



**VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ**

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH  
TECHNOLOGIÍ**

**ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ**

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION  
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

## **DETEKCE INTERVALU QT V SIGNÁLU EKG S VYUŽITÍM PRVNÍ A DRUHÉ DERIVACE**

DETECTION OF QT INTERVAL IN ECG USING FIRST AND SECOND DERIVATIVE

**BAKALÁŘSKÁ PRÁCE**

BACHELOR'S THESIS

**AUTOR PRÁCE**

AUTHOR

**ANDREJ RYBÁR**

**VEDOUCÍ PRÁCE**

SUPERVISOR

**Ing. MARTIN CHROBÁK**

BRNO 2014



VYSOKÉ UČENÍ  
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky  
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

# Bakalářská práce

bakalářský studijní obor

**Biomedicínská technika a bioinformatika**

**Student:** Andrej Rybár

**ID:** 147501

**Ročník:** 3

**Akademický rok:** 2013/2014

## NÁZEV TÉMATU:

**Detekce intervalu QT v signálu EKG s využitím první a druhé derivace**

## POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s problematikou rozměření signálu EKG, zaměřte se zejména na postupy detekce intervalů QT pomocí první a druhé derivace signálu EKG. 2) Popište a vyzkoušejte detektor komplexů QRS, který je vhodný pro uvedenou detekci. 3) Navrhněte metodu pro automatickou detekci intervalů QT, která vychází jak z první, tak i z druhé derivace signálu EKG. Metodu realizujte v prostředí Matlab, k testování použijte reálné signály z databáze CSE. 4) Zhodnoťte dosažené výsledky.

## DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] PAN, J.; TOMPKINS, W. J.: A Real-Time QRS Detection Algorithm. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1985.
- [2] RIVIERA FARINA, P. V.; LAGUNA, P.; MARTINEZ, J. P. a kol.: An Alternative Decision Rule for Threshold Based T-Wave Measurement Algorithms Based on Second Derivative Extrema. Computers in Cardiology, 2008.
- [3] SORNMO, L.; LAGUNA, P.: Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications. Elsevier Academic Press, 2005.

**Termín zadání:** 10.2.2014

**Termín odevzdání:** 30.5.2014

**Vedoucí práce:** Ing. Martin Chrobák

**Konzultanti bakalářské práce:**

**prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.**

*Předseda oborové rady*

## UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské 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**

Táto bakalárska práca je zameraná na meranie a detekciu QT intervalu. Práca začína problematikou rozmerania EKG signálu so zameraním na metódy detekcie QT intervalu pomocou prvej a druhej derivácie. Následne je popísaný detektor QRS komplexu. Pre uvedenú detekciu je vhodný detektor založený na algoritme Pan - Tompkins. Ďalej je v praktickej časti je popísaný algoritmus pre detekciu QT intervalu s využitím prvej a druhej derivácie. Tento algoritmus bol otestovaný na štandardnej databáze CSE. Detekované pozície boli porovnané s referenčnými hodnotami a dosiahnuté výsledky zhodnotené v závere.

## **KLÚČOVÉ SLOVÁ**

EKG, meranie QT intervalu, detektor QRS komplexu, vlnková transformácia, T vlna

## **ABSTRACT**

This bachelor's thesis deals with QT interval measurement and detection. The thesis starts with problematic of ECG signal delineation and its methods of detection of QT interval using first and second derivate. Next part of the work describes QRS complex detector. For this detection it is suitable to use detector based on the Pan-Tompkins algorithm. Next in practical part of the work is described algorithm of the detection of QT interval using first and second derivate. Selected algorithm was evaluated on the standard CSE database. Detected positions were compared with reference values. Result of this work is evaluation of results.

## **KEYWORDS**

ECG, QT interval measurement, QRS detector, wavelet transform, T wave

RYBÁR, A. *Detekce intervalu QT v signálu EKG s využitím první a druhé derivace*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2014. 34 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Martin Chrobák.

## PREHLÁSENIE

Prehlasujem, že svoju bakalársku prácu na tému *Detekcia intervalu QT v signáli EKG s využitím prvej a druhej derivácie* som vypracoval samostatne pod vedením vedúceho bakalárskej práce a s použitím odbornej literatúry a ďalších informačných zdrojov, ktoré sú všetky citované v práci a uvedené v zozname literatúry na konci práce.

Ako autor uvedenej bakalárskej práce ďalej prehlasujem, že v súvislosti s vytvorením tejto bakalárskej práce som neporušil autorské práva tretích osôb, hlavne som nezasiahol nedovoleným spôsobom do cudzích autorských práv osobnostných alebo majetkových a som si plne vedomý následkov porušenia ustanovenia § 11 a nasledujúceho zákona č. 121/2000 Sb., o práve autorskom, o právach súvisiacich s právom autorským a o zmene niektorých zákonov (autorský zákon), v znení neskorších predpisov, vrátane možných trestnoprávných následkov vyplývajúcich z ustanovenia časti druhej, hlavy VI. diel 4 Trestného zákonníka č. 40/2009 Sb.

V Brne dňa .....

.....

Andrej Rybár

## POĎAKOVANIE

Ďakujem vedúcemu bakalárskej práce Ing. Martinu Chrobákovi za účinnú metodickú, pedagogickú a odbornú pomoc a ďalšie cenné rady pri spracovaní mojej bakalárskej práce.

V Brne dňa .....

.....

Andrej Rybár

# Obsah

<b>Zoznam obrázkov</b>	<b>vi</b>
<b>Úvod</b>	<b>8</b>
<b>1 Rozmeranie EKG signálu</b>	<b>9</b>
1.1 Popis EKG krivky .....	9
1.2 Problematika rozmerania signálu EKG .....	11
1.2.1 Rušenie v EKG signáli.....	11
<b>2 QT interval</b>	<b>12</b>
2.1 Závislosť QT intervalu na srdečnej frekvencii .....	12
2.2 Závislosť QT intervalu na pohlaví.....	13
2.3 Limity predĺženého a krátkeho QT intervalu.....	13
<b>3 Metóda detekcie QT intervalu založená na prvej a druhej derivácii</b>	<b>14</b>
<b>4 Detektor QRS komplexu</b>	<b>16</b>
4.1 Pan – Tompkinsov algoritmus .....	16
4.1.1 Filtrovanie .....	16
4.1.2 Derivovanie.....	20
4.1.3 Umocnenie na druhú.....	21
4.1.4 Integrovanie .....	22
4.1.5 Detekcia vrcholu .....	23
<b>5 Realizácia metódy</b>	<b>24</b>
5.1 Predspracovanie signálu .....	24
5.2 Detektor R vln.....	24
5.3 Detekcia začiatku vlny Q – derivačná metóda.....	26
5.4 Detekcia konca vlny T .....	28
5.4.1 Metóda prvej derivácie – vlnková transformácia .....	28

5.4.2	Metóda druhej derivácie .....	29
<b>6</b>	<b>Testovanie na databáze CSE</b>	<b>30</b>
<b>7</b>	<b>Záver</b>	<b>32</b>
	<b>Literatúra</b>	<b>33</b>
	<b>Zoznam príloh</b>	<b>34</b>

# Zoznam obrázkov

Obr. 1 – Výkonové spektrum vln EKG signálu [3] .....	9
Obr. 2: Schéma charakteristických vln a kmitov EKG, vrátane významných intervalov [4].....	10
Obr. 3: Ukážka niektorých morfológií T-vlny a ich derivácií [9] .....	14
Obr. 4: Signál EKG s detekovanými koncami T-vln, znázornených červenou čiarou [9] .....	15
Obr. 5: Pan – Tompkinsov algoritmus [11] .....	16
Obr. 6: Frekvenčné charakteristiky dolnej priepuste [11] .....	18
Obr. 7: Výstup z dolnej priepuste [11] .....	18
Obr. 8: Frekvenčná charakteristika hornej priepuste [11] .....	19
Obr. 9: Výstup z dolnej priepuste [11] .....	19
Obr. 10: Amplitúdová charakteristika derivátoru [11] .....	20
Obr. 11: Výstup z derivátoru [11].....	21
Obr. 12: Výstup po umocnení na druhú [11] .....	21
Obr. 13: Výstup z integrátora [11].....	22
Obr. 14: Časť pôvodného EKG signálu s detekovanými R vlnami.....	25
Obr. 15: Detekcia špičky udávajúcej morfológiu QRS komplexu v priebehu prvej derivácie.....	26
Obr. 16: Začiatok QRS komplexu v úseku EKG signálu .....	27
Obr. 17: Detekované konce T vln po vlnkovej transformácii.....	28
Obr. 18: Bloková schéma detekcie konca vlny T .....	29
Obr. 19: Detekované konce T vln metódou druhej derivácie .....	29



# Úvod

Elektrokardiografia je jednou zo základných neinvazívnych vyšetrovacích metód, ktorá našla svoje uplatnenie v lekárskej prístrojovej technike vďaka neustálemu rozvoju elektroniky a výpočtovej techniky. Touto metódou je zaznamenávaná elektrická aktivita srdca z telesného povrchu pacienta, z ktorej je možné následnou analýzou a spracovaním EKG záznamu získať informácie slúžiace pre diagnostiku, či funkcia srdca je vo fyziologickom rozmedzí alebo srdce trpí ochorením. Pre presnejšiu diagnostiku a tým i zlepšenie následnej liečby je v dnešnej dobe EKG signál spracovávaný digitálne.

Práca sa zaoberá detekciou QT intervalu. QT interval odpovedá dobe depolarizácie a následnej repolarizácie srdcových komôr. Zmeny v dĺžke QT intervalu su však skoro vždy lokalizované v dobe repolarizácie komôr. Statické merania QT intervalov sa v klinickej praxi používajú k odhaleniu niektorých geneticky podmienených ochorení ako je napríklad syndróm dlhého QT intervalu. Druhým pohľadom na problematiku QT intervalov je štúdium dynamických zmien v dĺžke QT intervalov v závislosti na zmene srdcovej frekvencie pri experimentoch založených na riadenom dýchaní, nástupe fyzickej záťaže, mentálnom strese či naklonenej rovine.

Práca je zameraná na popis EKG signálu a jeho základných zložiek, problematiku týkajúcu sa rozmerania EKG signálu spočívajúcu v stanovení QT intervalov, na metódu detekcie QT intervalu pomocou prvej a druhej derivácie. V samotnom závere je popísaný detektor QRS komplexu, ktorý je vhodný pre tento typ detekcie QT intervalu.

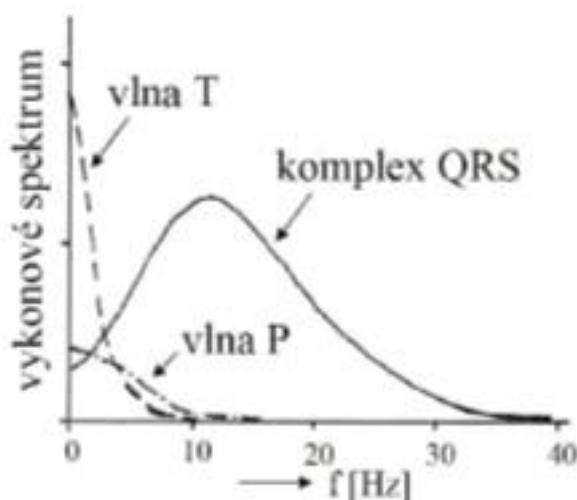
# 1 Rozmeranie EKG signálu

## 1.1 Popis EKG krivky

Elektrokardiogram sa skladá z niekoľkých špecifických častí. Vo všeobecnosti sa popisuje vlna P, QRS komplex a vlna T. Ďalej sa sledujú interval PR, dĺžka QRS komplexu, úsek ST a QT interval. Každá zložka EKG má svoje špecifiká a význam. Na ich hodnotení v jednotlivých zvodoch je založené hodnotenie EKG.

Vlna P je prvá výchylka v EKG. Jedná sa o zobrazenie postupu elektrickej aktivácie sieňami. Prvá časť P vlny je spojená s depolarizáciou pravej siene, stredná s prechodom medzi pravou a ľavou sieňou a koniec vlny ukazuje postup vzruchu ľavou sieňou. Neštandardný vzhľad P vlny môže odhaliť predovšetkým choroby a abnormality funkcie siení [1].

QRS komplex znázorňuje postup depolarizácie svalovinou komôr. Je tvorený trojicou kmitov. Prvá negatívna výchylka komplexu pod izoelektrickou líniou je kmit Q. Po ňom nasleduje vysoký pozitívny kmit R. Druhá negatívna výchylka po kmite R sa označuje ako kmit S. Za fyziologických podmienok trvá priebeh komplexu 80-120 ms. Hodnotením QRS komplexu je možné odhaliť srdcový infarkt, blok jedného z Tawarových ramienok alebo srdcovú hypertrofiu [2]. Z hľadiska mohutnosti je jeho najväčšia časť energie sústredená v rozmedzí 5-20 Hz s maximom medzi 10-15 Hz. Zastúpením vyšších frekvencií v spektre (Obr. 1) sa QRS komplex odlišuje od ostatných vln, čo umožňuje jeho detekciu ako prvý krok v rozmeraní signálu EKG [3].



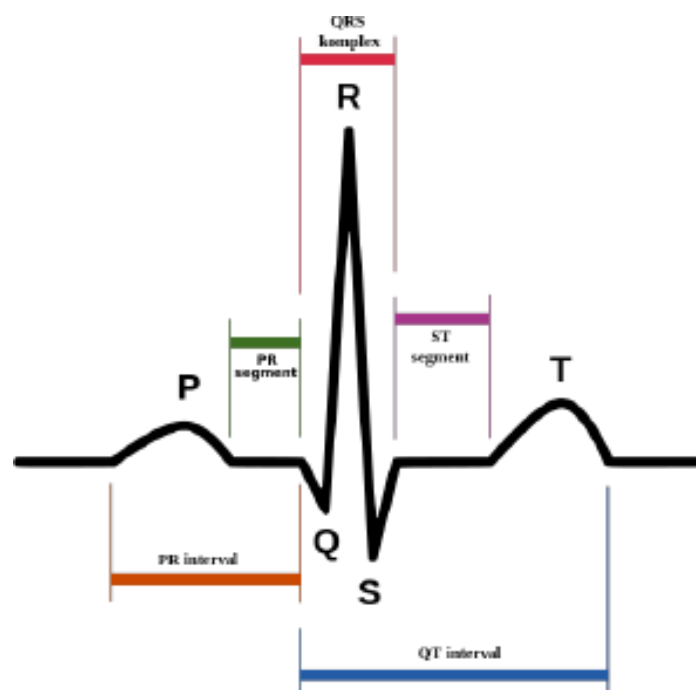
Obr. 1 – Výkonové spektrum vln EKG signálu [3]

T vlna je u väčšiny ľudí poslednou výchylkou záznamu EKG. Nasleduje tesne po QRS komplexe a značí repolarizáciu komôr. Vlna T má zaoblený široký tvar a smer výchylky odpovedá prevládajúcej výchylke QRS komplexu, pretože vlna repolarizácie nasleduje vlnu depolarizácie. Vlna T je veľmi variabilná a jej hodnotenie značne neisté a náročné, preto len v minimálnom počte prípadov sa jedná o jednoznačný diagnostický znak.

U niektorých ľudí sa dá na EKG rozoznať ešte jedna oblá vlna U, ktorej pôvod nie je úplne jasný [1].

Interval PR zobrazuje prechod impulzu medzi AV uzlom a komorami. Informuje lekárov o tom, za aký čas prejde elektrický impulz AV uzlom, Hisovým zväzkom, Tawarovými ramienkami a Purkyňovými vláknami až k svalovine komôr. Poruchy a abnormality intervalu PR značia blokády AV uzlu alebo ďalších častí prevodnej sústavy [1].

Úsek ST je vzdialenosť medzi koncom QRS komplexu a začiatkom T vlny. Všetky časti komôr sú v túto chvíľu depolarizované. Zavádza sa tu pojem junkčný bod, čo je miesto kde úsek ST začína. Tvar ST úseku je popisovaný ako plynulý prechod bez ostrého uhlu s tendenciou k vodorovnosti. Sústreďenie pozornosti na patológiu ST úseku je dôležité už v prvých krokoch hodnotenia EKG, pretože odhaľuje časté a závažné ochorenia, ako akútne infarkt myokardu, srdcovú ischémiu či perikarditídu [1].



Obr. 2: Schéma charakteristických vln a kmitov EKG, vrátane významných intervalov [4]

## 1.2 Problematika rozmerania signálu EKG

Rozmeranie signálu EKG je jednou z oblastí analýzy spracovania biosignálov. Slúži pre detekciu začiatkov a koncov významných vln a kmitov, ich príslušných vrcholov a zmeranie hodnôt v daných extrémoch. Z detekovaných parametrov je možné stanoviť časové intervaly, ktoré majú veľký význam v lekárstve, pretože informujú o stave myokardu [3].

Existujú však faktory, ktoré znepríjemňujú rozmeranie EKG signálu. Pri meraní spojeným s QT intervalom je prvým problémom presná detekcia nástupu QRS komplexu a detekcia konca T vlny.

Taktiež je potrebné vybrať vhodný zvod na meranie, kde sú vlny s dostatočnou amplitúdou (najčastejšie zvod II,V5 alebo V6). Ďalej je potrebné, aby jednotlivé vlny nesplývali dohromady, čo by znemožňovalo presnú detekciu hraníc vln [3].

Vhodné je vybrať ten zvod, v ktorom je QT interval najdlhší. Pokiaľ sa však táto hodnota líši o viac ako 40 ms od iných zvodov, meranie môže byť chybné a mali by sa brať do úvahy susedné zvody. Tiež je doporučené, aby sa QT interval meral vo zvode, kde nie je vlna U (zvody aVR a aVL) [3].

### 1.2.1 Rušenie v EKG signáli

Ďalším faktorom komplikujúcim správne rozmeranie sú nežiaduce zložky v signáli EKG. Touto nežiaducou zložkou je väčšinou šum, ktorého spektrum pokrýva spektrum užitočného signálu. Preto je vhodné signál pred samotným rozmeraním predspracovať pomocou filtrácie, kde dochádza k potlačeniu nežiaducich zložiek. Rušivé signály rozlišujeme z hľadiska šírky frekvenčného spektra na úzkopásmové a širokopásmové [3].

Medzi úzkopásmové rušivé signály patrí pomalé kolísanie izoelektrickej línie a sieťový brum. Ku kolísaniu dochádza pri snímaní EKG, kedy dochádza k elektrochemickým procesom na rozhraní elektróda – koža, dvíhaním hrudníka alebo pri pomalých pohyboch pacienta. Vo výslednom spektre záznamu je kolísanie zastúpené v rozsahu 0,5-1,5 Hz. Sieťové rušenie (brum) je šum vyskytujúci sa na frekvencii 50 Hz (60 Hz v Anglicku), ktorý vzniká indukciou napätia z okolitých vodičov [5].

Základným širokopásmovým rušením sú myopotenciály, ktoré vznikajú hlavne pri záťažovom snímaní EKG, kde dochádza k aktívnemu pohybu svalov pacienta. V spektre je rušenie zastúpené na frekvenčnom pásme od 20 Hz do rádovo kHz [5].

## 2 QT interval

QT interval je úsek medzi začiatkom komplexu QRS a koncom T vlny. Zahrňuje depolarizáciu a repolarizáciu komôr, teda dobu, kedy sa membrány buniek postupne elektricky aktivujú a vrátia do stavu pripravenosti na ďalší elektrický podnet. V praxi sa dĺžka depolarizácie mení len minimálne, zmeny v intervale QT sú teda lokalizované predovšetkým v intervale JT (kde J je junkčný bod). Znamená to, že pri pozorovaní zmien dĺžky QT intervalu ide o problematiku doby trvania repolarizácie komôr [1].

Hodnota QT intervalu je v lekárstve diagnosticky veľmi významná. Slúži hlavne k odhaleniu abnormálneho predĺženia - syndróm dlhého QT intervalu (LQTS), alebo abnormálneho skrátenia – syndróm krátkeho QT intervalu (SQTS).

Existuje vrodený alebo získaný LQTS. U vrodeného dochádza k mutácii génov zodpovedných za kódovanie proteínov membránových kanálov, ktoré sa podieľajú na repolarizácii a následnom predĺžení vlny T. Prejavuje sa synkopou, zástavou srdca alebo náhlým úmrtím.

U SQTS tiež dochádza k mutácii génov kódujúcich proteíny membránových kanálov, ktoré sa zúčastňujú depolarizácie. Dochádza k zvýšeniu aktivity draslíkových kanálov. Dôsledkom je rýchlejší priebeh akčného potenciálu a s ním súvisí krátky interval QT. Pacienti s týmto syndrómom sú ohrození fibriláciou komôr [6].

### 2.1 Závislosť QT intervalu na srdečnej frekvencii

Dĺžka QT intervalu je nepriamo závislá na srdečnej frekvencii. So zvyšujúcou sa frekvenciou sa interval skrakuje, k tomu ale dochádza s určitým oneskorením po zmene frekvencie (napr. zvýšená záťaž). Z toho plynú problémy dlhého QT intervalu, pretože pri rýchlej zmene frekvencie môže dôjsť k prekrytiu T vlny a nasledujúcej P vlny, resp. R vlny a vzniku arytmií. Pre elimináciu vplyvu srdečnej frekvencie a ľahšiemu hodnoteniu QT intervalu sa zavádza tzv. korigovaný QT interval ( $QT_c$ ), prepočítaný na jednotnú dĺžku RR intervalov 1 sekunda. Bolo navrhnutých niekoľko vzorcov, napr. Bazettov vzorec, kde je hodnota zmeraného QT intervalu vydelená odmocninou RR intervalu,

$$QT_c = \frac{QT}{\sqrt{RR}} \quad (2.1)$$

kde RR interval predstavuje časový údaj medzi dvoma po sebe idúcimi vlnami. Ďalším významným vzorcom je Fridericiov vzorec, ktorý je rovnaký ako Bazettov, ale miesto druhej odmocniny je použitá tretia odmocnina z RR intervalu [7].

## **2.2 Závislosť QT intervalu na pohlaví**

Mnohými štúdiami bolo dokázané, že interval QT je dlhší u žien v strednom veku a mladších ako u mužov. Tento rozdiel medzi pohlaviami je potencionalne dôležitý, pretože ženy sú považované za viac náchylné k malígnym arytmiám v syndróme dlhého QT intervalu. Rozdiel medzi pohlaviami sa prejavuje v priebehu dospievania, kde je u mladých chlapcov QT interval korigovaný tepovou frekvenciou skracovaný, pravdepodobne ako efekt testosterónu [8].

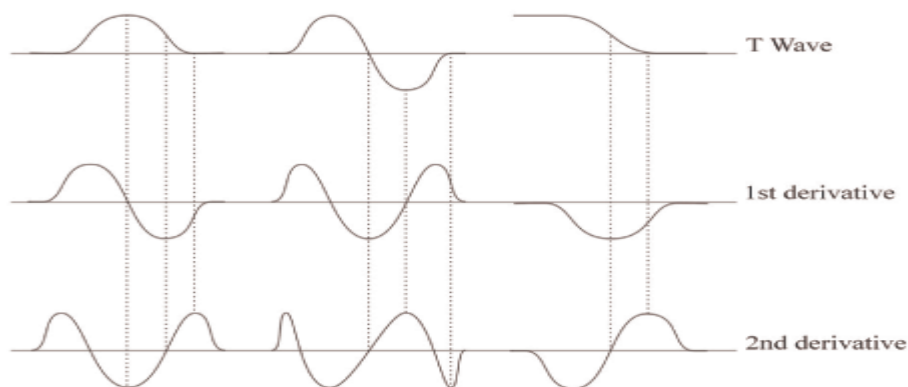
## **2.3 Limity predĺženého a krátkeho QT intervalu**

Prahové hodnoty abnormálneho QT intervalu sú dostupné z meraní na veľkých podskupinách. K ich získaniu bola použitá lineárne regresná funkcia na korekciu QT intervalu vzhľadom k tepovej frekvencii. Nasledujúce limity pre hodnotenie predĺženia a skrátenia QT intervalu pre dospelých mužov a ženy sú navrhnuté ako praktický kompromis. U žien je za predĺžený QT interval považovaná hodnota 460 ms a viac, u mužov viac ako 450 ms. Za krátky interval pre mužov aj ženy je považovaná hodnota nižšia ako 390 ms [8].

### 3 Metóda detekcie QT intervalu založená na prvej a druhej derivácii

Vhodným nástrojom pre túto úlohu je DWT (Discrete Wavelet Transform – diskrétna vlnková transformácia). DWT je nástroj pre analýzu signálov, ktorý rozkladá signál do sady čiastkových signálov, pričom každý z nich obsahuje neprekrývajúce informácie o frekvenčnom pásme. Použitie DWT znamená výber vhodnej materskej vlnky, v tomto prípade kvadratického splajnu. Ďalším dôležitým dôvodom pre výber tohto druhu vlnky nad akékoľvek ostatné typy je to, že s ňou spojená banka filtrov sa chová ako derivačný obvod signálu. To znamená, že vlnka ako kvadratický splajn umožňuje odvodenie zložiek signálu na danom rozsahu, zatiaľ čo ignoruje všetky informácie obsiahnuté v iných rozsahoch. Okrem toho sú filtre samy o sebe veľmi ľahko uskutočniteľné s vysokou výpočtovou rýchlosťou [9].

Ako náhle materská vlnka bola vybraná, nasledujúci krok spočíva vo vykonaní DWT pomocou algoritmu “à trous“, tiež nazývaným redundantná transformácia. Po niekoľkých testoch boli vyhodnotené ideálne úrovne rozkladu s cieľom nájsť rôzne javy. Napríklad QRS komplex je jav 1. stupňa, zatiaľ čo T-vlna patrí medzi javy 4. až 5. stupňa kvôli jej frekvenčnému rozsahu okolo 4 Hz. Keď rozsah, v ktorom sa nachádza T-vlna je identifikovaný, označí sa prvý lokálny extrém (maximum alebo minimum). Následne je zderivovaný za účelom získania druhej derivácie EKG signálu vo frekvenčnom pásme obsahujúcom T-vlnu. Po získaní druhej derivácie je potrebné sa zamerať na hľadanie okna založené na hľadaní poslednej maximálnej absolútnej hodnoty (v závislosti na morfológii detekovanej vlny). Len tento bod je identifikovaný ako ukončenie T-vlny [9].



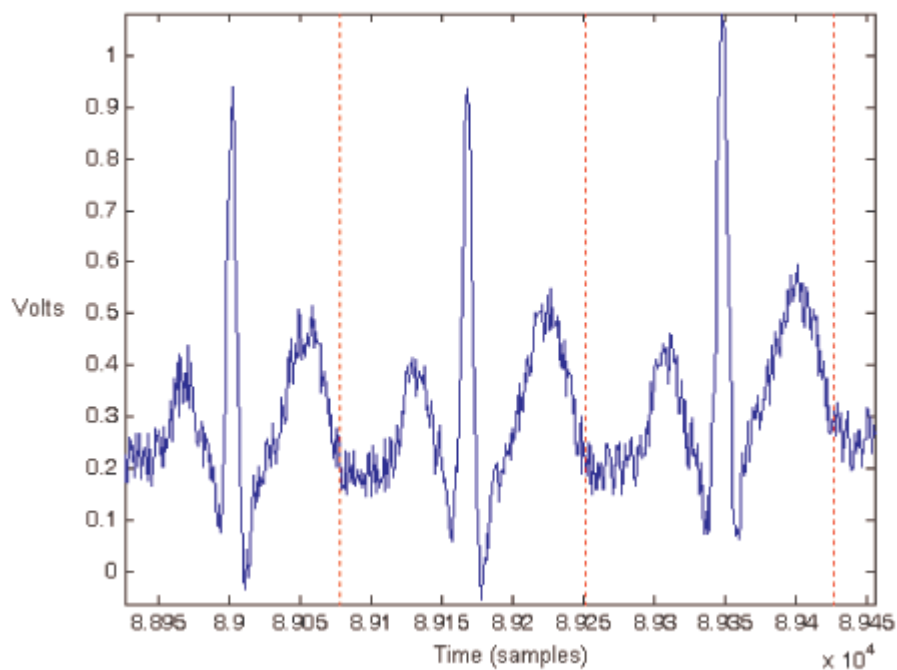
Obr. 3: Ukážka niektorých morfológií T-vlny a ich derivácií [9]

Podľa tvaru prenosovej funkcie filtru:

$$H(f) = -f^2 \frac{\pi^2 W^3}{3!} \quad (3.1)$$

čo je filter druhej derivácie, maximum v pohyblivom okne je v skutočnosti maximálna hodnota druhej derivácie. Výber veľkosti pohyblivého okna je ekvivalentný k výberu šírky vlnky, pretože veľkosť okna vyjadruje efekt filtrovania dolnej priepuste [9].

Tento algoritmus umožňuje pracovať s vopred neznámym popisom morfológie vlny, čo príde vhod pretože algoritmus je realizovaný vždy v reálnom čase, a tým pádom je možné sa vyhnúť sérii výpočtov [9].



Obr. 4: Signál EKG s detekovanými koncami T-vln, znázornených červenou čiarou [9]

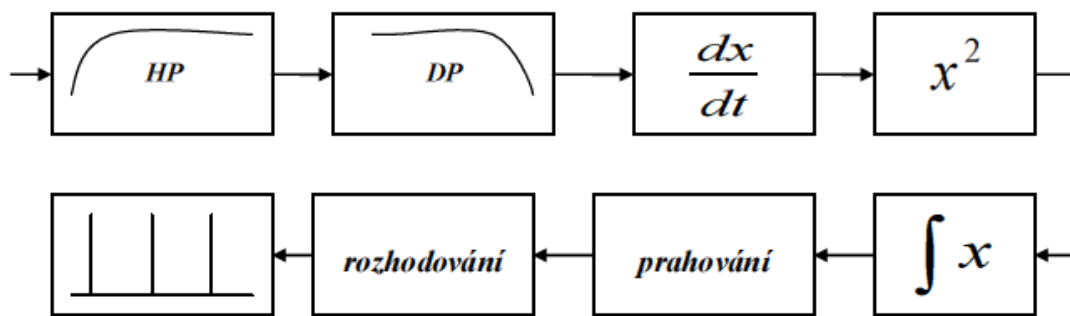


## 4 Detektor QRS komplexu

Všetky vybrané metódy pre stanovenie QT intervalu vychádzajú z detekcie QRS komplexu, konkrétne vrcholu vlny T. Z tohto dôvodu bol navrhnutý detektor R vlny založený na algoritme Pan – Tompkins.

### 4.1 Pan – Tompkinsov algoritmus

J. Pan a W. J. Tompkins [10] vytvorili algoritmus detekcie QRS komplexu zameraný na prácu v reálnom čase a založený na analýze šikmosti, amplitúd a šírky QRS komplexu. Daný algoritmus sa skladá z nasledujúcej postupnosti filtrov a metód: horná priepusť, dolná priepusť, umocnenie, derivovanie, integrovanie, adaptívna prahová procedúra a procedúra hľadania. Na obr. 5 sú schematicky znázornené základné etapy daného algoritmu:



Obr. 5: Pan – Tompkinsov algoritmus [11]

#### 4.1.1 Filtrovanie

Pásmová priepusť sa realizuje pomocou kaskádovitého zapojenia hornej a dolnej priepuste. Pásmo priepusti je potrebné zvoliť v rozsahu od 8 Hz do 15 Hz. Dolná priepusť, ktorá sa používa v Pan – Tompkinsovom algoritme, obsahuje celé koeficienty pre zjednodušenie výpočtov. Prenosová funkcia daného filtru je [10]:

$$H(z) = \frac{1}{32} \frac{(1 - z^{-6})^2}{(1 - z^{-1})^2} \quad (4.1)$$

Výstupný signál  $y(n)$  je spojený so vstupným signálom pomocou rovnice [10]:

$$y(n) = 2y(n - 1) - y(n - 2) + \frac{1}{32}[x(n) - 2x(n - 6) + x(n - 12)] \quad (4.2)$$

Horná priepusť, ktorá sa používa v danom algoritme, je realizovaná ako všepriepustný filter mínus dolná priepusť. Prenosová funkcia dolnej priepuste je [10]:

$$H_{lp}(z) = \frac{(1 - z^{-32})}{(1 - z^{-1})} \quad (4.3)$$

Diferenčná rovnica dolnej priepuste je [10]:

$$y(n) = y(n - 1) + x(n) - x(n - 32) \quad (4.4)$$

Prenosová funkcia hornej priepuste je [10]:

$$H_{hp}(z) = z^{-16} - \frac{1}{32}H_{lp}(z) \quad (4.5)$$

Diferenčná rovnica hornej priepuste je [10]:

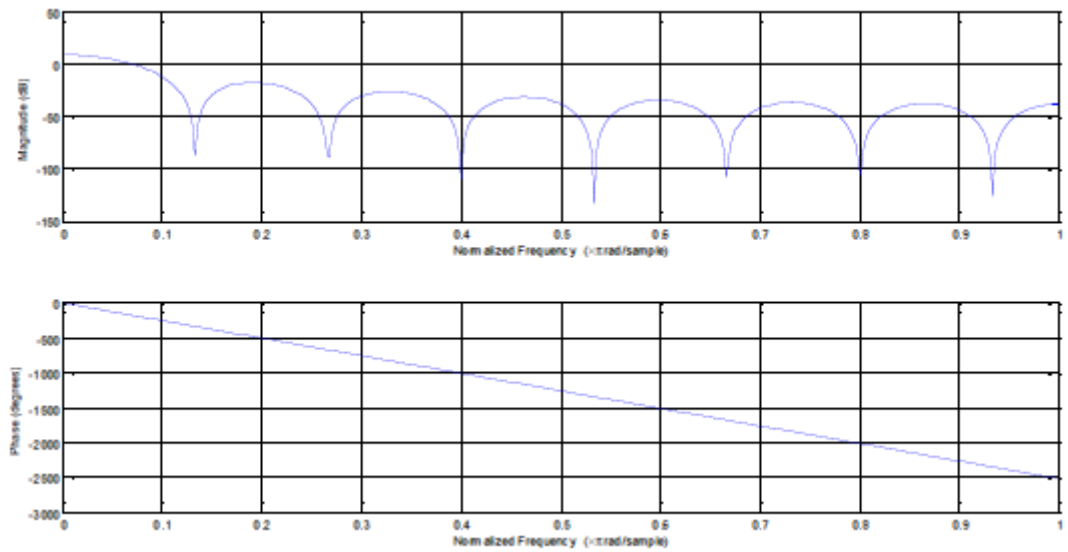
$$y(n) = y(n - 1) - \frac{1}{32}x(n) + x(n - 16) - x(n - 17) + \frac{1}{32}x(n - 32) \quad (4.6)$$

Filtre, ktoré boli popísané rovnicami (4.1) a (4.5), nespĺňajú požiadavky, pretože sú určené pre vzorkovaciu frekvenciu  $f_{vz} = 200 \text{ Hz}$ . EKG signály z databázy CSE, na ktorých bude testovaný daný algoritmus, majú vzorkovaciu frekvenciu  $f_{vz} = 500 \text{ Hz}$ . Preto boli použité filtre (4.7) a (4.9). Prenosová funkcia pre dolnú priepusť je [11]:

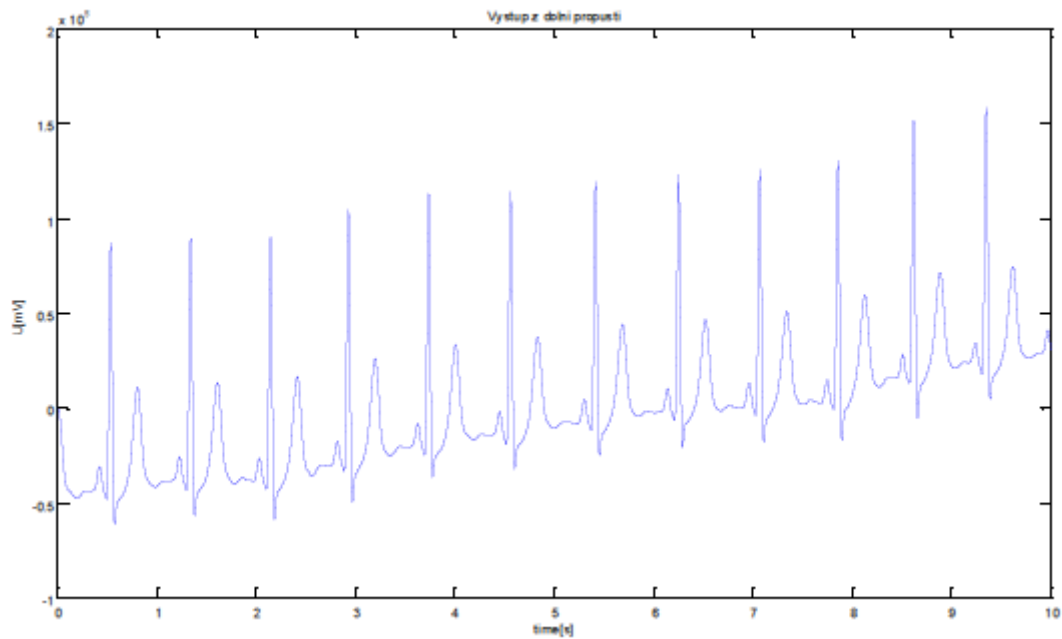
$$H(z) = \frac{1}{80} \frac{(1 - 2z^{-6} + z^{-12})}{(1 - 2z^{-1} + z^{-2})} \quad (4.7)$$

Diferenčná rovnica je [11]:

$$y(n) = 2y(n - 1) - y(n - 2) + \frac{1}{80}[x(n) - 2x(n - 15) + x(n - 30)] \quad (4.8)$$



Obr. 6: Frekvenčné charakteristiky dolnej priepuste [11]



Obr. 7: Výstup z dolnej priepuste [11]

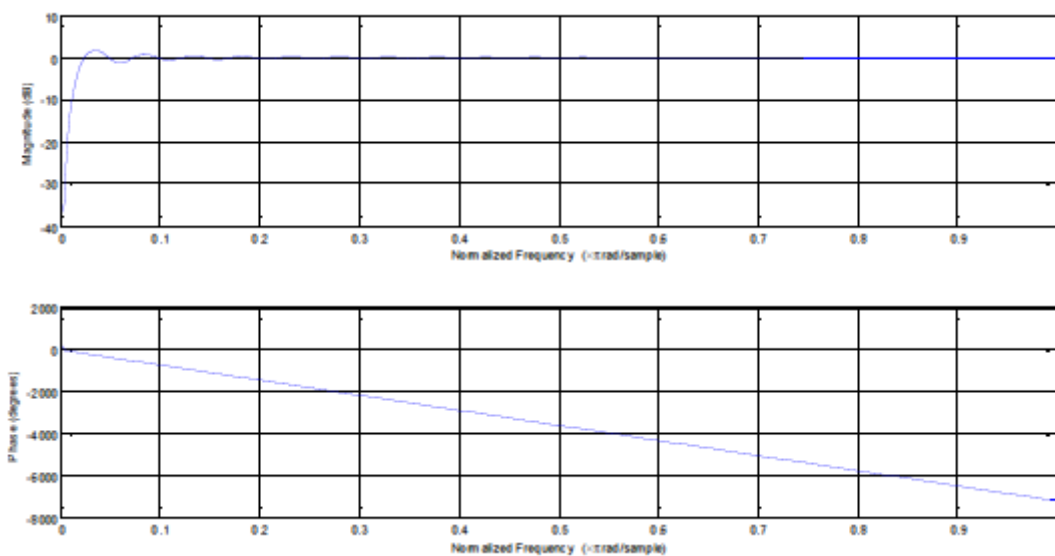
Daný filter má útlm väčší než 12 dB pri frekvencii 50 Hz a efektívne potláča sieťové rušenie. Pre frekvenciu 15 Hz je útlm filtra 3 dB.

Prenosová funkcia realizovanej hornej priepuste je [11]:

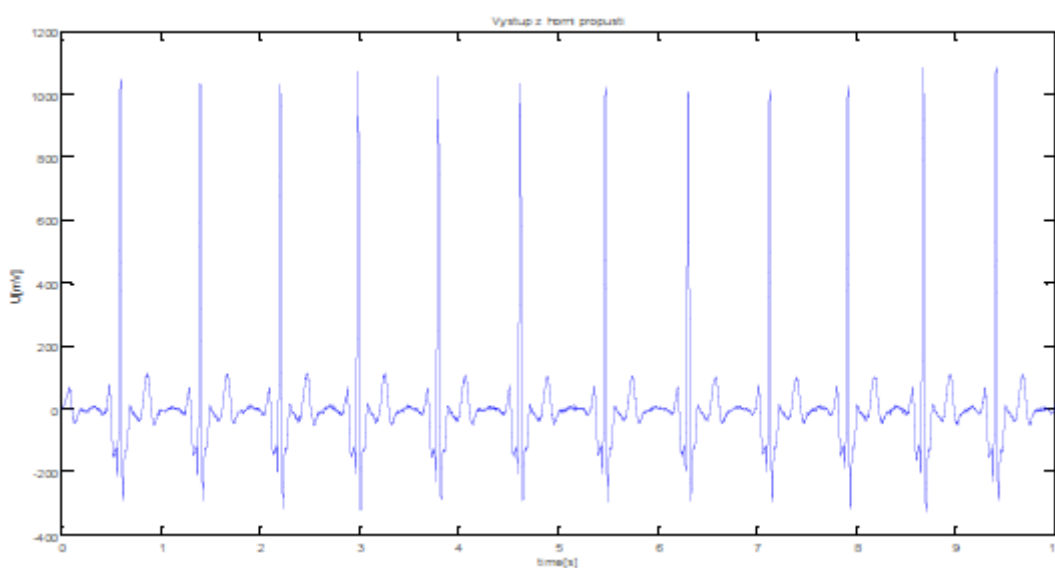
$$H(z) = z^{-40} - \frac{1}{80} + z^{-40} - z^{-41} - \frac{1}{80}z^{-80} \quad (4.9)$$

Diferenčná rovnica [11]:

$$y(n) = y(n-1) + \frac{1}{80}x(n) + x(n-40) - x(n-41) - x(n-80) \quad (4.10)$$



Obr. 8: Frekvenčná charakteristika hornej priepuste [11]



Obr. 9: Výstup z dolnej priepuste [11]

### 4.1.2 Derivovanie

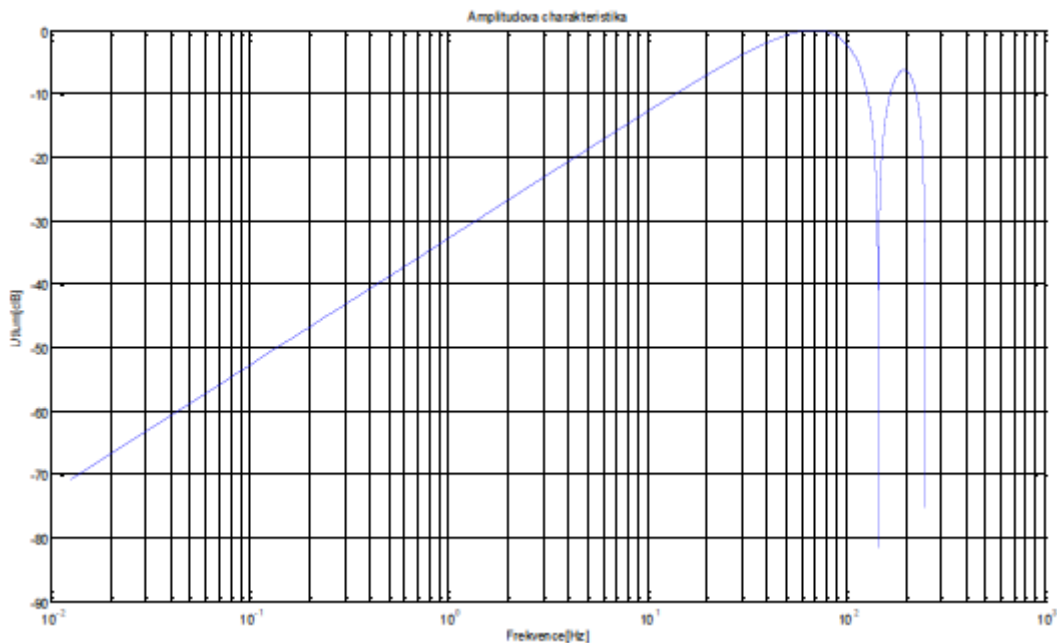
Derivovanie signálu bolo prevedené pomocou derivátoru, ktorý navrhli Pan a Tompkins. Prenosová funkcia derivátoru je [10]:

$$H(z) = \frac{1}{8}(-z^{-2} - z^{-1} + 2z + z^2) \quad (4.11)$$

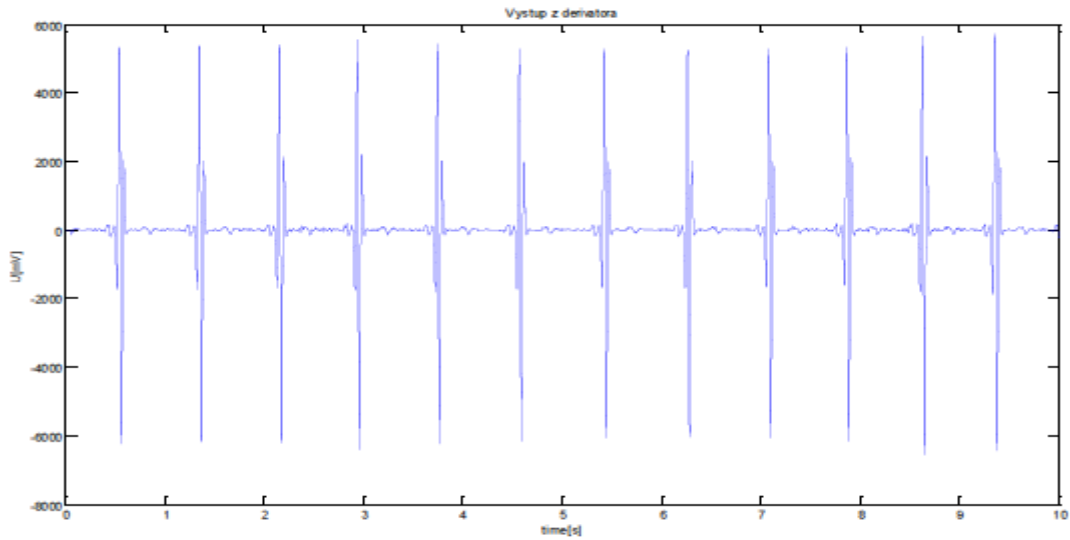
Diferenčná funkcia derivátoru je [10]:

$$y(n) = \frac{1}{8}[2x(n) + x(n-1) - x(n-3) - 2x(n-4)] \quad (4.12)$$

Táto procedúra derivácie potláča nízkofrekvenčné komponenty P a T a má vysoký koeficient zosilnenia vysokofrekvenčných komponentov, ktoré sa objavujú z dôvodu strmých sklonov QRS komplexu.



Obr. 10: Amplitúdová charakteristika derivátoru [11]

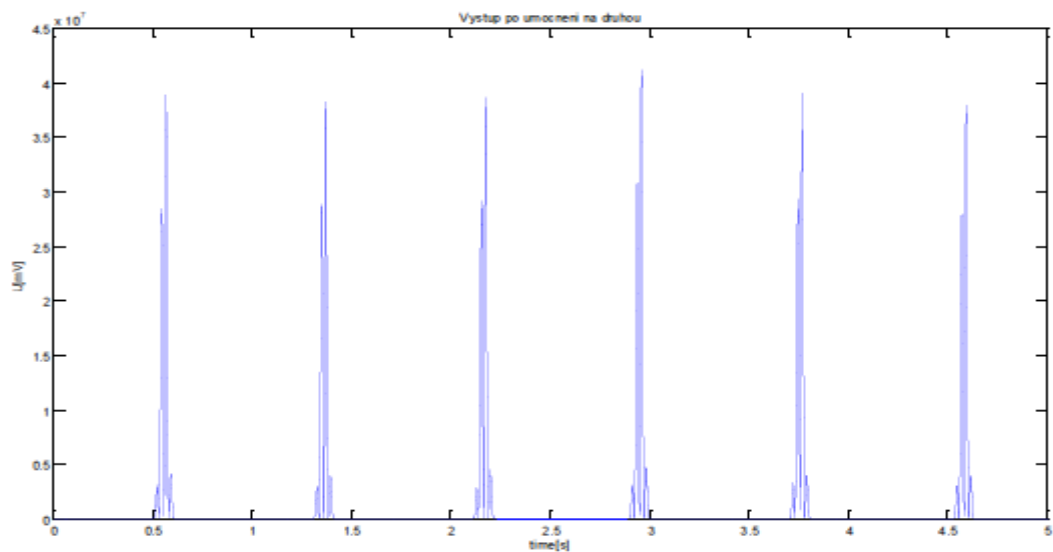


Obr. 11: Výstup z derivátora [11]

#### 4.1.3 Umocnenie na druhú

Výsledok operácie umocnenia na druhú je kladný a zosilňuje veľké rozdiely, vznikajúce z dôvodu QRS komplexov. Malé rozdiely na vlnách P a T sa potlačujú. Vysokofrekvenčné komponenty v signáli spojené s QRS komplexom sa potlačujú viac. Umocnenie na druhú sa vykonáva pomocou vzťahu [10]:

$$y(n) = [x(n)]^2 \quad (4.13)$$



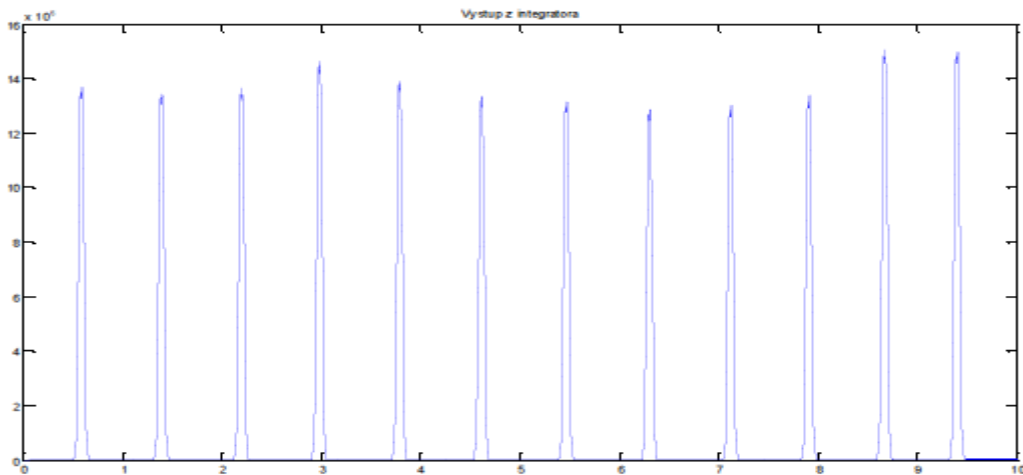
Obr. 12: Výstup po umocnení na druhú [11]

#### 4.1.4 Integrovanie

Výstupný signál po derivovaní demonštruje mnoho vrcholov v rozmedzí QRS komplexu. Pan – Tompkinsov algoritmus vykonáva vyhládovanie výstupného signálu predchádzajúcich operácii pomocou filtru [10]:

$$INT(n) = \frac{1}{N} [x(n - (N - 1)) + x(n - (N - 2)) + \dots + x(n)] \quad (4.14)$$

kde  $N$  je šírka integračného okna. Pri nadmernej šírke integračného okna  $N$  sa signály spojené s QRS komplexom a T-vlnou budú zlučovať. Príliš malá šírka okna  $N$  spôsobí v jednom QRS komplexe niekoľko vrcholov. V tejto realizácii bola použitá šírka okna  $N$  o dĺžke 30 vzorkov. Signál po prechode vyhládovacím filtrom je zobrazený na obr. 13.



Obr. 13: Výstup z integrátora [11]

#### 4.1.5 Detekcia vrcholu

Do algoritmu detekcie vstupuje integrovaný signál  $INT(n)$ . V prvom kroku sa urobí prahovanie signálu. Prah bol stanovený experimentálne ako 3% z maximálnej hodnoty integrovaného signálu. Prahovanie je tvorené podmienkou [11]:

$$SP = \begin{cases} 1, & \text{if } INT > thres \\ 0, & \text{if } INT < thres \end{cases} \quad (4.15)$$

kde  $thres$  je prah. Signál sa ďalej spracováva podľa podmienky [11]:

$$SP(n - 1) \leq SP(n) > SP(n + 1) \quad (4.16)$$

Vo výstupnom signáli dochádza aj k falošnej pozitívnej detekcii QRS komplexov, a preto je signál  $SP(n)$  treba spracovať pomocou nasledujúcich kritérií:

- ak je vzdialenosť medzi detekovanými udalosťami menšia ako 25 vzorkov, druhá udalosť sa vylúči;
- ak je vzdialenosť medzi detekovanými udalosťami 26 až 154 vzorkov, vylúči sa menšia udalosť, pokiaľ nedosahuje 42% hodnoty väčšej udalosti;
- vo vzdialenosti 221 až 350 vzorkov od detekovanej udalosti sa vylúčia všetky špičky, pokiaľ ich hodnota nedosahuje 4% hodnoty detekovanej udalosti, čo zmenší počet falošných pozitívnych detekcií [11].

Vo výstupnom signáli spracovanom podľa vyššie uvedených kritérií považujeme všetky udalosti, ktoré neboli odstránené pri spracovaní, za detekované QRS komplexy.



# 5 Realizácia metódy

## 5.1 Predspracovanie signálu

Pre detekciu jednotlivých R vln bol signál pred meraním QT intervalu predspracovaný z dôvodu výskytu rušenia signálu. Po potlačení rušivých zložiek bola použitá filtrácia vo frekvenčnej oblasti pomocou nulovania spektrálnych čiar. Výhodou tejto filtrácie je, že sa neuplatní zvlnenie amplitúdovej charakteristiky a aj fázová charakteristika je nulová. Filtráciou boli získané len užitočné zložky signálu, naopak bol potlačený drift (do 0,8 Hz) a rušenie vyskytujúce sa na vyšších frekvenciách, predovšetkým sieťové rušenie (50 a 60 Hz). Žiadna ďalšia filtrácia nebola použitá, pretože by mohlo dôjsť k rozšíreniu QRS komplexov.

## 5.2 Detektor R vln

Metódy pre stanovenie QT intervalu vychádzajú z detekcie QRS komplexu, konkrétne vrcholu vlny R. Z tohto dôvodu bol navrhnutý detektor R vlny založený na algoritme Pan – Tompkins. Princíp je znázornený na Obr. 5 v kapitole 4.

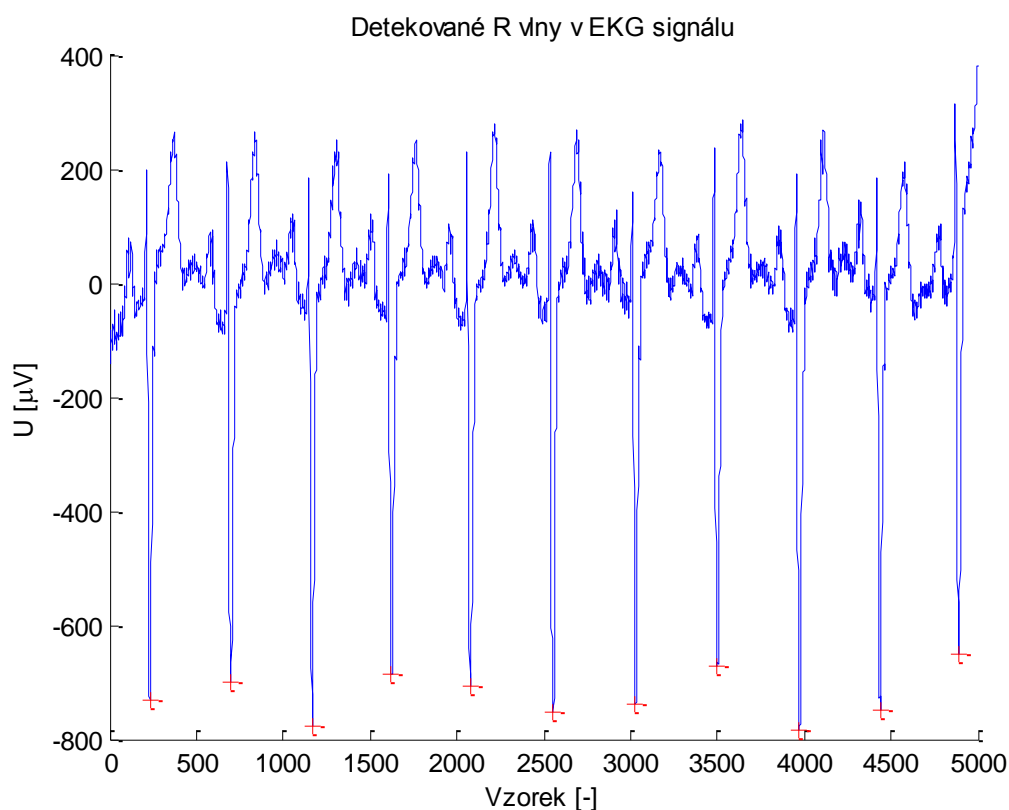
Signál EKG bol v prvom kroku najskôr predspracovaný pásmovou priepusťou s medznými frekvenciami 8 - 25 Hz. Po filtrácii bol zvolený číslicový filter typu FIR, ktorý má konečnú impulznú charakteristiku. Jeho výhodou je stabilita a lineárna fázová frekvenčná charakteristika. K filtrácii bola nastavená dĺžka impulznej charakteristiky o dĺžke 400 vzoriek, aby došlo k dostatočnému útlmu na nežiaducich frekvenciách. Po filtrácii je potrebné vo filtrovanom signáli kompenzovať zmeškanie vplyvom filtrácie.

V ďalšom kroku bola z vyfiltrovaného signálu vytvorená jeho prvá derivácia, ktorá bola realizovaná ako diferencia. Potom bol priebeh prvej derivácie umocnený druhou mocninou, čím boli zvýraznené zložky s vyššou amplitúdou.

Výsledný signál po umocnení bol ďalej ešte vyhladený pomocou filteru typu FIR dolná priepusť, realizovanou pomocou obdĺžnikového okna o dĺžke 60 vzoriek. Dĺžka impulznej charakteristiky bola zvolená tak, aby odpovedala dĺžke filtrovaného QRS komplexu, čo je zhruba 120 ms (60 vzoriek).

Následne bola stanovená prahová hodnota odpovedajúca 10% z maxima vyhladeného signálu. Po nastavení prahu bola pomocou cyklu kontrovaná vzorka po vzorke vyhladeného signálu, či neprekračuje prah. Pokiaľ došlo k prekročeniu prahu, bolo od tejto vzorky rozbalené okno o dĺžke celkovo 200 vzoriek. V tomto okne bolo nájdené maximum, ktoré udáva predbežnú pozíciu R vlny, ktorá bola uložená do vektoru pozícií. Následne boli nájdené pozície predbežných vrcholov R využité k vyhľadaniu absolútneho maxima QRS komplexu v pôvodnom EKG zázname. Od tejto pozície bolo vybraných na obe strany 50 vzoriek, celkovo teda okno dĺžky 101. V tomto okne bolo vyhľadávané maximum, ktoré bolo uložené ako vrchol vlny R.

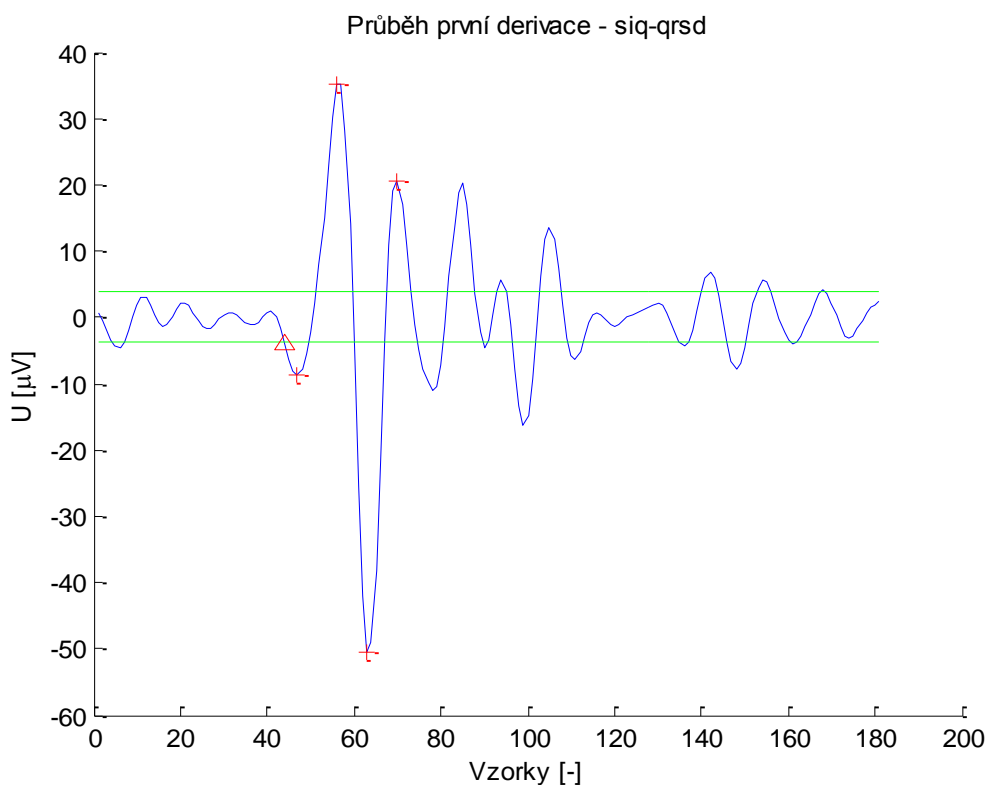
Z detekovaných R vln bola vybraná R vlna, okolo ktorej bol stanovený QT interval. Od vybranej R vlny bola nájdená nasledujúca R vlna pre stanovenie RR intervalu. Hodnota 60% tohto intervalu bola použitá pre stanovenie konca vlny T.



Obr. 14: Časť pôvodného EKG signálu s detekovanými R vlnami

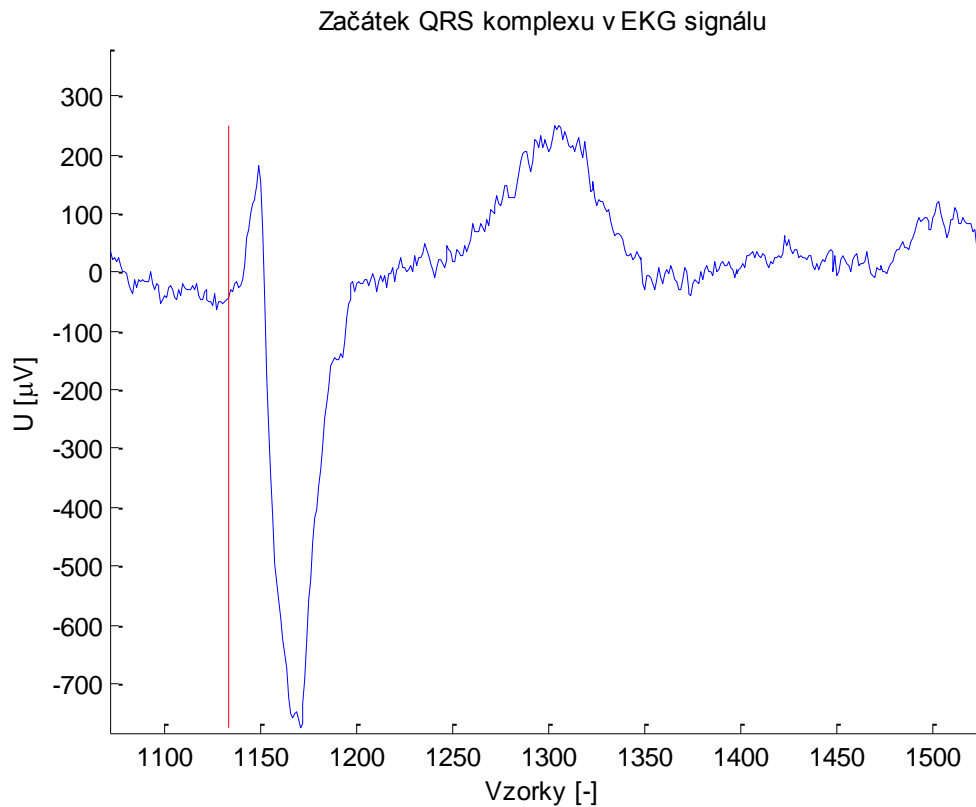
### 5.3 Detekcia začiatku vlny Q – derivačná metóda

Pre nájdenie začiatku QRS komplexu bol EKG signál filtrovaný filtrom FIR typu pásmová priepusť s rozsahom frekvencií 15 – 60 Hz. K tomu bolo použité Hammingovo okno o veľkosti 41 vzorkov. Signál bol filtrovaný oboma smermi, nedochádza k časovému posunu signálu vplyvom filtrácie. Od vybranej R vlny bol vybraný ako úsek záujmu signál o dĺžke 120 ms pred vrcholom R vlny a 200 ms za vrcholom R vlny. K tomuto úseku bol vybraný jemu odpovedajúci priebeh prvej derivácie filtrovaného signálu (označený ako *siq-qrsd*), ktorý slúžil pre detekciu jednotlivých špičiek. Pre presnú a správnu detekciu špičiek boli nájdené v tomto priebehu pozície, kde prvá derivácia nadobúdala nulové hodnoty, pomocou funkcie *signum*. Pomocou nej bola prvá derivácia prevedená na nový signál. Touto funkciou boli všetky hodnoty v derivácii väčšie ako nula prevedené na jednotku. Hodnoty menšie ako nula boli prevedené na hodnotu -1. Hodnoty rovné nule neboli prevádzané.



Obr. 15: Detekcia špičky udávajúcej morfológiu QRS komplexu v priebehu prvej derivácie

Následne boli v cykle porovnávané vždy dve po sebe idúce vzorky. Ak sa vzorky sami sebe nerovnali, dalo sa predpokladať, že sa jednalo o prechod. Najskôr bola nastavená prahová hodnota o veľkosti 7,5% z absolútneho maxima prvej derivácie.



Obr. 16: Začiatok QRS komplexu v úseku EKG signálu

Vždy medzi dvojicou nájdených prechodov nulovou hodnotou boli hľadané nadprahové špičky. Prvá špička bola detekovaná ako špička s maximálnou absolútnou výchylkou. Následne boli detekované od tejto prvej špičky ostatné špičky, ktoré sa nachádzali medzi dvojicou pozícií, kde prvá derivácia nadobúdala nulové hodnoty. Výsledná detekcia špičiek je zobrazená na Obr. 20, kde červeným krížikom sú označené špičky. Zelenou farbou je vyznačená prahová hodnota.

Podľa postupnosti špičiek sa jedná v tomto prípade o morfológiu odpovedajúcu QRS komplexu. Začiatok vlny Q (QRS komplexu) bol daný pozíciou poslednej nadprahovej hodnoty pred prvou špičkou, ktorý je na Obr. 20 vyznačený trojuholníkom.

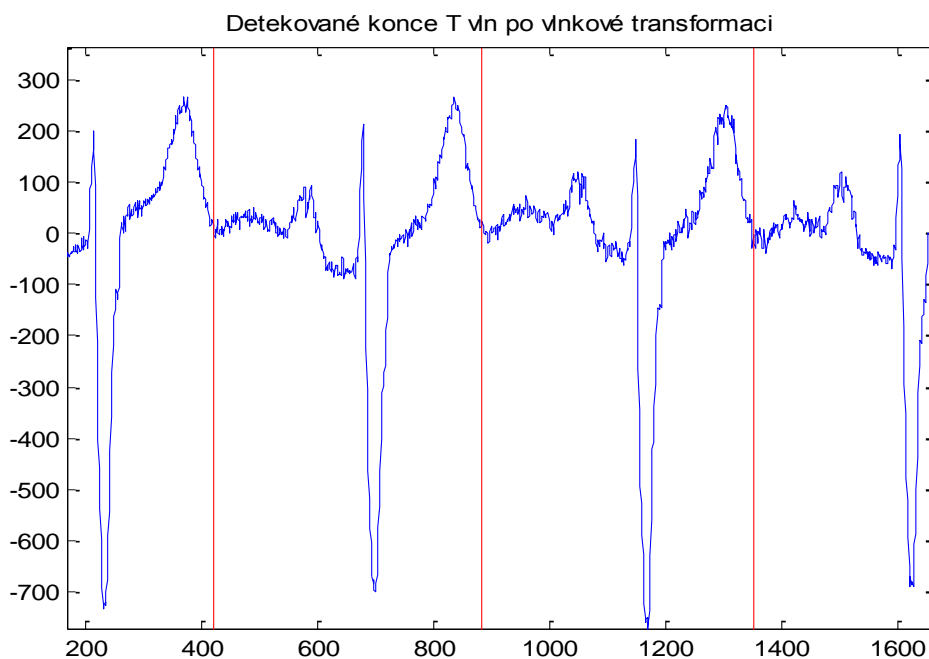
## 5.4 Detekcia konca vlny T

### 5.4.1 Metóda prvej derivácie – vlnková transformácia

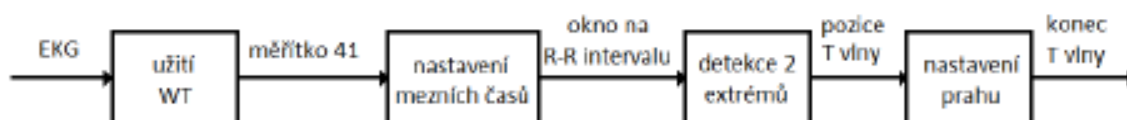
Nasledujúcim algoritmom je metóda vlnkovej transformácie, ktorá je založená na princípe, že konvolúciou antisymetrickej vlnky so signálom je získaný vyfiltrovaný a zároveň derivovaný signál. Ako materská vlnka bola zvolená vlnka *bior1.5*.

Po vhodnej detekcii začiatku QRS komplexu prichádza fáza vhodného otvorenia pre detekciu T vlny a samotnú detekciu jej konca. Mierka vhodná pre detekciu konca vlny T bola experimentálne stanovená na hodnotu 41. Jej transformáciou potlačíme jednosmernú zložku, sieťový drum a drift. Na mierke dochádza k zvýrazneniu vlny T a k potlačeniu vplyvu QRS komplexu.

Najprv sa stanoví začiatok a dĺžka okna pre detekciu extrémov a T vlny. Začiatok okna bol stanovený na 130 ms za nájdeným QRS komplexom. Veľkosť okna bola zvolená ako 0,3 - násobok dĺžky RR intervalu, v ktorom sa okno nachádza. V tomto otvorenom okne budú vyhľadávané prvé dva opačné extrémny. Medzi nimi ako prechod nulovou hodnotou je možné určiť vrchol vlny T. Potom je stanovený za druhým z extrémov prah pre nájdenie konca T vlny, ktorý je rovný 0,25 – násobku maxima alebo minima druhého extrému. To platí pre extrémny s postupnosťou znamienok [+ , -]. V prípade opačnej orientácie extrémov je detekovaný koniec T vlny ako prvá nadprahová hodnota minima druhého extrému.



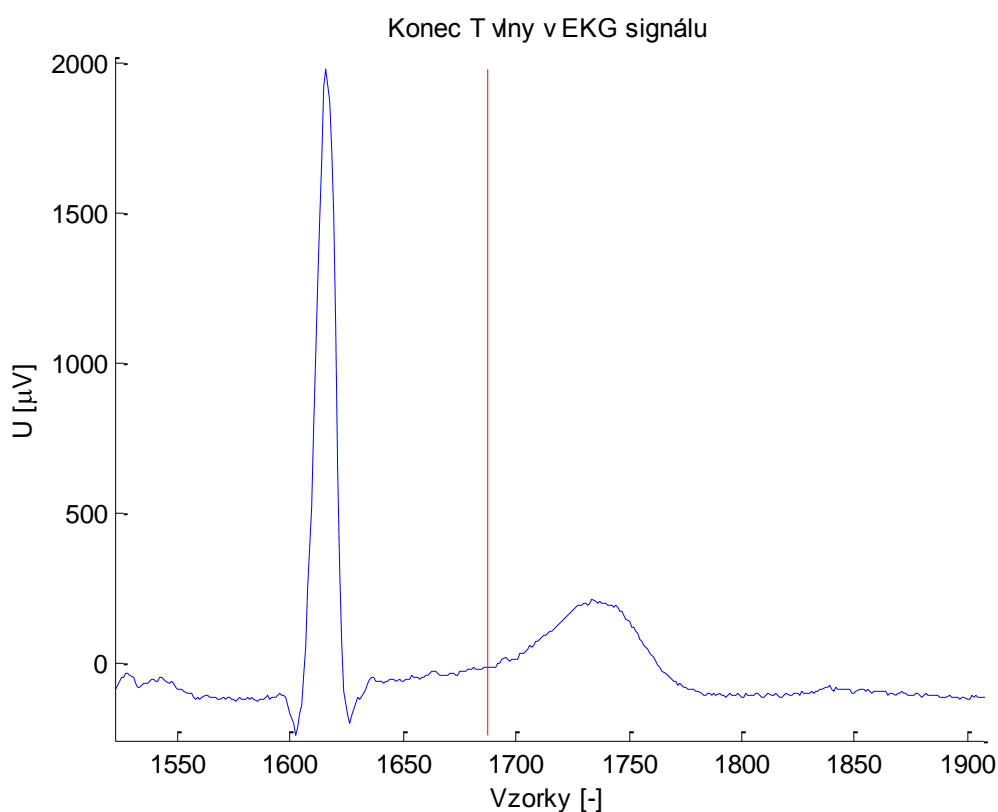
Obr. 17: Detekované konce T vln po vlnkovej transformácii



Obr. 18: Bloková schéma detekcie konca vlny T

### 5.4.2 Metóda druhej derivácie

Táto metóda využije výsledok vlnkovej transformácie, ktorá poskytuje vyfiltrovaný a zderivovaný signál. V danom okne obsahujúcom T vlnu je výstup z vlnkovej transformácie zderivovaný za účelom získania druhej derivácie. Následne je signál upravený do absolútnej hodnoty. V tomto upravenom signáli sú detekované lokálne maximá, a posledné lokálne maximum je identifikované ako pozícia ukončenia T vlny.



Obr. 19: Detekované konce T vln metódou druhej derivácie

## 6 Testovanie na databáze CSE

Realizované algoritmy boli testované na databáze CSE, ktorá obsahuje 125 sád reálnych EKG záznamov. Každý záznam má dĺžku 10 sekúnd a je vzorkovaný frekvenciou  $f_{vz} = 500$  Hz. V každej sade sú k dispozícii EKG záznamy z 12 zvodov. Celkovo sa teda jedná o 1500 EKG záznamov. K databáze sú dostupné referenčné hodnoty vždy pre jeden vybraný cyklus, ktorý je spoločný pre všetkých 12 zvodov.

Z celkovo 125 sád boli vyradené sady číslo 67 a 70, pretože neboli k dispozícii referenčné hodnoty pre vybraný cyklus. Sada číslo 116 bola tiež vyradená z testovania, pretože sa jednalo o rozmeranie posledného cyklu v EKG zázname. Realizované algoritmy využívajú vždy ešte jednu R vlnu za vybraným cyklom, v ktorom bolo meranie. Sady číslo 65 a 112 boli vyradené z dôvodu nemožnosti detekovať R vlnu pomocou navrhnutého detektoru QRS v danom cykle. Ďalej nebol meraný koniec T vlny v sade číslo 54, kde sa vyskytovala U vlna, ktorá znemožňovala správnu detekciu konca T vlny.

Testovanie realizovanej metódy prebiehalo na zvode číslo 2, teda bipolárnom končatinovom zvode II. Pre každú sadu signálu bola vypočítaná odchýlka medzi referenčnou a detekovanou hodnotou v milisekundách. Z takto získaných odchýlok bola vypočítaná priemerná odchýlka  $m$  a smerodajná odchýlka  $s$  medzi referenčnými a detekovanými pozíciami.

Priemerná odchýlka vyjadruje, ako presne algoritmus detekuje vzhľadom k referenčnej hodnote. zatiaľ čo smerodajná odchýlka poskytuje informáciu o stabilite (kvalite) detekcie.

Po otestovaní algoritmu boli získané výsledky priemernej a smerodajnej odchýlky pre detekciu začiatku Q vlny, konca T vlny pomocou prvej derivácie, a konca T vlny využitím druhej derivácie. Výsledky sú uvedené v nasledujúcej tabuľke. Celá tabuľka so všetkými výsledkami odchýlok je priložená v prílohe na CD.

	<b>m ± s [ms]</b>	<b>kritérium 2s<sub>CSE</sub> [ms]</b>
<b>začiatok Q vlny</b>	15,46 ± 16,84	6,5
<b>koniec T vlny – 1. derivácia</b>	15,44 ± 20,02	30,6
<b>koniec T vlny – 2. derivácia</b>	192,72 ± 38,43	30,6

Tab. 1: Tabuľka priemerných a smerodajných odchýlok pre jednotlivé detekcie

V tabuľke sú pre porovnanie uvedené kritéria 2s<sub>CSE</sub> stanovené autormi databázy CSE. Jedná sa o maximálnu povolenú smerodajnú odchýlku medzi referenčnými a detekovanými pozíciami, ktorú by mal algoritmus pri testovaní na tejto databáze splniť. Z tabuľky je zrejmé, že iba metóda detekcie konca T vlny využitím prvej derivácie, spĺňa stanovené kritérium.



## 7 Záver

Hlavným cieľom tejto bakalárskej práce bolo zoznámenie sa s EKG signálom a problematikou jeho rozmerania. Ďalej bola práca zameraná na detekciu QT intervalu, konkrétne v tejto práci pomocou metódy založenej na prvej a druhej derivácii, ktorá bola popísaná v kapitole 3. Cieľom tejto metódy je nájdenie čo najpresnejšej pozície začiatku vlny Q a konca vlny T. S detekciou QT intervalu ale úzko súvisí aj popísanie detektoru QRS komplexu, pretože väčšina algoritmov využíva R vlnu QRS komplexu. Pre túto metódu je vhodným riešením detektor založený na algoritme Pan - Tompkins, ktorý je podrobne popísaný v kapitole 4. Dané algoritmy na detekciu QRS komplexu a detekciu QT intervalu boli realizované v programe Matlab.

Funkčnosť navrhnutých algoritmov bola overená na databáze CSE, ktorá obsahuje 125 sád reálnych EKG signálov. K dispozícii boli referenčné hodnoty začiatku QRS komplexu a konca vlny T. Testovanie prebiehalo na bipolárnom končatinovom zvide II. Na začiatku testovania bolo vyradených 6 sád EKG záznamov z dôvodov uvedených v kapitole 6.

Na konci testovania pred spracovaním výsledkov bolo dodatočne vyradených ešte 29 hodnôt odchýlok metódy detekcie konca T vlny využitím prvej derivácie. Dôvod bol ten, že algoritmus nedokázal uspokojivo detekovať konce T vln v týchto sádach. Odchýlky sa pohybovali rádovo v niekoľkých stovkách a veľmi výrazne by ovplyvnili výslednú priemernú odchýlku. Po vyradení týchto hodnôt sa ukázala táto metóda ako pomerne úspešná. Ako jediná splnila kritérium  $2_{SCSE}$ .

Výsledky detekcie konca T vlny využitím druhej derivácie už boli konzistentnejšie, bez potreby vyradovať niektoré odchýlky. Avšak priemerná odchýlka okolo 200 ms ukazuje, že algoritmus nebol presný a detekoval konce T vln v priemere o 200 ms skôr.

# Literatúra

- [1] KHAN M. G.: *EKG a jeho hodnocení*. Grada Publishing, Praha, 2005, 348 s. ISBN 80-247-0910-4
- [2] HAMPTON, John R. *EKG stručně, jasně, přehledně*. 2., rozš. vyd. Praha: Grada, 2005, 149 s. ISBN 80-247-0960-0.
- [3] KOZUMPLÍK, Jiří. *Analýza biologických signálů*. Elektronická skripta FEKT VUT v Brně, 2011.
- [4] EKG vyšetření. *Wikiverzita* [online]. 2010-04-15 [cit. 2014-01-02]. Dostupné z: <http://cs.wikiversity.org/>.
- [5] ROZMAN, Jiří. *Elektronické přístroje v lékařství*. Vyd. 1. Praha: Academia, 2006, 406 s. ISBN 80-200-1308-3.
- [6] OSMANČÍK, Pavel. *EKG učebnice* [online]. Praha: Univerzita Karlova v Praze, 2011 [cit. 2012-01-03]. ISBN 978-80-260-1763-9. Dostupné z: <http://www.ucebnice-ekg.cz/index.php/cz/>
- [7] *Practicus: Odborný časopis praktických lékařů* [online]. 2009 [cit. 2012-01-03]. ISSN 1213-8711. Dostupné z: <http://web.practicus.eu/>
- [8] AHA/ACCF/HRS Recommendations for the Standardization and Interpretation of the Electrocardiogram. *Journal of the American College of Cardiology* [online]. 2009 [cit. 2012-01-04]. Dostupné z: <http://content.onlinejacc.org/>
- [9] RIVIERA FARINA, P. V.; LAGUNA, P.; MARTINEZ, J. P. a kol.: *An Alternative Decision Rule for Threshold Based T-Wave Measurement Algorithms Based on Second Derivative Extrema*. Computers in Cardiology, 2008.
- [10] PAN, J.; TOMPKINS, W. J.: *A Real-Time QRS Detection Algorithm*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1985.
- [11] MOSYURCHAK, A. *Principy softwarové detekce QRS*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2012. 41 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Martin Vitek, Ph.D..

# Zoznam príloh

## Zdrojové kódy pre Matlab

- detektorQRS\_PT.m
- detektorQT.m
- predzpracovani.m
- vyber\_cyklu.m

## Tabuľka odchýlok

- tabulka\_odchylky.xlsx