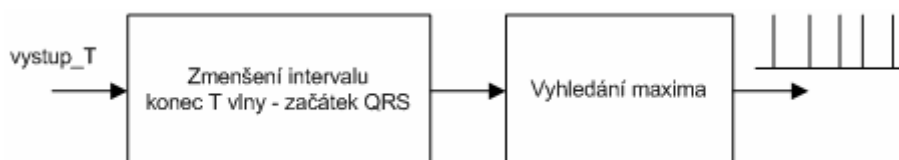


Obr. 5.12: Detekované konce T vln

Protože jsou již detekovány body začátku intervalů QRS a konců QRS komplexů a konce T vln zbývá poslední krok a to detekce intervalu P vlny.

5.1.5 Detektor P vlny

Známe li body označující konec vlny T a začátek komplexu QRS je v podstatě jednoduché přistoupit k detekci P vlny. Blokové schéma postupu je na obrázku 5.13.



Obr. 5.13: Blokové schéma detektoru P vlny

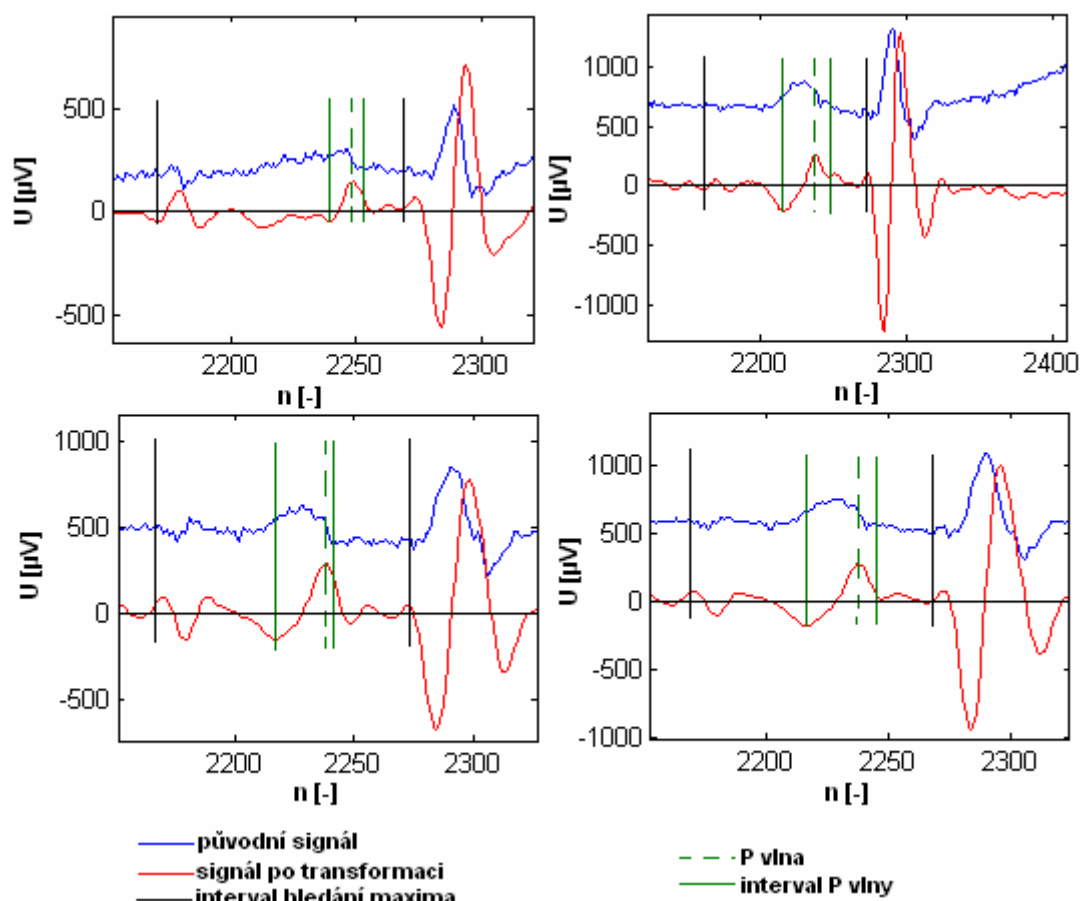
K detekci P vlny je využito stejného signálu jako u detekce vlny T. Pracuje se tedy opět se signálem, který je výstupem vlnkové transformace pro T vlnu (vzorec 6). Jak je známo P vlna se nachází mezi vlnou T a začátkem QRS komplexu následujícího srdečního cyklu. Toho je využito v přístupu k detekci.

Zmenšení intervalu konec T vlny-začátek QRS

K tomu aby se předešlo špatné detekci je nutné omezit vliv T vlny a komplexu QRS na úsek signálu kde se nachází vlna P. Interval konec T vlny – začátek QRS komplexu je tedy zkrácen zleva o 10 vzorků (20 ms) a o 20 vzorků (40 ms) zprava. Mezi body značícími takto upravený interval stačí jen najít maximum.

Vyhledávání maxima

Vyhledávání maxima probíhá v cyklu, kdy pro každý úsek upraveného intervalu konec T vlny - začátek QRS komplexu se již najde vzorek maxima. Tento vzorek je bodem P vlny. Výsledek detekce je na obrázku 5.14., na kterém jsou zobrazeny meze (černá svislá čára) mezi kterými je hledáno maximum transformovaného signálu (červený). Maximum je vyznačeno svislou zelenou čárkovanou čarou.



Obr. 5.14: Výsledek detekce konce P vlny

5.1.6 Hledání intervalu P vlny

Vzorky maxim intervalu konec T vlny – začátek QRS komplexu jsou dosti blízké vzorkům odpovídajícím konci vlny P. Ke zlepšení přesnosti detekce stačí pouze hodnoty vzorků maxim pro jednotlivý úsek posunout vpravo o 15 vzorků. To znamená že konec P vlny je posunut o 30 ms doprava.

Začátek P vlny je vyhledáván, jak vyplývá z obr. 5.14, tak že se testuje trend vývoje signálu nalevo od detekovaného maxima (P vlna). Bod kde se trend mění z klesajícího na rostoucí, je označen jako začátek P vlny. Tyto detekované body jsou také zaznamenány na obrázku 5.14 svislými zelenými čarami.

5.2 Funkce vyhodnoceni

Funkce **vyhodnoceni** zapsaná v m-filu **vyhodnoceni.m** má za úkol porovnat pozici detekovaných bodů při rozměření s referenčními body, které ručně stanovili kardiologové. Pracuje tedy s body vypočtenými mediánem z 15 vzorků, které jsou výsledkem detekce na signálech ze všech svodů. Dále pracuje se souborem **ref.xls**, kde jsou uloženy referenční body pro každý signál.

Na začátku jsou body ze souboru **ref.xls** načteny kvůli možnosti srovnávání. Rozměřený je v každém signálu pouze jeden srdeční cyklus. To znamená, že v každém signálu je referenční bod vždy jen pro jeden bod detekovaný z celého signálu. To značně omezuje možnosti kvalitního hodnocení detekce.

Pro každý z porovnávaných bodů je vyhrazen jiný cyklus. Vždy se hodnoty porovnávají s bodem kde začalo rozměření. Až v cyklu dojde na první větší tak je tento bod porovnán s bodem odpovídajícím si. Rozdíl mezi referenčním a detekovaným bodem je hodnotou počtu vzorků vzdálenosti, o kterou byla detekce nepřesná.

Výstup této funkce je zvláště důležitý pro vyhodnocení přesnosti detektoru pro všechny body. Hodnoty, kterých se dosáhne slouží také k objektivnímu porovnávání různých typů detektorů, které rovněž mají za úkol počítačovou analýzu EKG signálu. Metody sloužící ke srovnávání mezi detektory jsou podrobně popsány v kapitole 7.

6. Zobrazení detekovaných bodů

V této kapitole je pomocí obrázků se stručným popisem názorně vysvětleno co je výsledkem rozměření EKG signálu, a na příkladech jsou i znázorněny špatné detekce se stručným doprovodným textem co mohlo být příčinou takto špatně detekovaných bodů.

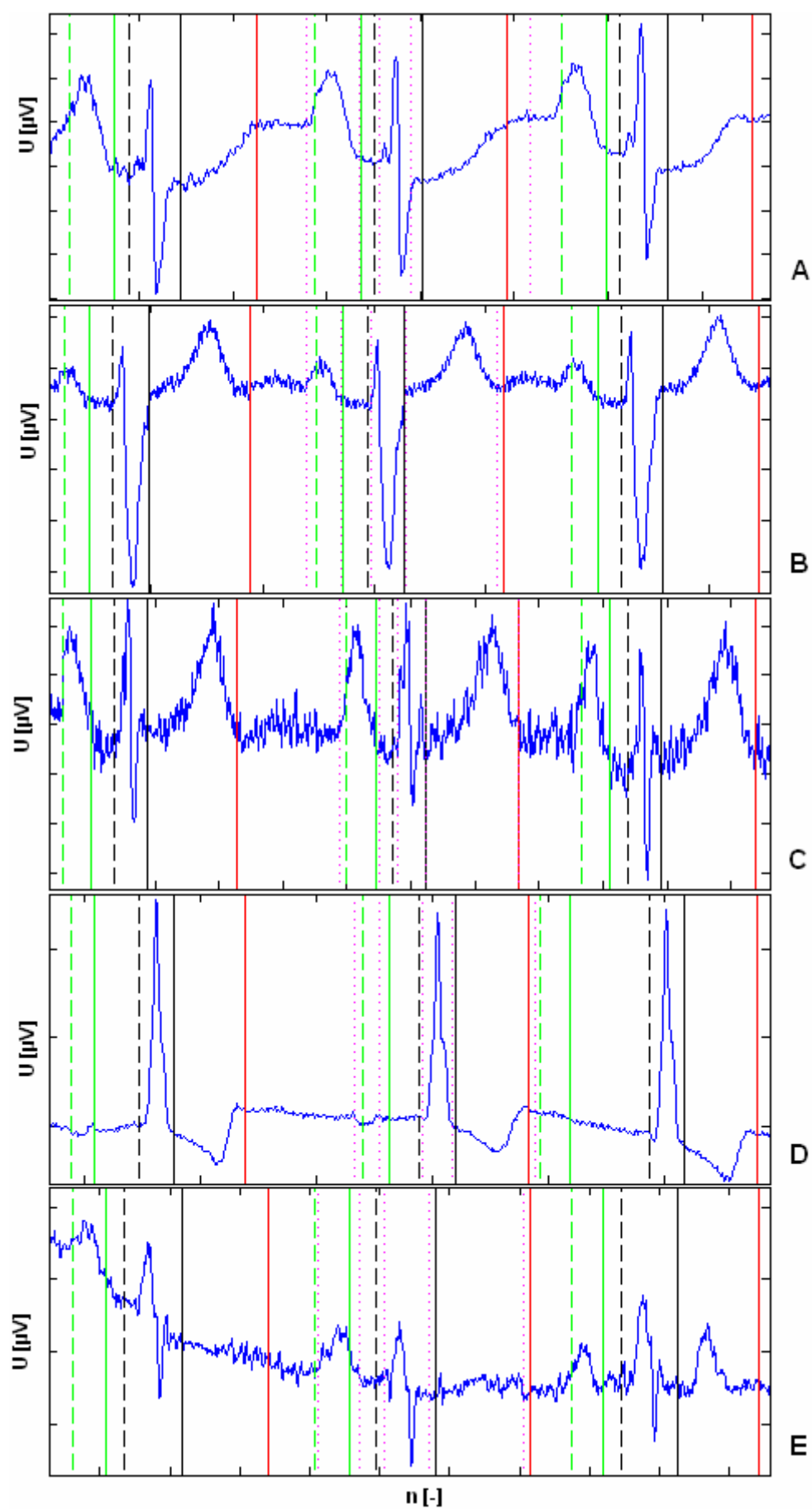
Pro začátek je dobré si prohlédnout pár rozměřených srdečních cyklů na následujících obrázcích, kde jsou příklady několika EKG signálů s označenými detekovanými body. Pro přehlednost jsou tyto body rozlišeny jak barvou tak stylem čáry. Tečkovanými svislými čarami růžové barvy jsou značeny referenční body, čárkovanými svislými čarami jsou značeny začátky intervalů a plnými svislými čarami konce intervalů respektive konec T vlny. Čáry jsou rovněž rozlišeny barevně a to tak, že P vlna je barvou zelenou, komplex QRS barvou černou a konec T vlny je označen červenou svislou čarou. Jako EKG signál (modrý), na kterém jsou zobrazovány výsledky, je vykreslen signál naměřený ze svodu II bipolárních Einthovenových svodů (kapitola 2.2.1). Na obrázku je vidět pět signálů(A-2, B-1, C-32, D-94, E-109), které slouží jako ukázka.

U signálu označeného písmenem **A** je vidět jak má vlna T atypický tvar. To zapříčinilo detekci konce této vlny s výraznou odchylkou od bodu definovaného skupinou kardiologů. Patrné je, že signál **C** je výrazně zkreslen šumem a i přesto je detekce dostatečně přesná.

Jak je ukázáno na signálu **E** detekce registruje i nevýrazné T vlny a na signálu **D** je vidět, že nejsou opomenuty ani T vlny se zápornou výchylkou. Ovšem u značně atypických tvarů T vlny detektor jejího konce vykazuje značnou nepřesnost.

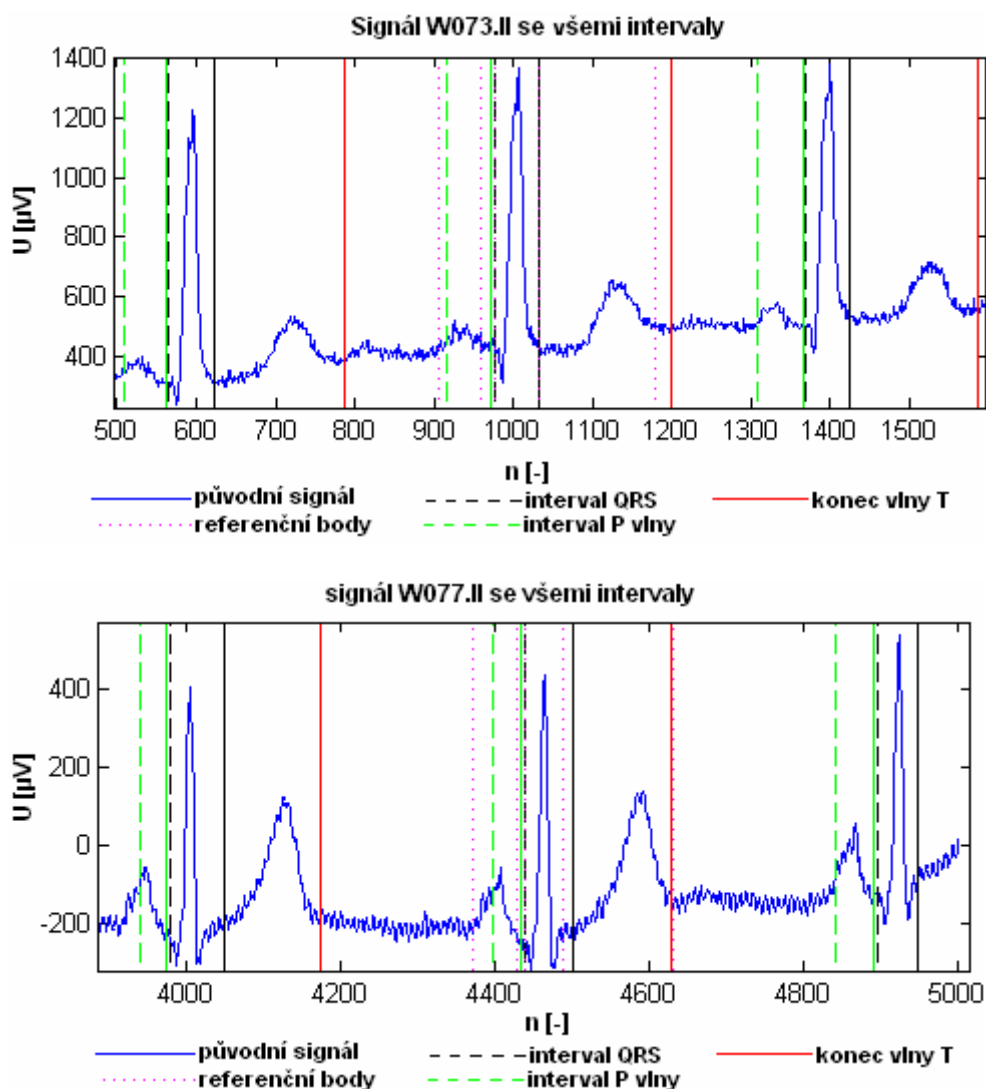
Detekce intervalu QRS komplexu se jeví jako nejpřesnější. Výraznější odchylky v těchto pěti signálech není zřetelná.

P vlna je rovněž detekovaná s dosti vysokou přesností.



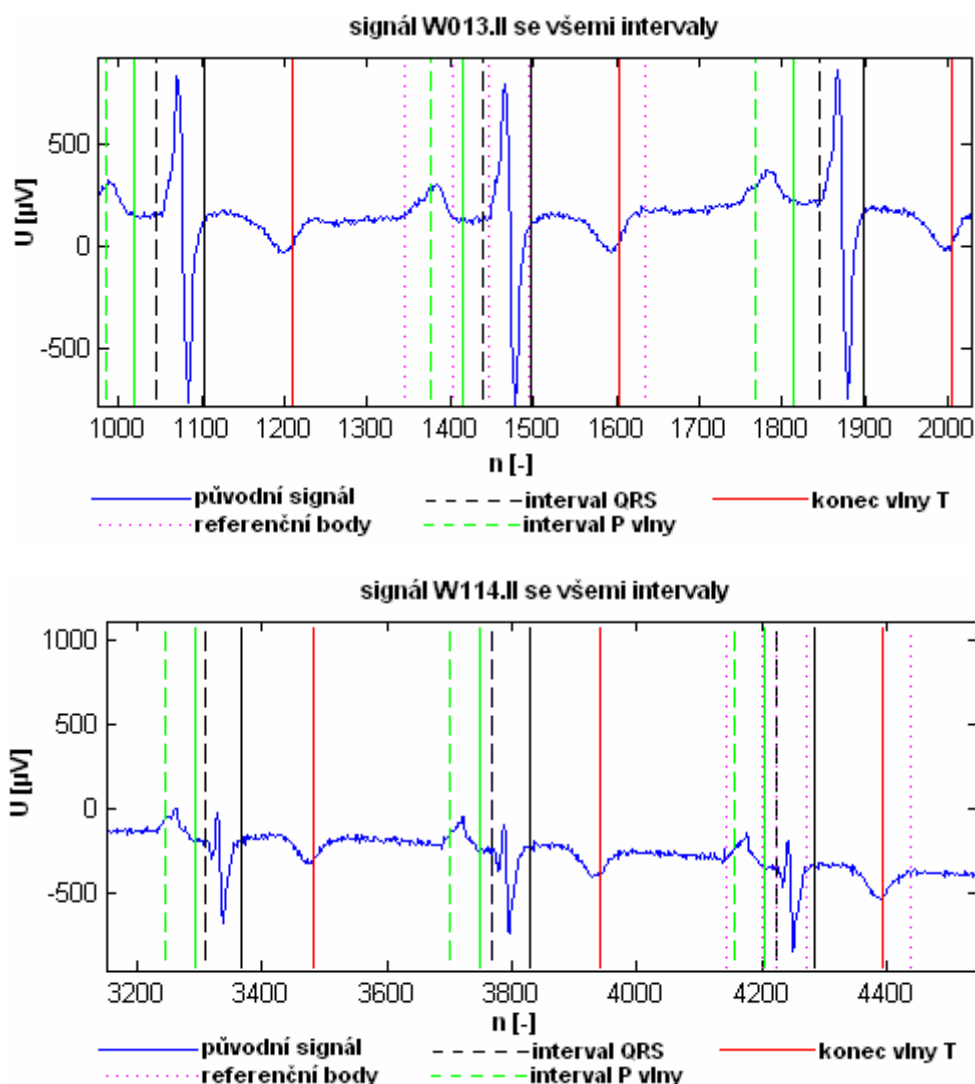
Obr.6.1: Několik příkladů rozměřených signálů EKG

V několika příkladech se dá ale říci, že detekce je naprosto nedostačující. Pár takových případů bude na následujících obrázcích se stručným komentářem.



Obr.6.2: Signál W073 a W077 s nepřesnou detekcí intervalu P vlny

Na horním obrázku signálu W073 je zřetelně vidět v porovnání s referenčními body, jak je detekce nepřesná v případě začátku a konce P vlny. Nepřesnost mohla být zapříčiněna malou vzdáleností od začátku QRS komplexu což způsobilo falešnou detekci maxima P vlny už na nástupné hraně vlny R. Na spodním obrázku se dá předpokládat, že odchylka v detekci je způsobená výrazným šumem.



Obr. 6.3: Signál W013 a W114 s nepřesnou detekcí konce T vlny

Na obrázku 6.3 jsou příklady nepřesné detekce konce T vlny. Na obou signálech se jedná o zápornou výchylku EKG signálu na úseku T vlny. Z uvedeného vyplývá, že u těchto druhů T vln bude odchylka od referenčních bodů trochu výraznější.

6.1 Reálný EKG signál

Z předchozího textu je zřejmé, že se reálné příklady EKG signálů výrazně liší od teoretického popisu v kapitole 2.4. Z tohoto hlediska je dobré vyjmenovat v několika bodech hlavní rozdíly reálných signálů od ideálního průběhu EKG křivky [17].

QRS komplex

Reálné QRS komplexy nabývají v závislosti na polaritě svodu kladných nebo záporných hodnot. Amplituda R vln se výrazně mění a mnohdy je srovnatelná nebo dokonce menší než amplituda T vln. Toto je u detekce QRS komplexu ošetřeno stanoveným měřítkem 15, který by mněl vliv vlny T na detekci výrazně omezit.

T vlna

T vlna nemá v reálných signálech pevně danou pozici, je proměnná. Zatímco v některých elektrokardiogramech navazuje vlna T přímo na QRS komplex, v dalších je uprostřed mezi QRS komplexy nebo dokonce těsně před vlnou P. Proměnná poloha vlny T by teoreticky neměla mít vliv na QRS detektor (již zmíněné měřítko 15), ale může mít značný vliv na postup hledání maxima T vlny v určitém intervalu mezi dvěma QRS komplexy. V tomto případě mohlo dojít k falešné detekci vlny P jako vlny T protože v daném intervalu byla vlna P větší. Nabízí se řešení ještě výraznějším zmenšením intervalu. Avšak to je nevhodné protože v několika analyzovaných úsecích se vlna T nacházela na konci tohoto intervalu.

P vlna

Jak již bylo popsáno v odstavci T vlna, může mít P vlna značný vliv na detekci T vlny právě kvůli své velikosti. A stejně jako T vlna má proměnnou pozici. V některých případech se nachází těsně za T vlnou, jindy je přibližně uprostřed mezi T vlnou a QRS komplexem a jindy zase těsně před QRS komplexem. Nastává tedy opět problém se stanovením intervalu, ve kterém je maximum vyhledáváno. Opět je žádoucí mít interval co nejmenší, ale jeho další zmenšení by nebylo vhodné kvůli tomu, že v některých testovaných signálech se P vlna nacházela těsně u krajních poloh stanoveného úseku. To má ovšem za následek, že je možný přesah vlivu T vlny nebo QRS komplexu do daného úseku.

Proměnná tepová frekvence

Dalším proměnným parametrem, který značně ovlivňuje rozměření EKG signálů je proměnná tepová frekvence srdečního svalu. Tato vlastnost nemá vzhledem k použitému algoritmu žádný vliv na QRS detektor, ovšem značně ovlivňuje detekci T vlny respektive vlny P. Při velmi vysoké tepové frekvenci má navržený algoritmus chybu ve značném zmenšení intervalu mezi dvěma po sobě následujícími QRS komplexy. To může zapříčinit, že maximum v daném intervalu bude logicky detekováno, ale nemusí se jednat právě o maximum požadované T nebo P vlny.

Vliv zkreslení

Snímané EKG signály jsou vždy ovlivněny různými zdroji rušení. Jedná se například o pohyb pacienta při dýchání a nebo jeho pohyb z jiného důvodu. Signál je tak rušen myopotenciály, jejichž zdrojem je aktivita kosterního svalstva. Nejvíce je myopotenciály ovlivněn signál EKG snímáný při zátěžových testech. Dalším zdrojem rušení je síťový brum. Tomu je možné předejít dodržením vhodných podmínek při snímání EKG, avšak tyto podmínky často není schopná obsluha elektrokardiografu zajistit.

Aby bylo možné dostatečně kvalitně detekovat požadované body EKG je nutné podrobit snímáný signál fázi předzpracování (kapitola 3.1). V této práci je konkrétně využita vlnková transformace (WT). Signál podrobený této funkci je dostatečně zpracován tak aby bylo možné v dostatečné kvalitě detekovat body začátku P vlny a jejího konce, intervalu QRS komplexů a konců vln T.

6.2 Databáze CSE

Pro vyhodnocení kvality detekce významných bodů elektrokardiogramu jsou vytvořeny různé databáze EKG signálů, na kterých jsou algoritmy testovány. Většina těchto databází je volně dostupná z internetu na stránkách Physionet (www.Physionet.org), kde je velké množství biologických signálů (nejen EKG) zdarma přístupných široké veřejnosti. Algoritmus vytvořený v této práci má být testován na databázi CSE, která není na stránkách

Physionetu dostupná. Signály této databáze jsou přístupny pouze pro určitou skupinu uživatelů.

Databáze CSE (The Common Standards for Electrocardiography) je navržena pro vyhodnocování algoritmů analyzujících signály EKG. Obsahuje celkem 125 signálů zaznamenávaných 10 vteřin se vzorkovacím kmitočtem 500 Hz. Každý z těchto signálů byl zaznamenán z 12 klasických svodů a 3 ortogonálních.

Referenční body databáze CSE byly definované skupinou kardiologů. Ti nezávisle na sobě označili u jím předloženého elektrocardiogramu definovaného srdečního cyklu každého signálu interval vlny P, začátek a konec QRS komplexu. A konec vlny T. Ze souboru hodnot pro jeden bod byla stanovena referenční pozice.

Značnou nevýhodou této databáze je však to, že referenční hodnoty významných bodů jsou uvedeny pouze u jediného cyklu celého záznamu. U některých signálů dokonce nejsou ani ve stanoveném cyklu uvedeny všechny významné body.

7. Výsledky testování

Hlavními problémy počítačového rozměření EKG signálu jsou [14]:

- neexistují standardní postupy pro nalezení pěti klíčových lokalit
- nebývá shoda ani u ručního rozměření

Ovšem je nutné kvůli srovnávání různých detektorů, kvalitu rozměření vyhodnotit objektivním přístupem. Hlavními parametry každého detektoru je jeho senzitivita, prediktivita a směrodatná odchylka detekovaných bodů.

Prediktivita detektoru jako měřítko pro srovnání s jinými typy detektorů v této práci není využívána, protože k jejímu výpočtu je nutné znát referenční hodnoty všech detekovaných bodů. Tuto podmínku, ale databáze CSE (kapitola 6.2), na které je algoritmus testován nesplňuje.

7.1 Senzitivita

Senzitivita vyjadřuje procento správně detekovaných bodů z celkového počtu bodů, které měly být detektorem zaznamenány. Pro senzitivitu platí:

$$S^+ = \frac{TP}{TP + FN} 100 \quad [\%], \quad (7)$$

kde TP (True Positive) vyjadřuje počet správně detekovaných bodů. Oproti tomu FN (False Negative) vyjadřuje počet bodů, které nebyly detekovány. Součet těchto dvou hodnot vyjadřuje počet všech bodů, které měli být detekovány ve zpracovávaných signálech. Výsledky jsou zpracovány pro všechny signály z databáze CSE. Vypočtená hodnota senzitivity pro detektor QRS komplexu je uvedena v tabulce 1. Pro srovnání jsou v téže tabulce představeny i hodnoty senzitivity detektorů uvedené v různých zdrojích [13], [19], [20] a [21].

Tabulka 1: Senzitivita detektoru R vlny a porovnání s jinými detektory

Příklady detektorů	TP	FN	Senzitivita
	[-]	[-]	[%]
detektor v této práci	1101	10	99,10
Detektor v SP	96	4	96
detektor [13]	109208	220	99,80
detektor [19]	104070	112	99,89
detektor [20]	109635	184	99,83
detektor [21]	109522	441	99,60

Z uvedeného vyplývá, že detektor QRS komplexu nedosahuje hodnot senzitivity propracovanějších detektorů uvedených v tabulce. Ovšem hodnotu senzitivity 99,10 lze považovat za velmi kvalitní. Docíleno bylo významného zlepšení v porovnání se senzitivitou detektoru, který byl vytvořen v rámci semestrálního projektu, kde byl postup založen na principu lineární filtrace.

Vysoká procentuální úspěšnost ostatních detektorů může být zapříčiněná nesrovnatelně vyšším počtem klasifikovaných QRS komplexů. Další příčinou může být, že

detektory byly testovány na velmi dlouhých elektrokardiogramech. Tento typ testování je považován za obecně platný, ale výsledek je zkreslen tím, že detektor je podroben QRS komplexům s jen málo se měnícím tvarem. To má za následek, že není možné vyhodnotit jak detektor reaguje na výrazně se měnící morfologii QRS komplexů.

7.2 Směrodatná odchylka

Pro objektivnější posouzení přesnosti detektoru slouží směrodatná odchylka, která je definována vztahem:

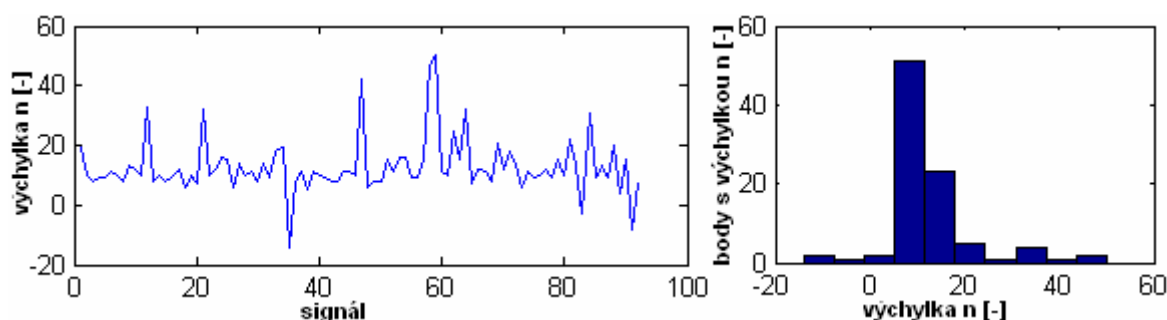
$$s = \sqrt{\left(\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2\right)}, \quad (8)$$

kde n je počet elementů ve vektoru, x_i je hodnota i -tého elementu a $\bar{x}$ je aritmetický průměr všech odchylek. Výsledkem je směrodatná odchylka v jednotkách ms. Tyto hodnoty jsou uvedeny pro všechny detekované body v následující tabulce. V tabulce jsou uvedeny rovněž stanovené tolerance pro každý bod, uvedené v [13].

Tabulka 2: Směrodatné odchylky

	začátek P	konec P	začátek QRS	konec QRS	konec T
	[ms]	[ms]	[ms]	[ms]	[ms]
směrodatná odchylka	18,41	14,63	14,74	17,86	31,59
tolerance	10,2	12,7	6,5	11,6	30,6

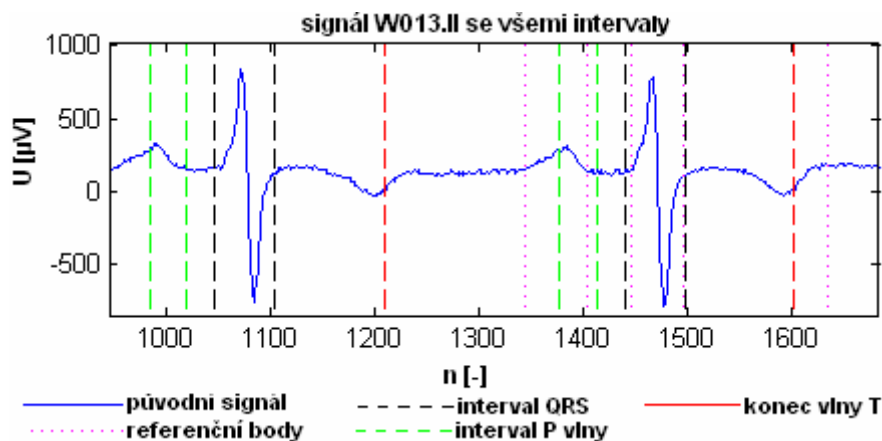
V tabulce je vidět, že tolerance byla překročena ve všech detekovaných bodech. Mírně je překročena u detekce konce P vlny a konce T vlny. Nejvýrazněji je hraniční hodnota překročena u bodů značících začátek a konec QRS komplexů a začátku P vlny, kde je tolerance nastavena nejprísněji. To, že hodnoty střední odchylky překračují toleranci ještě neznamena naprostou nevhodnost detektoru. Z principu vzorce (8) je zřetelný významný vlivu každého detekovaného bodu na výsledek výpočtu střední odchylky. Je-li stanovený bod v určitém signálu výrazně nepřesný mocninou ve vzorci se ještě násobně zvýrazní. To má za následek vysokou hodnotu střední odchylky pro detekované body. Přehledněji je výsledek detekce vysvětlen spolu s názornými grafy v následujícím textu.



Obr. 7.1: Graf odchylek pro začátek P vlny

Na levé straně obrázku 7.1 je zobrazen počet vzorků, o které je detekce nepřesná pro jednotlivé signály. Na pravé straně je histogram této funkce, tedy počet signálů o určité odchylce. Je vidět, že pro signály W013 (odchylka v počtu vzorků 33), W023 (32) a W055

(42) jsou odchylky výrazně větší od ostatních, které se pohybují v největší míře kolem 5 až 10 vzorků, což je vidět na histogramu. Zdá se, že řešením by mohlo být posunutí všech detekovaných bodů o pět vzorků doleva, ale testy s touto úpravou ukázaly, že nemá na výsledek detekce výraznější vliv. Některé, ze špatně analyzovaných elektrokardiogramů jsou na následujících obrázcích.

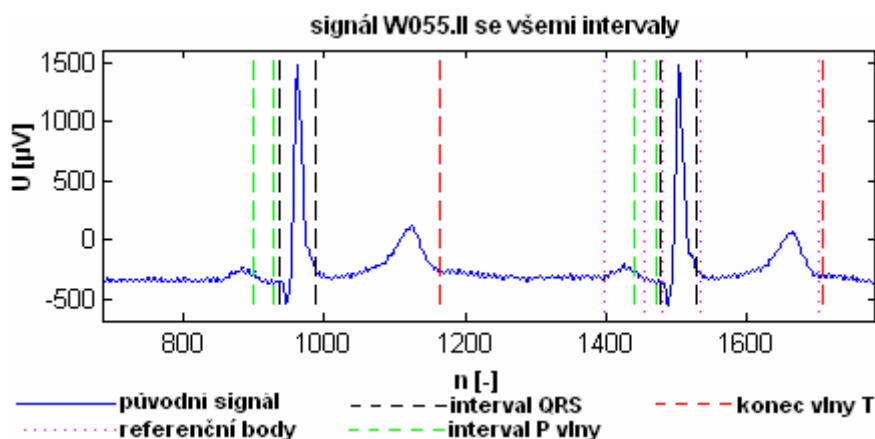


Obr. 7.2 Původní signál W013.II se všemi detekovanými body

Referenční hodnota pro začátek P vlny signálu W013 byla stanovena na 1344. vzorku. Detektor vyhodnotil bod na pozici 1377, což je hodnota detekovaná na signálu snímaného ze svodu Z, jak ukazuje tabulka 3. V tabulce jsou hodnoty vzorku ze všech svodů z nichž se stanovil medián. Nejblíže referenční hodnotě byl výsledek detekce na signálu V1. Mohlo by se zdát, že pro přesnější řešení by bylo vhodné upřednostnit tento svod nebo zvýraznit ho váhováním u výpočtu mediánu. Testy, ale ukázaly, že nejblíže referenční hodnotě pro každý signál z databáze není vždy na svodu V1, i přesto, že stejné pravidlo platí rovněž u signálu W013 (tab.4).

Tabulka 3: Detekované body pro signál W013

Detekované body začátku vlny P pro jednotlivé svody signálu W013														
X	Y	Z	I	II	III	V1	V2	V3	V4	V5	V6	AVF	AVL	AVR
1416	1366	1377	1365	1365	1411	1349	1351	1411	1413	1415	1416	1365	1418	1313



Obr. 7.3: Původní signál W055.II se všemi detekovanými body

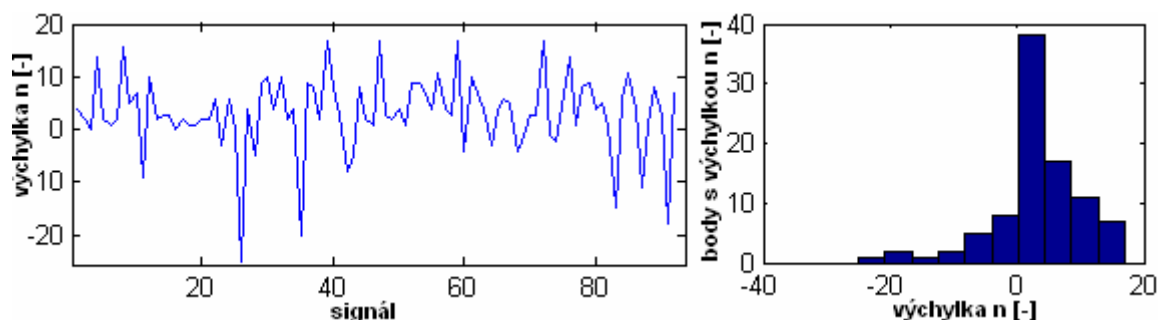
Referenční hodnota vzorku začátku P vlny signálu W055 je 1397. Nejblíže byl bod detekovaný opět na elektrokardiogramu ze svodu V1. Toto je vidět v tabulce 3, kde jsou i hodnoty detekce ze všech dalších 14 svodů.

Tabulka 4: Detekované body pro signál W055

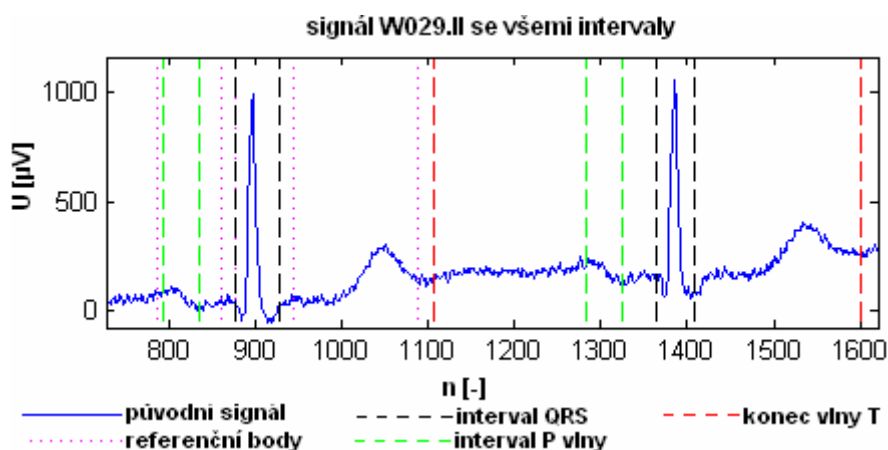
Detekované body začátku vlny P pro jednotlivé svody signálu W055														
X	Y	Z	I	II	III	V1	V2	V3	V4	V5	V6	AVF	AVL	AVR
1423	1452	1377	1417	1452	1453	1403	1439	1438	1443	1447	1449	1452	1429	1384

Jak již bylo zmíněno odchylka detekce na dvou zobrazených signálech je výrazná. Jestliže by tyto odchylky nenastaly, střední hodnota odchylky pro začátek vlny P by odpovídal stanovené toleranci.

Na dalším grafu (obr.7.4 vlevo) je zobrazena křivka počtu vzorků odchylky pro konec P vlny. Na pravé straně je histogram, na kterém je vidět, že detekované body se ve většině případů neodchylují o více jak 5 vzorků. Ovšem několik jich výrazně referenčním bodům neodpovídá, což značně ovlivňuje směrodatnou odchylku. Jsou to především signály W029 (25) a W040 (20).

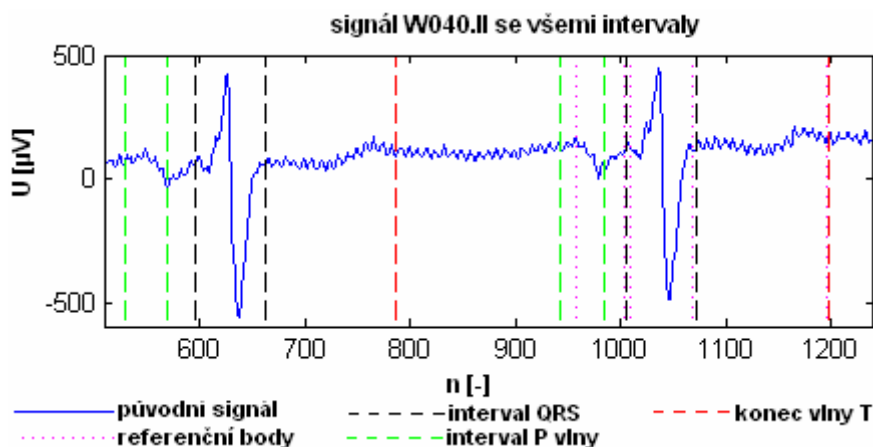


Obr. 7.4: Graf odchylek pro konec P vlny



Obr. 7.5: Původní signál W029.II se všemi detekovanými body

Z detekce a referenčních hodnot na signálu W029 (obr.7.5) je patrné, že chyba mohla být způsobena malou vzdáleností referenčního bodu od hranice, která stanoví začátek QRS komplexu. To mohlo zapříčinit, že zmenšením intervalu konec QRS – začátek QRS byl tento bod vyřazen z úseku, ve kterém skript vyhodnocuje maximum, značící vrchol P vlny.

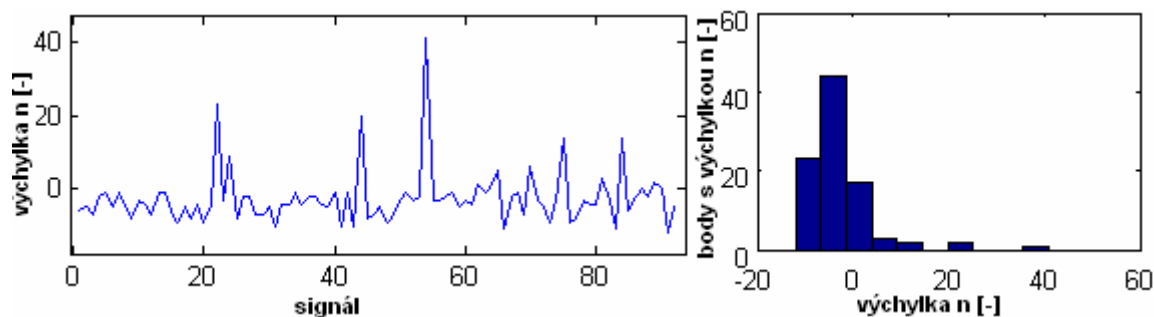


Obr. 7.6: Původní signál W040.II se všemi detekovanými body

Na obrázku 7.6, kde je znázorněn rozměřený srdeční cyklus kardiologie a výsledné body detekce, je rovněž patrné, že referenční bod konce P vlny je v malé vzdálenosti od bodu značícího začátek QRS intervalu.

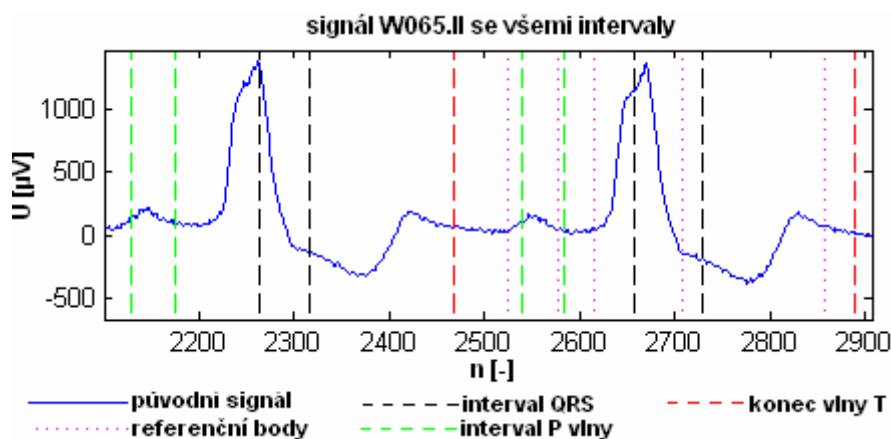
Z výsledků detekce na signálech W029 a W040, lze usoudit, že při malé vzdálenosti mezi koncem P vlny a začátkem QRS komplexu, je detekovaný bod se znatelnou nepřesností. Ovšem neznamená to selhání detektoru.

Graf na obrázku 7.7 znázorňuje křivku odchylek detekovaných bodů od referenčních pro začátek QRS komplexu. Jak je vidět také na histogramu je přesnost detekce v naprosté většině v rozmezí 0 až 5 vzorků.

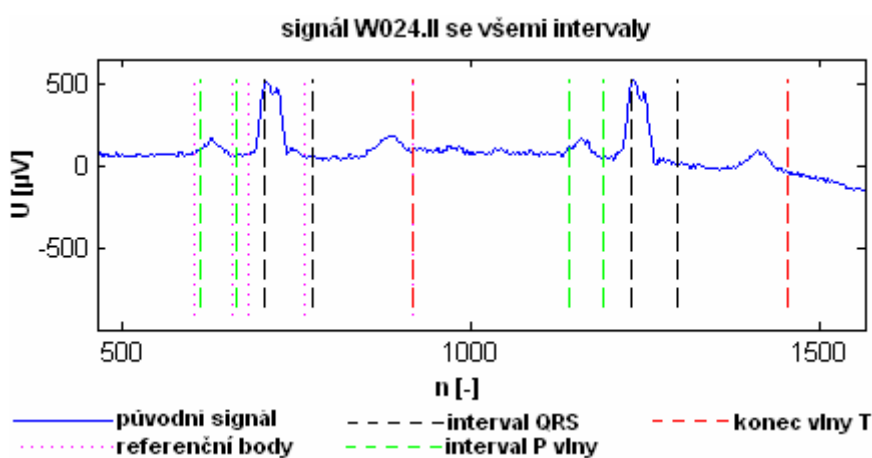


Obr. 7.7: Graf odchylek pro začátek QRS komplexu

Výrazná odchylka u signálu W065 (41), který je vidět na obr. 7.8, zkresluje celou přesnost detekce. Na tu mají výrazný vliv i signály W024 (23) a W050 (20).



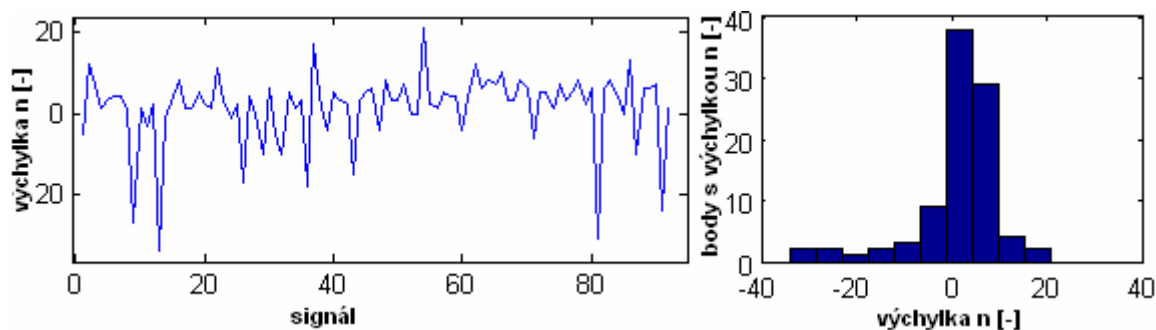
Obr. 7.8: Původní signál W065.II se všemi detekovanými body



Obr. 7.9: Původní signál W024.II se všemi detekovanými body

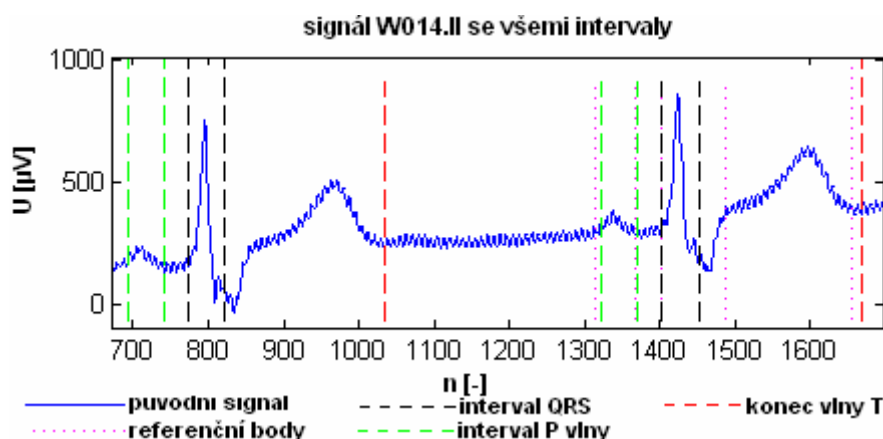
Špatná detekce v těchto případech plyne především z dosti odlišné morfologie QRS komplexu. Především se významně projevil viditelný artefakt na amplitudě vlny R.

Přehled odchylek pro konec QRS komplexu je na obrázku 7.10 vlevo. V porovnání s histogramem vpravo pro odchylky začátku QRS komplexu je vidět, že rozptyl je trochu větší.



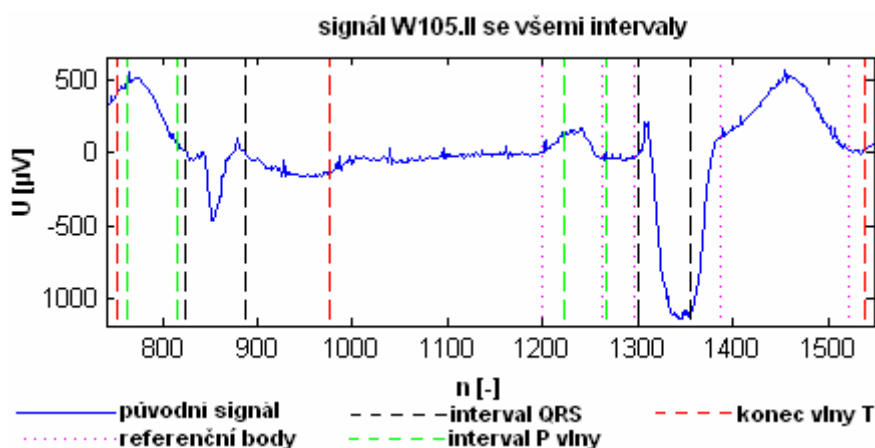
Obr. 7.10: Graf odchylek pro konec QRS komplexu

Výraznou chybu je vidět u signálů W105 (31) a W014 (34). Porovnání výsledku detekce u těchto signálů s referenčními body je na obrázku 7.11 respektive 7.12.



Obr. 7.11: Původní signál W014.II se všemi detekovanými body

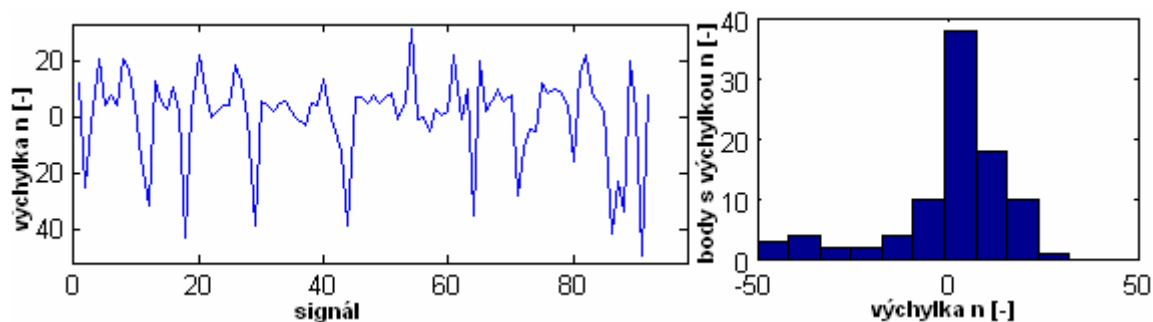
Chyba detekce na signálu W014 je způsobená výrazným artefaktem na vlně S, který se projevuje, jak je vidět na detekci v předchozím srdečním cyklu, v celé délce záznamu.



Obr. 7.12: Původní signál W105.II se všemi detekovanými body

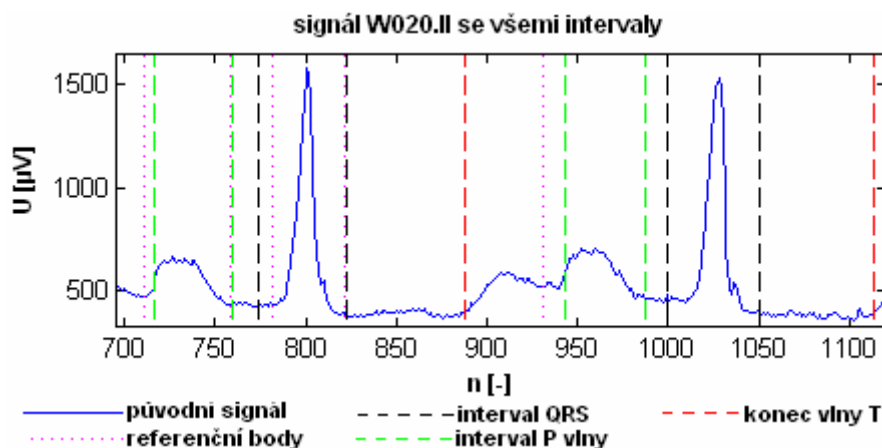
Značná chyba detekce na signálu W105 je zapříčiněna zvláštní morfologií vlny S. Na předchozím QRS komplexu stejného signálu je detekce dá se domnívat správná. Z toho vyplývá, že nepřesná detekce mohla nastat pouze v rozměřeném segmentu srdečního rytmu.

Posledním detekovaným bodem EKG signálu je konec T vlny. Rozptýl odchylek je vidět na histogramu vpravo na obrázku 7.13. Vlna T je z hlediska rozličnosti tvarů nejvíce proměnlivá. Může být pozitivní, negativní a nebo bifázická pouze nahoru nebo dolů. Na křivce vlevo je vidět největší počet nedostatečně přesných detekcí u určitých signálů. Což se výrazně podepisuje na hodnotě směrodatné odchylky pro tento detekovaný bod.



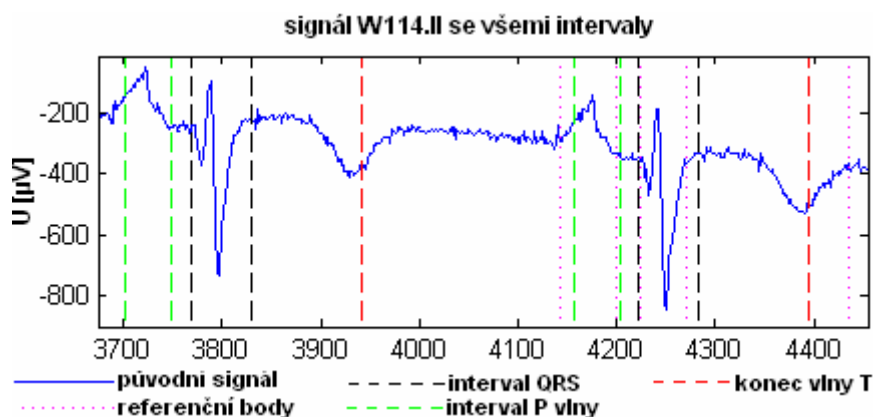
Obr. 7.13: Graf odchylek pro konec T vlny

Špatnou detekci lze vyčíst například ze signálů W123 (50), W020 (43) a W114 (42). Na obrázku 7.14 z porovnání bodu označeného detektorem a bodu referenčního plyne jednoznačný rozdíl. Konec T vlny se nachází v bezprostřední blízkosti začátku P vlny. Tato poloha není ničím výjimečná, avšak i přesto detektor zaznamenal nesprávný bod.



Obr. 7.14: Původní signál W020.II se všemi detekovanými body

Na obrázku 7.15 průběhu elektrokardiogramu má T vlna negativní výchylku. Po testech na jednotlivých signálech s T vlnami podobných tvarů má detektor mírné potíže. Řešením by mohl být výpočet všech vzorků v intervalu konec QRS – začátek QRS v absolutní hodnotě. Testování, ale prokázalo, že tato úprava nemá žádný význam. Hrubě byly ovlivněny výsledky u jiných signálů. A to tak, že by se detektor stal naprosto nepoužitelným.



Obr. 7.15: Původní signál W114.II se všemi detekovanými body

Z předchozího textu a několika názorných obrázků je zřetelné, že postup detekce je postaven na kompromisech. Pokud by byla nadměrná snaha výrazně zpřesnit detekci u některých signálů bez ohledu na signály jiné, celková přesnost detektoru by znatelně klesala. Měnící se morfologie vln v EKG signálu je nevyhnutelná a nelze se ji jakýmkoli způsobem vyhnout.

8. Závěr

Diplomová práce je zaměřená na analýzu EKG signálů pomocí výpočetní techniky. V úvodu je teoretické seznámení s EKG signálem. Popis jeho vzniku, princip snímání a význam jednotlivých segmentů v elektrokardiogramu. Další text je věnován způsobu rozměření EKG spolu se stručným popisem různých přístupů jak pro předzpracování tak samotnou detekci.

Hlavní část práce tvoří popis detektoru významných intervalů v EKG signálu založeného na vlnkové transformaci. Úkolem programu je co nej přesněji označit body začátku a konce P vlny, intervalu QRS a konce T vlny na elektrokardiogramu z každého svodu. Signál je nejdříve filtrován pomocí vlnkové transformace. Ta je výhodná především minimálním zkreslením extrému QRS komplexu, zachováním malých kmitů v QRS a zachováním rychlých změn především na začátku QRS komplexu.

Protože nejvýraznějším segmentem v EKG signálu je QRS komplex, základ programu tvoří detektor QRS komplexu založený na prahování. Přesnost tohoto detektoru předurčuje přesnost detekce zbývajících bodů. Z výsledku testů na databázi CSE je vyčíslena senzitivita detektoru. V této databázi je celkem 125 signálů, který je snímán ze všech 15 svodů. Ovšem ne všechny byly rozměřeny kardiology a proto je program testován jen na 100 signálech, což lze považovat za dostatečně reprezentativní vzorek.

Výsledná hodnota senzitivity 99,10 % je poměrně vysoká i přesto, že byla počítána pouze ze 1111 srdečních cyklů. V porovnání s jinými detektory založenými na vlnkové transformaci je senzitivita menší, ale v porovnání s detektory, které nevyužívají vlnkové transformace je výrazně nadprůměrná. Po detekci QRS komplexu následuje detekce jeho intervalu, konce T vlny a intervalu P vlny.

V další části diplomové práce je již zobrazení několika reprezentativních příkladů výsledku detekce na různých signálech a vyhodnocení kvality celého programu. Přesto, že je program testován na velmi krátkých úsecích signálů (10 s), je přizpůsoben tak aby jej bylo možné využít i na dlouhé záznamy EKG signálů.

Seznam literatury

- [1] NYGARDS, M., SÖRNMO, L., Delineation of the QRS complex using the envelope of the ECG. *Med. Biol. Eng. Comput.* 1983, vol. 21, s. 538-547.
- [2] KOELEMAN A. S. M., ROS H. H., VAN DEN AKKER T. J., "Beat-to-beat interval measurement in the electrocardiogram," *Med. Biol. Eng. Comput.*, 1985 vol. 23, . 213–219, 1985.
- [3] LI, C., ZHENG, C., TAI, C. Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms. *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING*,. 1995, vol. 42, s. 21-28.
- [4] VÍTEK, Martin, HRUBEŠ, Jan, KOZUMPLÍK, Jiří. A Wavelet- Based QRS Delineation in Multilead ECG Signals: Evaluation on the CSE Database. *Analysis of Biomedical Signals and Images 2008*, Vol. 19, No. 1, s. 1-5.
- [5] KOZUMPLÍK, Jiří. *Bionika : Systém látkové výměny, Kardiovaskulární systém, Elektrokardiogram*. [s.l.] : [s.n.], 2007. 23 s. Výukový text FEKT VUT Brno
- [6] HONZÍKOVÁ, Nataša, HONZÍK, Petr. *Biologie člověka*. Brno : [s.n.], 2003. 134 s. Skriptum FEKT VUT Brno
- [7] HAMPTON, John R. *EKG stručně, jasně, přehledně*. Jiří Dostál, Barbora Kadlecová. Praha : Grada, 1996. 107 s. ISBN 80-7169-153-4.
- [8] KOZUMPLÍK, Jiří. Analýza a interpretace biologických dat: *Úvod EKG*. [s.4.], 2008. 46 s. Výukový text FEKT VUT Brno
- [9] KOZUMPLÍK, Jiří. Analýza a interpretace biologických dat: *Detekce QRS*. [s.l.] : [s.n.], 2008. 21s. Výukový text FEKT VUT Brno
- [10] KOZUMPLÍK, Jiří. Analýza a interpretace biologických dat: *Filtrace EKG signálů*. [s.l.] : [s.n.], 2008. 42 s. Výukový text FEKT VUT Brno
- [11] KOZUMPLÍK, Jiří. Analýza a interpretace biologických dat: *DTWT a EKG*. [s.l.] : [s.n.], 2008. 55s. Výukový text FEKT VUT Brno
- [12] JAN, Jiří. *Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálů*. 2. rozš. vyd. Brno : VUTUM, 2002. 427 s. ISBN 80-214-2911-9.
- [13] MARTINEZ, J.P., ALMEIDA, R., OLMOS, S., ROCHA A.P., LAGUNA, P. A wavelet-based ECG delineator: evaluation on standard databases. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 2004; Vol. 51, No. 4, pp. 570-581.
- [14] KOZUMPLÍK, Jiří. Analýza a interpretace biologických dat: *Analýza EKG*. [s.l.] : [s.n.], 2008. 51 s. Výukový text FEKT VUT Brno.

- [15] SKŘÍŽALA, Martin. *THE METHODS OF QRS DETECTION*. Brno, [2006]. 3 s. VUT Brno. Vedoucí projektu Ing. Milan Tannenberg. Dostupný z WWW: <http://www.feec.vutbr.cz/EEICT/2006/sbornik/01-Bakalarske_projekty/02-Zpracovani_signalu/05-xskriz00.pdf>.
- [16] SVATOŠ, Josef. *Biologické signály*. Praha : Vydavatelství ČVUT, 1998. 204 s.
- [17] VÍTEK, Martin., Analýza ST intervalu EKG signálu. Brno, 2007. 61 s. VUT Brno. Vedoucí diplomové práce Ing. Milan Tannenberg.
- [18] *Velký lékařský slovník On-line* [online]. 2008 [cit. 2008-05-19]. Text v češtině. Dostupný z WWW: <<http://lekarske.slovníky.cz/>>.
- [19] LI, C., ZHENG, C., TAI, C. Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms. *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING*,. 1995, no. 42, s. 21-28.
- [20] BAHOURA, M., HASSANI, M., HUBIN, M. Implementation of wavelet transform for real time ECG wave forms detection and heart rate analysis. *Comput. Meth. Programs Biomed.* 1997, no. 42, s. 35-44.
- [21] AFONSO, V. X., a kol.. ECG beat detection using filter banks. *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING*. 1999, no. 42, s. 192-201.
- [22] KOZUMPLÍK, Jiří. *Vlnkové transformace a jejich využití pro filtraci signálů EKG*. Brno : VUTUM, 2005. 81 s. Dostupný z WWW: <<http://www.dbme.feec.vutbr.cz/~kozumplik/habilitace.pdf>>.

Seznam zkratek

WT	vlnková transformace (Wavelet Transform)
DTWT	vlnková transformace s diskrétním časem (Discrete Time Wavelet Transform)
CWT	spojitá vlnková transformace (Continuous Wavelet Transform)
FIR	Filtr s konečnou impulsní charakteristikou (Finite Impulse Response)
EKG	elektrokardiogram

Seznam příloh

- A. CD s programem
- B. Popisný soubor diplomové práce (metadata)