



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

MĚŘENÍ INTERVALŮ QT

QT INTERVAL MEASUREMENT

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

TOMÁŠ VÁŇA

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. JIŘÍ KOZUMPLÍK, CSc.

BRNO 2013



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor

Biomedicínská technika a bioinformatika

Student: Tomáš Váňa

ID: 136493

Ročník: 3

Akademický rok: 2012/2013

NÁZEV TÉMATU:

Měření intervalů QT

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s problematikou rozměření signálů EKG, zaměřte se zejména na postupy měření intervalů QT. 2) Vyberte alespoň dva různé algoritmy, podrobně je popište a realizujte v prostředí Matlab. 3) K testování realizovaných algoritmů použijte reálné signály z CSE databáze dostupné na UBMI. 4) Vypracujte studii shrnující výsledky práce, ve které zhodnotíte dosažené výsledky.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] RANGAYYAN, R.M.: Biomedical Signal Analysis. A Case-Study Approach. IEEE Press, John Wiley & Sons, 2002, ISBN 0-471-20811-6

[2] SORNMO, L., LAGUNA, P.: Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications. Elsevier Academic Press, 2005.

Termín zadání: 11.2.2013

Termín odevzdání: 31.5.2013

Vedoucí práce: doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.

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

Tato bakalářské práce je zaměřena na měření QT intervalu. V teoretické části práce je zaměřena na rozměření EKG signálů a jeho problematiku, vlastnosti QT intervalu a metody pro detekci začátku vlny Q a konce vlny T. V praktické části je popsán detektor R vln, předzpracování signálu EKG a realizace vybraných metod pro měření QT intervalu. Vybrané algoritmy byly otestovány na standardní databázi CSE. Detekované pozice byly porovnány s referenčními hodnotami. Výsledkem práce je porovnání jednotlivých algoritmů dle dosažených výsledků. Výsledkem práce je zhodnocení dosažených výsledků.

KLÍČOVÁ SLOVA

EKG, Matlab, detekce komplexů QRS, měření QT intervalu, standardní databáze CSE

ABSTRACT

This semestral thesis deals with QT interval measurement. The theoretical part of the work describes ECG delineation, QT interval and methods for detection Q onset and T offset. The practical part of the work describes R wave detection, preprocessing of ECG signal and implementation of selected methods for QT interval measurement. Selected algorithms were evaluated on the standard CSE database. Detected positions were compared with reference values. Result of this work is evaluation of results.

KEYWORDS

ECG, Matlab, QRS detection, QT interval measurement, standard CSE database

Bibliografická citace

VÁŇA, T. *Měření intervalů QT*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2013. 58 s. Vedoucí bakalářské práce doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc..

Prohlášení

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci na téma Měření intervalů QT jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské 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 bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením tohoto projektu jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009Sb.

V Brně dne

Tomáš Váňa

Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce doc. Ing. Jiřímu Kozumplíkovi, CSc. za pedagogickou a odbornou pomoc, další cenné rady a čas věnovaný konzultacím při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne

Tomáš Váňa

Obsah

1	Úvod	7
2	Rozměření EKG signálu.....	8
2.1	Významné vlny, kmity a intervaly v EKG	8
2.2	Problematika rozměření.....	10
2.2.1	Rušení EKG.....	11
3	QT interval	12
3.1	Závislost QT intervalu na srdeční frekvenci.....	12
3.2	Závislost QT intervalu na pohlaví	13
3.3	Limity prodlouženého a krátkého QT intervalu	13
4	Metody pro detekci QT intervalu	15
4.1	Derivační metoda.....	15
4.2	Philipsova metoda.....	18
4.3	Mediánová metoda	18
4.4	Metoda snižování prahu.....	20
4.5	Metoda minimálního úhlu	22
4.6	Metoda zero – slope, MS – ISO, MS – Tpeak.....	24
4.7	Trapézová metoda.....	26
5	Realizace metod	28
5.1	Předzpracování signálu.....	28
5.2	Detektor R vln	28
5.3	Derivační metoda.....	31
5.3.1	Detekce začátku vlny Q.....	31
5.3.2	Detekce konce vlny T.....	33
5.4	Philipsova metoda.....	36
5.4.1	Detekce začátku vlny Q.....	36
5.4.2	Detekce konce vlny T.....	37
5.5	Mediánová metoda	39
5.5.1	Detekce začátku vlny Q.....	39
5.6	Metoda MS – Tpeak	41

5.6.1	Detekce začátku vlny Q.....	41
5.6.2	Detekce konce vlny T.....	42
6	Popis ovládání programu.....	45
7	Vyhodnocení	46
7.1	Testování na databázi CSE	46
7.2	Výsledky jednotlivých metod	46
7.3	Porovnání realizovaných metod	49
7.3.1	Derivační metoda	49
7.3.2	Philipsova metoda	49
7.3.3	Mediánová metoda	50
7.3.4	Metoda MS – Tpeak	50
8	Závěr.....	51
	Literatura	52
	Seznam obrázků	55
	Seznam tabulek	56
	Seznam zkratk	56
	Přílohy	58

1 Úvod

Elektrokardiografie je jednou ze základních neinvazivních vyšetřovacích metod, která našla své uplatnění v lékařské přístrojové technice díky neustálému rozvoji elektroniky a výpočetní techniky. Touto metodou je zaznamenávána elektrická aktivita srdce z tělesného povrchu pacienta, ze které je možné následnou analýzou a zpracováním EKG záznamu získat informace sloužící pro diagnostiku, zda funkce srdce je ve fyziologickém rozmezí nebo srdce trpí onemocněním. Pro přesnější diagnostiku a tím i zlepšení následné léčby, je v dnešní době EKG signál zpracováván digitálně. Krátký nebo naopak příliš dlouhý QT interval může vést až k náhlému úmrtí pacienta trpící touto poruchou srdce.

Teoretická část práce je zaměřena na rozměření EKG signálu, ve které jsou popsány jeho základní složky, problematiku týkající se rozměření EKG signálu spočívající stanovení QT intervalu a faktorech znesnadňující jeho detekci, význam QT intervalu v lékařství, závislosti QT intervalu a jeho limity, v samotném závěru na metody pro detekci QT intervalu.

Obsahem praktické části práce je popis realizace čtyř vybraných metod pro měření QT intervalů. Samotnému postupu realizace předchází popisy postupu pro předzpracování signálu vhodného R detektoru, které jsou použity jako základ pro následné měření QT intervalu.

Ve výsledné části práce je popsáno, jak byly algoritmy testovány. Jsou zde uvedeny dosažené výsledky a jednotlivé realizované metody jsou porovnány.

2 Rozměření EKG signálu

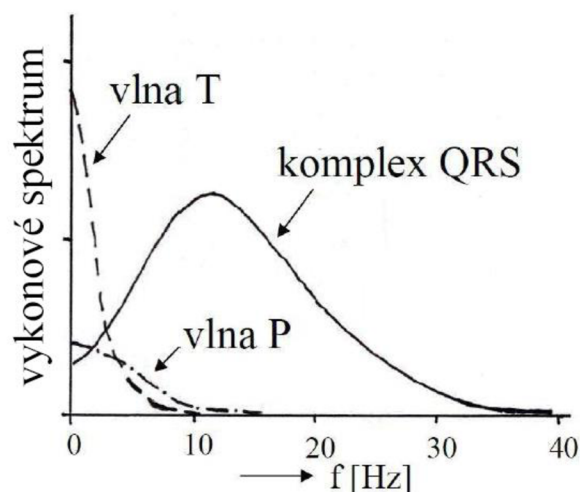
Rozměření signálu EKG je jednou z částí bloku analýzy při zpracování biosignálů. Slouží pro detekci začátků, konců významných vln (P, T) a kmitů (Q, R, S), jejich příslušných vrcholů a změření hodnot v daných extrémech. Z detekovaných bodů jednotlivých vln je možné stanovovat časové intervaly, které mají velký význam především v lékařství. Tyto úseky mezi jednotlivými vlnami poskytují informace o stavu myokardu. Lékař s pomocí takto získaných dat může snadněji indikovat přítomnost určitých srdečních poruch [6].

2.1 Významné vlny, kmity a intervaly v EKG

Vlna P se v EKG signálu objevuje důsledkem depolarizace levé a pravé síně myokardu a jejich kontrakce [5], [15]. V záznamu dosahuje její vrchol maximální hodnoty 0,25 mV a netrvá déle než 100 ms za fyziologických podmínek. Ve většině svodů, především ve svodu II a V1, se projevuje jako pozitivní kulovitá vlny monofazického tvaru. V ostatních svodech se jeví jako negativní nebo bifazického tvaru [4]. Z důvodu malé hodnoty amplitudy a jejího tvaru se někdy hranice této vlny špatně detekují. Chybějící vlna P je nejčastěji příznakem fibrilací síní [7].

Komplex QRS se v EKG signálu objevuje důsledkem depolarizace obou komor myokardu a jejich kontrakce. Je tvořen tripletem kmitů. První negativní výchylka komplexu, pod izoelektrickou linií, je označována jako kmit Q, následuje vysoký pozitivní kmit R. Druhá negativní výchylka po kmitu R označována jako kmit S [5]. Komplex ale může obsahovat více i méně kmitů než tři základní při onemocnění srdce, kdy šířící se akční napětí musí obcházet překážku na své dráze. Za fyziologických podmínek, kdy je myokard zdravý, trvá průběh komplexu 80–120 ms. Komplex QRS je rozšiřován vlivem blokády Tawarových ramének [4], [7]. Z hlediska jeho mohutnosti (překrývá repolarizaci síní srdce) je jeho největší část energie, na níže uvedeném Obr. 1, soustředěna v rozmezí 5–20 Hz s maximem mezi 10–15 Hz. Zastoupením vyšších frekvencí ve spektru se právě QRS komplex odlišuje od ostatních vln, což umožňuje jeho detekci, která je prováděna v rozměření EKG signálu jako první [6].

Vlna T se v EKG signálu objevuje důsledkem repolarizace obou komor myokardu a jejich návrat do klidového stavu [5], [15]. Hodnota vrcholu vlny T dosahuje 0,2–0,8 mV, šířka vlny je do 200 ms a vyskytuje se v intervalu 300 ms za koncem kmitu S. Vlna je také závislá na tepové frekvenci, kdy s vyšší tepovou frekvencí se vlna zužuje a přibližuje se směrem ke konci kmitu S. Za fyziologických podmínek je vlna T pozitivní (stejná jako QRS komplex) ve svodech I, II, V3–V6. Jako negativní vlna se jeví ve svodu aVR. Problém nastává při detekci konce vlny T, z důvodu pomalého klesání k izoelektrické linii a z důvodu splynutí vlny U, jejíž původ není zcela znám [7].



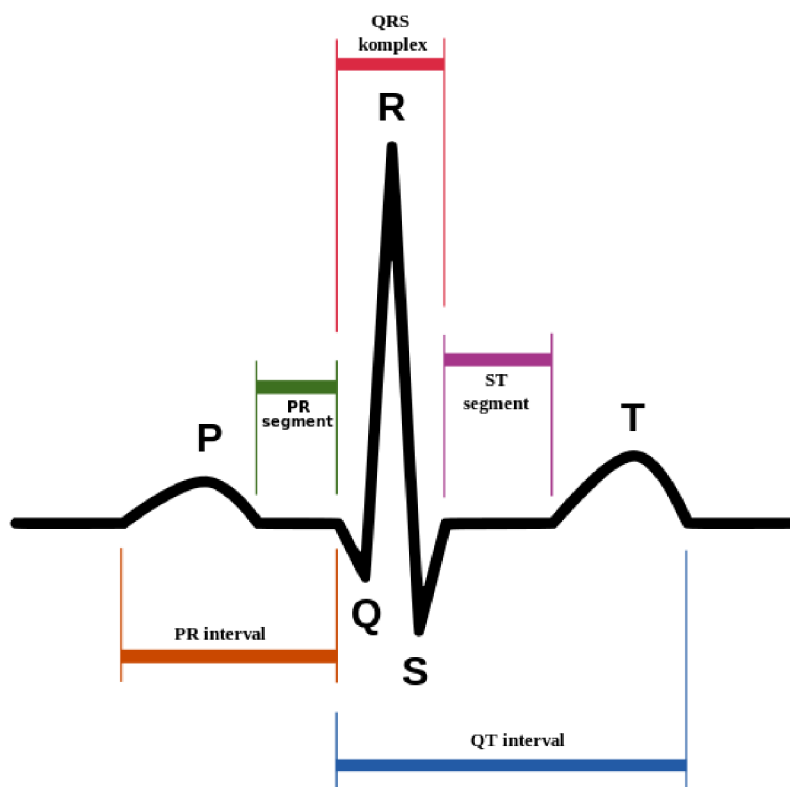
Obr. 1 – Výkonové spektrum vln EKG signálu [6]

Interval PQ je časový interval měřený od počátku vlny P, kdy dochází k síňové depolarizace, až do počátku komplexu QRS, kdy jsou komory srdce depolarizovány [15]. Interval tedy udává dobu od vzniku elektrického impulzu v sinoatriálním uzlu a jeho následného šíření svalovinou síní srdce, AV uzlem do srdečních komor. Jedná se o dobu od vzniku impulzu v SA uzlu, jeho vedením svalovinou síní a AV uzlem až po dosažení svaloviny komor srdce. Fyziologická hodnota tohoto intervalu je 120 až 200 ms. Délka intervalu je především ovlivněna dobou vedení v atrioventrikulárním uzlu [5], [7].

Interval RR je časový interval mezi dvojicí po sobě jdoucích R vln. Hodnota tohoto intervalu udává tepovou frekvenci, proto je tato analýza prováděna při každém rozměření signálu, je využíván také při vyhodnocení intervalu QT. Dále slouží k analýze variability tepové frekvence srdce (HRV) [8].

Interval QT je časový úsek elektrické aktivity myokardu komor, kdy dochází k jejich depolarizaci a následné repolarizaci [15]. Je měřen tedy od začátku komplexu QRS, začátku kmitu Q, po konec vlny T. Hodnota intervalu je závislé na tepové frekvenci, kdy se jeho hodnota zmenšuje se zvyšující se tepovou frekvencí. K prodlužování intervalu QT dochází při různých srdečních poruchách, u kterých je vysoké riziko náhlé srdeční smrti [7]. Více o tomto intervalu bude popsáno v samostatné kapitole.

Jednotlivé vlny, kmity, segmenty a intervaly jedné periody EKG signálu jsou vyznačený na níže uvedeném Obr. 2.



Obr. 2 – Vzorová perioda EKG křivky [16]

2.2 Problematika rozměření

V této podkapitole je pojednáno o problematice týkající se rozměření EKG signálu. Jsou zde zmíněny faktory znesnadňující rozměření EKG signálu. Při měření spojené s QT intervalem je rozeznáno několik komplikací. Prvním problémem je přesná detekce počátku nástupu QRS komplexu a detekce konce vlny T. O této problematice je pojednáno v samostatné kapitole 4, kde jsou popsány přímo metody pro detekci QT intervalu [1].

Další otázkou je výběr vhodného svodu, ve kterém bude měření provedeno. Pro rozměření a získání hranic začátků a konců jednotlivých vln je potřeba vybrat vhodná svody, ve kterém jsou vlny s dostatečnou amplitudou, nejčastěji svody II, V5 nebo V6 [17]. Dále je požadováno, aby jednotlivé vlny správného tvaru a nesplývaly dohromady, což znemožňuje přesnou detekci hranic vln. Nástup QRS komplexu a konec vlny T se v jednotlivých svodech liší. Začátek vlny Q má tendenci objevovat se na hrudních svodech V2 a V3 dříve než v končetinových svodech [1].

Pokud je měřen QT interval v jednotlivých svodech, je použit ten svod, v němž je QT interval nejdelší. Pokud se však tato hodnota liší o více jak 40 ms od jiných svodů, měření může být chybné a měly by být brány v úvahu měření ze sousedních svodů. Pokud se v daném svodu vlny T a U překrývají nebo nemohou být odděleny, je doporučeno, aby byl QT interval měřen ve svodu bez vlny U – svody aVR a aVL. Klesání vlny T může být rozšířeno dokreslením tečny s nejstrmějším klesáním, dokud nedojde k překročení

izoelektrické linie. Naopak by ale mělo být bráno v potaz, že vymezení konce vlny T tímto způsobem může podhodnotit QT interval [1].

Dalším faktorem znesnadňující správné rozměření jsou nežádoucí složky obsažené v EKG signálu. Touto nežádoucí složkou je ve většině případů šum, jehož spektrum se překrývá se spektrem EKG signálu [6].

Z tohoto důvodu je vhodné samotný EKG signál před samostatným rozměřováním předzpracovat. Nejčastěji pomocí filtrace, kdy dochází k potlačení nežádoucích složek, v tomto případě šumu. Požadavkem na filtraci je potlačit dostatečně potlačit šum a přitom neznehodnotit EKG signál do takové míry, kdy by mohlo dojít k nesprávnému rozměření a následné klasifikaci. Pro navržení vhodných filtrů je potřeba znát vlastnosti a charakter jak užitečných složek, tak i signál znehodnocujících [6].

2.2.1 Rušení EKG

Signály EKG se snímají k různým účelům, ze kterých také vyplývají požadavky na zpracování. Při snímání EKG potřebných k různým účelům je potřeba počítat s přítomností základních aditivních rušivých složek. Spektra užitečného EKG signálu jsou teda znehodnocena spektrem šumu. Rušivé signály rozlišujeme z hlediska právě jejich šířky frekvenčního spektra na úzkopásmové a širokopásmové [6], [13].

Mezi úzkopásmové rušivé signály je řazeno pomalé kolísání izoelektrické linie a síťový brum. Ke kolísání izoelektrické linie dochází při snímání EKG, kdy dochází k elektrochemickým procesům na rozhraní elektroda – kůže, zvedání hrudníku při dýchání pacienta (do 0,5 Hz) nebo k pomalým pohybům pacienta. (do 1,5 Hz). Ve výsledném spektru záznamu EKG jsou vlivy rozhraní elektroda – kůže zastoupeny do frekvence 0,8 Hz, dýchací pohyby do frekvence 0,5 Hz a pomalé pohyby pacienta do 1,5 Hz. Síťové rušení, neboli brum, je šum vyskytující se na frekvenci 50 Hz v EKG signálu vzniklý indukci napětí z okolních elektrických vodičů [13].

Základním širokopásmovým rušením v signálu EKG jsou myopotenciály, které vznikají zejména při zátěžovém snímání EKG signálu, přičemž dochází k aktivnímu pohybu svalů vyšetřovaného pacienta. Ve spektru je tento typ rušení zastoupen na frekvenčním pásmu od 20 Hz do řádově kHz. Všechny druhy širokopásmového rušení překrývají užitečné spektrum EKG signálu a musí být brán zřetel při odstranění toho rušení ze signálu EKG, aby nedošlo k velkému znehodnocení užitečných složek [13].

3 QT interval

Interval QT je definovaný jako časový úsek na EKG záznamu vymezený začátkem Q kmitu z komorového komplexu a koncem T vlny. Změřená hodnota odpovídá depolarizaci a následné repolarizaci komorového myokardu, který se označuje též jako elektrická systola komor. Nejvíce se na hodnotě intervalu QT podílí zejména změny v trvání komorové repolarizace. Komorová depolarizace tento interval téměř neovlivňuje z hlediska jeho stability a krátké době trvání. Pro přesnější hodnocení trvání komorové repolarizace se používá interval JT, kde bod J je dán koncem QRS komplexu a začátkem S-T segmentu. V klinické praxi se tento interval používá jen málokdy [1],[2].

Hodnota QT intervalu je v lékařství velmi diagnosticky významná. Slouží zejména k odhalení abnormálního prodloužení, syndrom dlouhého QT intervalu (LQTS), nebo zkrácení, syndrom krátkého QT intervalu (SQTS). Je rozeznán vrozený nebo získaný LQTS. U vrozeného dochází k mutaci genů, které kódují proteiny membránových kanálů podílejících se na repolarizaci a následnému prodloužení vlny T. U pacientů se projevuje synkopou, srdeční zástavou nebo náhlým úmrtím. Získaný LQTS je navozen léky nebo minerálovou dysbalancí (hypokalémie, hypokalcémie), které prodlužují QT interval [17]. Proto musí být pacienti, kterým je naordinováno použití těchto léků, sledováni [1], [2], [7].

U SQTS dochází také k mutaci genů kódující proteiny membránových kanálů, jenž se účastní depolarizace. Dochází k zvýšení aktivity draslíkových kanálů. Důsledkem je rychlejší průběh akčního potenciálu a s ním právě související krátký interval QT. Pacienti s tímto syndromem jsou ohroženi fibrilací komor [7].

Dalším zásadním bodem je korekce změřeného QT intervalu na tepovou frekvenci, pohlaví a zvětšení doby trvání QRS komplexu.

3.1 Závislost QT intervalu na srdeční frekvenci

Komorová repolarizace a s tím i související délka QT intervalu jsou závislé na srdeční frekvenci, kdy se vzrůstající srdeční frekvencí dochází ke zkracování QT intervalu, naopak s klesající frekvencí dochází k opětovnému prodloužení QT intervalu. K eliminaci vlivu srdeční frekvence na QT interval bylo navrženo mnoho vzorců, jejichž výsledkem je tzv. korigovaný QT interval (QTc). Mezi nejznámější a nejvíce používané patří Bazettův vzorec [2], stanovený na základě naměřených QT intervalů u 39 mladých osob. Hodnota změřeného QT intervalu je vydělena odmocninou RR intervalu,

$$QTc = \frac{QT}{\sqrt{RR}}, \quad (1)$$

kde RR interval představuje časový údaj mezi dvěma po sobě jdoucími R vlnami [1]. Hodnotu RR intervalu, lze získat i ze srdeční tepové frekvence (BMP) [2],

$$RR = \frac{60}{BMP}. \quad (2)$$

Dalším významným vzorcem pro výpočet QTc je Fridericiův vzorec zavedený v roce 1920, který je stejný jako Bazettův vzorec, ale místo druhé odmocniny je použita třetí odmocnina z intervalu RR [2]. Hodnoty takto upraveného QT intervalu mohou být i tak chybné, zejména při příliš vysoké srdeční frekvenci. Proto byly v poslední době zavedeny jiné funkce. Jednou z nich je lineární regresní model, z kterého vyplynul korekční vzorec [3],

$$LQTc = QT + 0,154(1 - RR). \quad (3)$$

Tato rovnice upravuje QT interval mnohem spolehlivěji než Bazettův vzorec, který při vysokých srdečních frekvencích nad 100 min^{-1} provádí až moc velkou korekci a při nízkých pod 60 min^{-1} frekvencích naopak podhodnocuje upravený QT interval [3].

V nedávné době byly zavedeny dokonce přímo korekční faktory pro každý podinterval srdeční frekvence. Tato metoda je označována jako „Bin metoda“ [1].

3.2 Závislost QT intervalu na pohlaví

Ačkoliv vzorcem od Bazetta a Fridericia není provedena žádná korekce vzhledem k pohlaví, mnoha studiemi bylo prokázáno, že interval QT je delší u žen středního věku a mladších než u mužů. Tento rozdíl mezi pohlavími je pokládán za potenciálně důležitý, protože ženy jsou považovány za obecně více náchylné k maligním arytmiím v syndromu dlouhého QT intervalu. Rozdíl mezi pohlavími se projevuje během dospívání, kdy je u mladých chlapců QT interval korigovaný tepovou frekvencí zkracován, pravděpodobně jako efekt testosteronu [1].

Mezi pohlavím byly zjištěny rozdíly v mnoha studiích, kde u starší věkové skupiny je rozdíl QT intervalu 6–10 ms a u mladých dospělých 12–15 ms. Celkově, se rozdíl u intervalu QT korigovaného tepovou frekvencí zmenšuje po překročení hranice 40 let, až prakticky zmizí u starších mužů a žen [1].

3.3 Limity prodlouženého a krátkého QT intervalu

Prahové hodnoty abnormálního QT intervalu jsou dostupné z měření na velkých podskupinách. K jejich získání bylo použito lineárně regresní funkce na korekci QT intervalu vzhledem k tepové frekvenci. Následující limity pro hodnocení prodloužení a zkrácení QT intervalu pro dospělé muže a ženy jsou navrženy jako praktický kompromis. U žen je za prodloužený QT interval považována hodnota 460 ms a více. Pro muže je limitní hodnotou interval delší jak 450 ms. Za krátký interval jsou považovány změřené hodnoty 390 ms a

kratší. Tato hodnota limitu je platná jak pro muže, tak pro ženy [1]. Rozdíl mezi naměřeným nejdelším a nejkratším QT intervalem ve 12 svodovém EKG je označován jako rozptyl intervalu QT [1], [2].

4 Metody pro detekci QT intervalu

V této kapitole je pojednáno o metodách pro detekci začátku kmitu Q a konce vlny T pro následné měření QT intervalu. Nalezení vhodného algoritmus dostatečně velkou přesností je velkým předmětem zájmu. Každoročně se po celém světě pořádá několik konferencí, kde je řešena otázka ohledně měření QT intervalu. Asi neznámější mezinárodní organizací zabývající se zpracováním EKG signálu je Computing in Cardiology (dříve Computers in Cardiology). Od roku 1974 jsou každoročně pořádány mezinárodní vědecké konference, kde se scházejí vědci a odborníci z oblasti medicíny, fyziky, technologií a výpočetní techniky. Zde jsou diskutovány jejich dosažené výsledky ve výzkumu, které se týkají výpočetní techniky v klinické kardiologii. Metody týkající se stanovení a měření QT intervalu byly projednávány na konferenci pořádané v roce 2006 [9]. Metody publikované na této konferenci i z jiných konferencí jsou popsány v následujícím textu.

4.1 Derivační metoda

V tomto algoritmu je nejdříve provedena detekce srdečního rytmu. Pro detekci kmitu R a vyhodnocení hranic vln, je použit vyfiltrovaný signálu EKG a jeho první derivace. Pro měření související s QRS komplexem je použit filtr s konečnou impulsní charakteristikou (FIR) typu pásmová propust s mezními frekvencemi 15–60 Hz. Pro vlnu T je použit FIR filtr typu pásmová propust s mezními frekvencemi 0,05–40 Hz. Oba filtry byly navrženy za využití Hammingova okna o velikosti 41 vzorků [18].

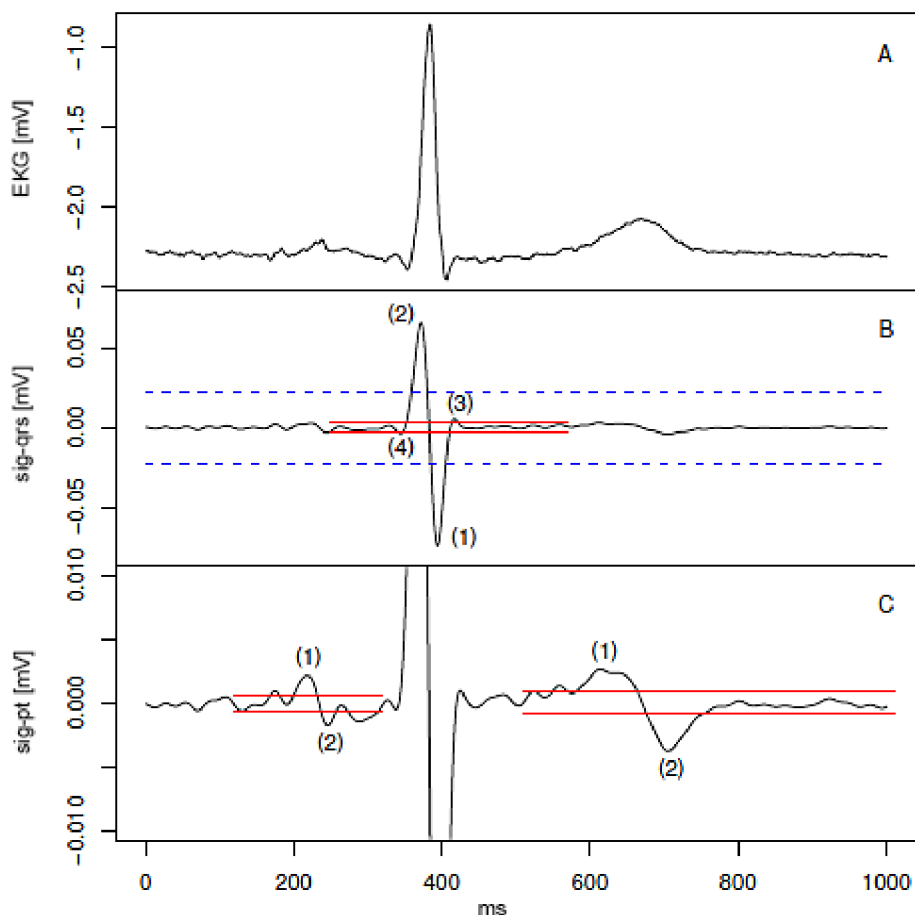
Prvně je detekován srdeční rytmus v první derivaci EKG signálu vyfiltrovaného pásmovou propustí k filtraci QRS komplexu za pomoci prahu, který je stanoven jako dvojnásobek efektivní hodnoty derivace EKG signálu. Prahová hodnota je vypočítávána pro každý pět sekundový segment průběhu [18].

Po detekci R vln udávající tepovou frekvenci v EKG signálu, jsou stanoveny hranice vln QRS komplexu v průběhu první derivace. Stanovení hranic vlny P a T je provedeno pomocí průběhu první derivace EKG signálu po filtraci druhou pásmovou propustí. Pro získání informací o QRS komplexu je analyzován úsek 120 ms před a 200 ms po detekované hodnotě překračující práh. Tento úsek je nazýván úsekem zájmu. Pro získání jednotlivých komponent QRS komplexu je použit práh, jenž je vypočítán jako 7,5 % z absolutní hodnoty úseku zájmu. Za úsek zájmu pro detekci vlny P, je považován interval 230–30 ms před začátkem QRS komplexu, přičemž prahová hodnota pro detekci P vln je stanovena na 10 % maximální hodnoty amplitudy v analyzovaném úseku. Za úsek zájmu, v němž je detekována vlna T, je považován interval začínající 100 ms po skončení QRS komplexu. Délka intervalu se může pohybovat v rozmezí 300–500 ms. Tato variabilita délky je dána závislostí T vlny na

tepové frekvenci srdce. Jako prahová hodnota ve vlně T je použito 10% maximální absolutní hodnoty amplitudy [18].

Po stanovení úseků zájmů a prahových hodnot, jsou detekovány jednotlivé kmity QRS komplexu, vlna P a vlna T. K detekci kmitů je využito špiček, které převyšují prahovou hodnotu. Za platné píky jsou považovány pouze píky se střídající se orientací (kladný/záporný). Špička s maximální absolutní amplitudou je vybrána jako startovací bod. Od této špičky je vybrána další špička na pravé nebo levé straně s vyšší amplitudou. Poté jsou vybrány další píky střídavě na pravou a levou stranu. Celý postup výběru špiček je na Obr. 3, kde první špička je maximálně negativní, druhá špička je pozitivní a nachází se vlevo od první. Třetí špička je taky pozitivní a nachází se napravo od první. Poslední čtvrtou špičkou je negativní špička nalevo od druhé špičky. Výběr špiček je ukončen, pokud už není více špiček v signálu nebo vzdálenost mezi špičkami je příliš velká, takže vrchol nesouvisí s aktuální vlnou (vlnami). Pro komplex QRS jsou vždy zvoleny maximálně čtyři špičky a pro vlnu P a vlnu T jsou zvoleny maximálně tři špičky [18].

V horní části Obr. 3 je zobrazena ukázka původního EKG signálu. Ve středu toho obrázku je zobrazena první derivace filtrovaného signálu pásmovou propustí určenou pro QRS komplex, přičemž modrou linií je vyznačena prahová hodnota pro detekci tepu. Prahové hodnoty určené k detekci vln QRS komplexu jsou znázorněny červenou barvou. V dolní části obrázku je zobrazena první derivace signálu filtrovaného pásmovou propustí určenou pro vlnu T. Červené čáry představují prahové hodnoty ke stanovení morfologie vlny P vlevo před QRS komplexem a pro vlnu T napravo od QRS komplexu. Čísly 1-4 je označeno pořadí, v jakém byly špičky detekovány [18].



Obr. 3 – Jedna perioda EKG signálu a jeho první derivace po filtraci PP [18]

V Tab. 1 jsou uvedeny jednotlivé morfologie QRS komplexu a jím odpovídající posloupnosti detekovaných špiček v průběhu první derivace. Morfologie vlny P a T s posloupnostmi detekovaných špiček v průběhu první derivace jsou uvedeny v Tab. 2, kde N znamená negativní špička a P pozitivní špička [18].

Tab. 1 – Posloupnosti špiček morfologií QRS komplexu [18]

Posloupnost špiček	Morfologie
NPNP	QRS
PNPN	RSR'
PNP	RS
NPN	QR
PN	R
NP	S

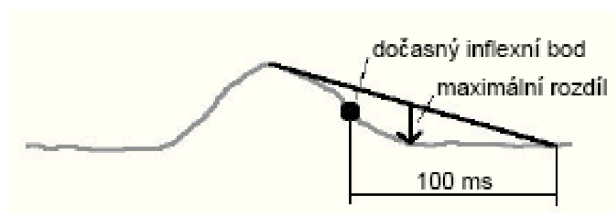
Tab. 2 - Posloupnosti špiček morfologií vlny P a T [18]

Posloupnost špiček	Morfologie
PN	Pozitivní vlna
NP	Negativní vlna
PNP	Bifazická vlna (pozitivní-negativní)
NPN	Bifazická vlna (negativní-pozitivní)

Počáteční a konečná pozice první a poslední výše zvolené špičky jsou použity jako začátek a konec QRS komplexu, vlny P a vlny T. Začátek nebo konec špičky v první derivaci odpovídá pozici, kde signál průběh první derivace klesá pod prahovou hodnotu. Pozice špiček a začátky nebo konce vln jsou tedy závislé na prahové hodnotě [18].

4.2 Philipsova metoda

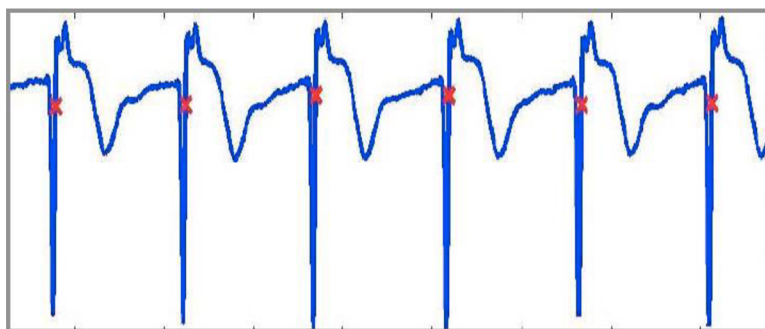
Tato metoda vychází z předchozí uvedené Derivační metody, kde byly polohy špiček závislé na prahové hodnotě. Zde jsou počáteční a koncové pozice, které nejsou závislé na prahu, stanoveny pomocí metody „Philips Diagnostic ECG Interval Measurement [18]“. Touto metodou je v záznamu EKG vytvořena tečna od příslušného vrcholu vlny do bodu 100 ms před nebo za dočasným začátkem nebo koncem vlny určeného výše uvedenou derivační metodou. Následně je hledán maximální rozdíl mezi tečnou a křivkou EKG. V tomto místě se nalézá počátek nebo konec hledané vlny. Způsob detekce konce vlny T je názorně zobrazen na níže uvedeném Obr. 4 [18]. Touto metodou bylo při měření QT intervalů dosaženo skóre 70,92 ms. Čím je dosažené skóre nižší, tím přesnější detekce [18].



Obr. 4 – Nalezení konce vlny T Philipsovou metodou [18]

4.3 Mediánová metoda

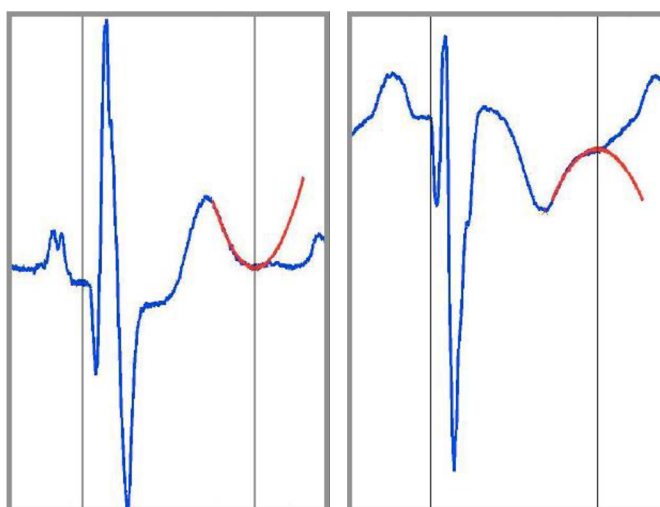
Pomocí mediánové metody je prvním krokem nejprve provedena detekce QRS komplexu filtrací EKG signálu pomocí filtru 4. řádu typu pásmová propust s mezními frekvencemi 0,5–100 Hz. Následně jsou ve vyfiltrovaném signálu EKG detekovány R vlny, které odpovídají špičkám s maximální výchylkou amplitudy. Nalezení R vln je provedeno pomocí překročení amplitudy špičky danou prahovou hodnotou. Na Obr. 5 jsou detekované vlny R označeny červeným křížkem [19].



Obr. 5 – Detekované R vlny v Mediánové metodě [19]

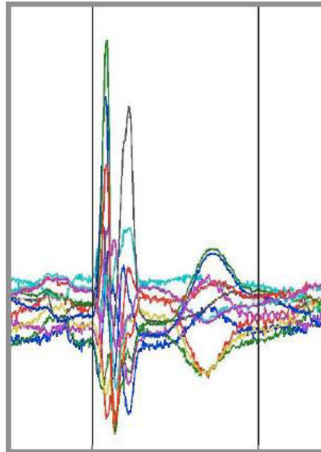
K nalezení začátku Q vlny je vybrán úsek signálu o velikosti 200 ms před R vlnou. Ve vybraném úseku je vyhledáván bod v rámci plovoucího okna o délce 30 ms s minimálním rozsahem amplitudy. Nástup vlny Q je vyhledán ve všech svodech EKG záznamu [19].

Určení konce vlny T je ve všech svodech provedeno pomocí matematického modelu s využitím polynomu druhého řádu. Vrchol vlny T je nalezen jako lokální maximum za komplexem QRS. Od tohoto detekovaného vrcholu je v úseku o délce 150 ms provedena optimální aproximace polynomem druhého řádu. Aproximace daným polynomem je provedena pomocí příkazu „polyfit“ v programu Matlab. V polynomu je nalezen vrchol paraboly, který je koncem vlny T, viz Obr. 6 [19].



Obr. 6 – Určení začátku vlny Q a konce vlny T polynomem [19]

Z hodnot začátku vlny Q a konce vlny T ve všech dvanácti svodech jsou vypočítány mediány [19]. Mediánové hodnoty jsou použity ke stanovení hodnoty QT intervalu, viz Obr. 7. V této metodě dosáhl po otestování průměrné odchylky -49 ms a směrodatné odchylky 38 ms [19].



Obr. 7 – Hranice QT intervalu stanovené mediánem [19]

4.4 Metoda snižování prahu

V této metodě jsou před samotnou detekcí charakteristických bodů nalezeny vrcholy QRS komplexů. Následně je signál rozdělen do jednotlivých period EKG signálu, v nichž je provedena samostatná detekce charakteristických bodů. Detekce nástupu, vrcholu a konce vlny P, QRS komplexu a vlny T pro každou periodu EKG signálu je proveden ve dvou hlavních krocích. Nejprve jsou body nástupu a konce jednotlivých vln detekovány v každém svodu samostatně. Nalezené body začátků a konců vln v jednotlivých svodech jsou sloučeny do jednoho bodu, kdy se v každé periodě EKG signálu vyskytuje jeden bod nástupu a konce vlny P, QRS komplexu a vlny T [20].

Detekce bodů v jednotlivých svodech je dána následujícím postupem. Signál přímo kolem každého QRS komplexu je filtrován pomocí filtru typu dolní propust s mezní frekvencí 60 Hz. Ve vyfiltrovaném signálu jsou pomocí plovoucího časového okna vypočítány rozsahy amplitud signálu, které jsou následně porovnány s prahovou hodnotou. Za začátek QRS komplexu je vybrána první nadprahová hodnota přímo před QRS komplexem. Následná detekce přesného bodu nástupu QRS komplexu je provedena postupným snižováním prahové hodnoty. V každém kroku je vypočítán možný bod nástupu a je stanovena střední hodnota rozsahu křivky přímo před a přímo za možnou pozicí začátku QRS komplexu. Bod s nejmenším poměrem mezi dvěma středními hodnotami je považován za přesný bod nástupu. Názorný postup snižování prahové hodnoty je zobrazen v Obr. 9 vlevo [20].

Detekce hrubého konce T vlny je realizována následujícím postupem. Časovým oknem, které je získáno z naměřených hodnot z PhysioNet QT Database, se algoritmus pokouší nalézt konec T vlny. Signál mezi dvěma po sobě jdoucími QRS komplexy je filtrován pásmovou propustí. Všechna lokální maxima a minima ve vyfiltrovaném signálu jsou detekovány. Je předpokládáno, že jeden detekovaný extrém patří vrcholu vlny T a druhý detekovaný extrém vrcholu vlny P. Stejně jako pro detekci nástupu QRS komplexu, jsou

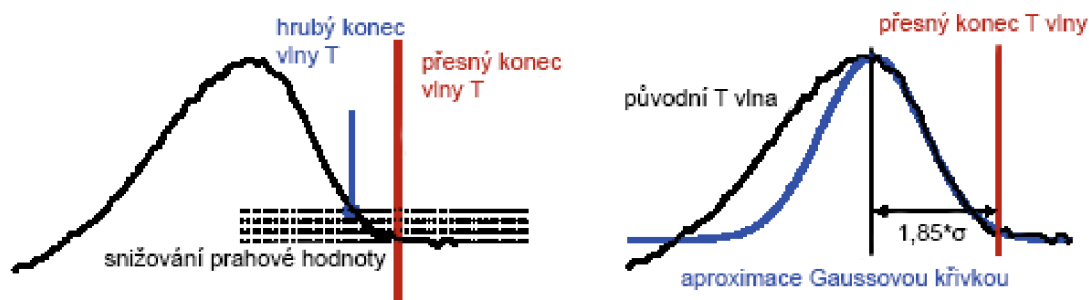
rozsahy amplitud signálu vypočítány uvnitř 40 ms okna. Hodnoty rozsahů jsou poté porovnávány s prahovou hodnotou pro T vlnu a prahem pro vlnu P [20].



Obr. 8 – Hrubá detekce konce vlny T [20]

Na výše uvedeném Obr. 8 je zobrazen princip nalezení hrubého konce vlny T. Šedou barvou je vykreslen původní EKG signál mezi dvěma QRS komplexy obsahující vlnu T a P. Barevně je zobrazen signál po filtraci pásmovou propustí. Různé úrovně rozsahu signálu jsou barevně odlišeny. Pro každý extrém nacházejícího se uvnitř časového okna pro vlnu T byl vypočítán pravděpodobnostní faktor připadající vrcholu vlny T. Stejným způsobem je získán pravděpodobnostní faktor vrcholu vlny P. Špičky s nejvyšší hodnotou pravděpodobnostního faktoru jsou považovány za vrchol vlny T a vrchol vlny P. Sousední extrémy jsou považovány za body hrubého začátku vlny Q nebo konce vlny T [20].

Vzhledem k vysoké mezní frekvenci filtru typu horní propust, je konec vlny T zastoupen extrémní hodnotou uvnitř filtrovaného signálu. T tohoto důvodu je za bod hrubého konce T vybrán následující extrém za vrcholem vlny T. Po této hrubé detekci jsou pro přesné nalezení konce vlny T použity dvě nezávislé metody. Buď je detekována nejvýraznější změna v rozsahu křivky vpravo okolo hrubě detekovaného bodu, nebo je vlna T aproximována Gaussovou křivkou, přičemž hodnota konce je definována jako nalezení maxima, kdy je k této pozici přičten 1,85 násobek hodnoty sigmy Gaussovy křivky. Aproximace vlny T Gaussovou křivkou je naznačena na Obr. 9 vpravo. Konečné pozice nástupu a konce vlny T je získána zprůměrováním výsledků obou metod. Tato metoda byla testována na databázi CSE, kde bylo dosaženo pro začátek QRS komplexu průměrné odchylky -2,3 ms a směrodatné odchylky 6,8 ms. Pro konec T bylo dosaženo průměrné odchylky -3,8 ms a směrodatné odchylky 11,8 ms [20].



Obr. 9 – Detekce přesného konce vlny T [20]

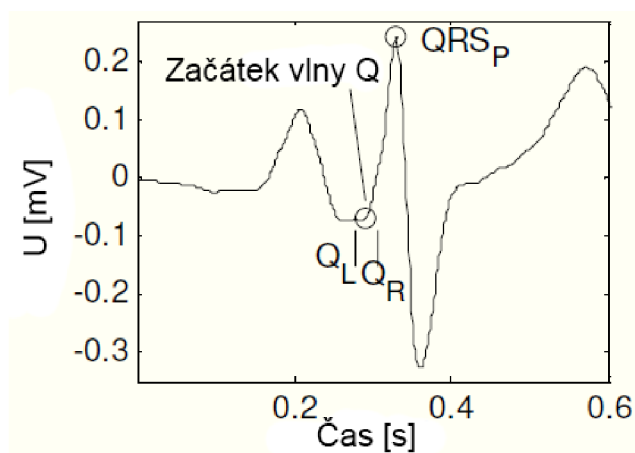
4.5 Metoda minimálního úhlu

Princip této metody spočívá nejprve v detekci QRS komplexů pomocí algoritmu využívajícího kombinovaných adaptivních prahových hodnot. Poté je EKG signál předzpracován pro přesnou detekci nástupu QRS komplexu a konce vlny T, kdy je potlačeno síťové rušení, svalový šum a základní drift [21].

Pro nalezení začátku QRS komplexu je potřeba stanovit časový interval určený k jeho detekci. Nejprve je vyhledán izoelektrický segment signálu v intervalu od největší špičky QRS komplexu, na obrázku 10 bod QRS_P , do vzdálenosti 120 ms před daným komplexem. Izoelektrický segment je nalezen, pokud všechny po sobě jdoucí rozdíly v 20 ms intervalu mezi sousedními vzorky jsou menší než předvolená hodnota $Crit$ a rozdíl mezi koncovými vzorky v 20 ms intervalu je menší než čtyřnásobek hodnoty $Crit$. Hodnota veličiny $Crit$ je závislá na rozsahu amplitud QRS komplexu a je dána vzorcem [21],

$$Crit = 0,02(maxQRS - minQRS). \quad (4)$$

Vzorek Q_L je dán jako krajní levý bod v hledaném časovém intervalu, viz Obr. 10 [21].



Obr. 10 – Detekce začátku vlny Q metodou minimálního úhlu [21]

Pravý krajní bod Q_R hledaného intervalu je nalezen, pokud špička nebo sklon (podle toho, který se vyskytne dříve) je detekována na pravé straně od vzorku Q_L . Při hledání špičky jsou analyzovány 3 vzorky od sebe vzdálené 10 ms. Následně jsou vypočítány rozdíly mezi středním vzorkem a dvěma přilehlými. Špička je nalezena, pokud jsou obě hodnoty rozdílů stejného znaménka, a pokud jsou větší než trojnásobek hodnoty $Crit$. Detekce sklonu je provedena analýzou 9 vzorků oddělených od sebe ve vzdálenosti 2 ms vytvořením diferencí mezi po sobě jdoucími vzorky. Sklon je nalezen, pokud je všech 8 hodnot rozdílů stejného znaménka a jejich absolutní hodnota je větší než čtyřnásobek hodnoty $Crit$. Za pravý krajní bod hledaného intervalu je zvolen střední bod špičky nebo sklonu [21].

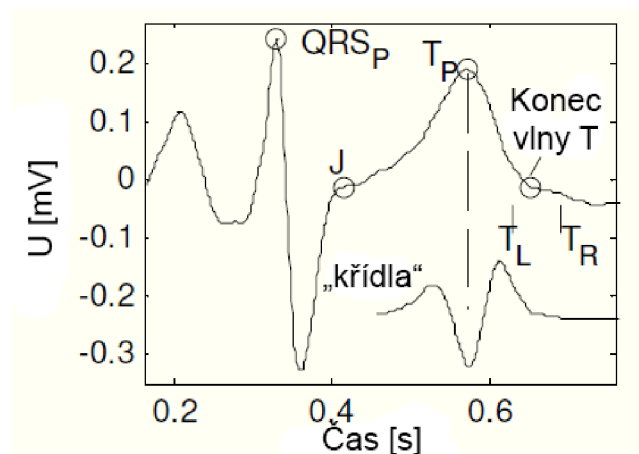
Pro nalezení konce vlny T je potřeba stanovit časový interval určený k jeho vyhledání. Bod konce QRS komplexu (bod J na Obr. 11) je vyhledán stejným postupem jako bod Q_L na pravou stranu od vrcholu vlny R (QRS_P). V dalším kroku jsou stanoveny dva sousední segmenty 40 ms dlouhé, které vytváří tzv. „křídla“, dané rovnicemi [21],

$$W_1 = D_{i-40ms} - D_i, \quad (5)$$

$$W_2 = D_i - D_{i+40ms}, \quad (6)$$

kde proměnná D jsou korespondující vzorky signálu. Funkce „křidel“ je dle Obr. 11 definována v intervalu od bodu J do bodu $J+QTc-100\text{ ms}$ a dána celkovou rovnicí [21],

$$W = W_1 W_2. \quad (7)$$



Obr. 11 – Detekce konce vlny T metodou minimálního úhlu [21]

Hodnota QTc je vypočítána pomocí známé Bazzetovy rovnice uvedené v kapitole 3.1. Minimum funkce „křidel“ odpovídá vrcholu vlny T (T_P), bez ohledu zda je vlna T pozitivní nebo negativní. Nejprudší klesání je vyhledáno jako maximum funkce „křidel“ (W) v intervalu T_P až po hodnotu danou rovnicí [21],

$$M = T_P + \frac{QTc}{5}. \quad (8)$$

Krajní pravý vzorek hledaného intervalu T_R , viz Obr. 11, je vyhledán, jako minimum v intervalu od bodu největšího klesání po bod M . Krajní levý vzorek hledaného intervalu T_L je získán jako bod, kde je amplituda vlny T rovna hodnotě získané z rovnice [21],

$$A = 0,8(T_P - T_R). \quad (9)$$

Detekce bodů nástupu komplexu QRS a konce vlny T je založena na minimální hodnotě úhlu mezi dvěma segmenty, které mají společný bod středu a jsou dlouhé 10 ms. Minimální hodnota úhlu je vyhledána v definovaných časových intervalech stanovených samostatně pro nástup QRS komplexu a konce vlny T. Po otestování na databázi bylo dosaženo celkové skóre 25,19 ms [21].

4.6 Metoda zero – slope, MS – ISO, MS – Tpeak

V této metodě je vyhledávání vln EKG založeno na digitální filtraci a předem definovaných vlastností vln. Prvně je ručně vybrán správný svod, ve kterém bude měřen QT interval. Správný svod je definován jako svod, ve kterém jsou vlny R a T očividně pozitivní po filtraci pásmovou propustí k potlačení šumu a kolísání izoliny. Pomocí diferenčního filtru je získána první derivace EKG signálu. Začátek kmitu Q je vyhledáván v průběhu derivace signálu. Konec vlny T je nalezen jako průnik filtrovaného signálu EKG a přímky procházející vrcholem vlny T a bodem s největším sklonem vlny T [22].

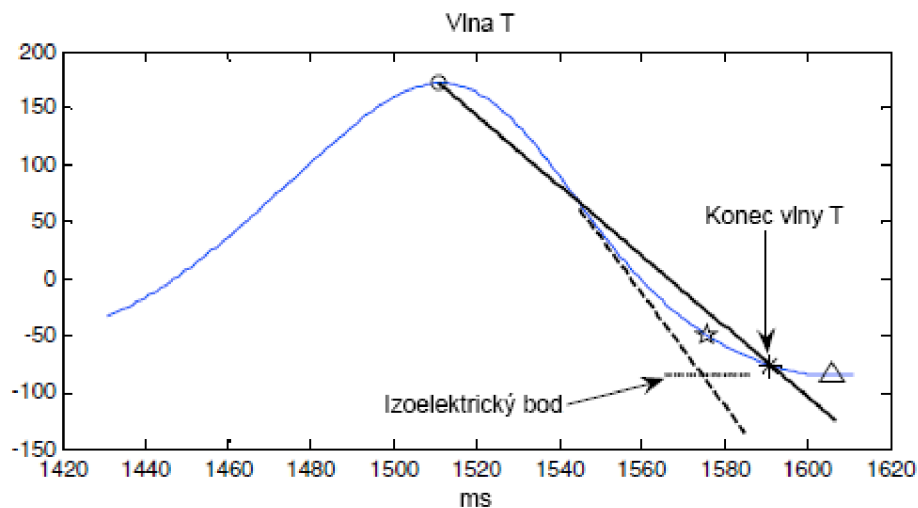
Pro filtraci signálu EKG v daném svodu je filtrován IIR filtrem čtvrtého řádu typu pásmová propust v rozmezí 0,4–50 Hz s využitím okna typu Butterworth. Tato filtrace je použita k potlačení šumu a kolísání izoelektrické linie. Vrcholy vlny R jsou detekovány jako lokální maximum po umocnění signálu druhou mocninou a následném překročení vhodné zvolené prahové hodnoty [22].

Po vyhledání vrcholů vln R, dochází k detekci začátku kmitu Q. Ze signálu EKG je vytvořena jeho první derivace pomocí diferenčního filtru. Pozice nástupu kmitu Q je vyhledávána v intervalu 2–120 ms před vrcholem vlny R. Začátek kmitu Q je v průběhu první derivace signálu nalezen jako druhý průnik nulovou hodnotou [22].

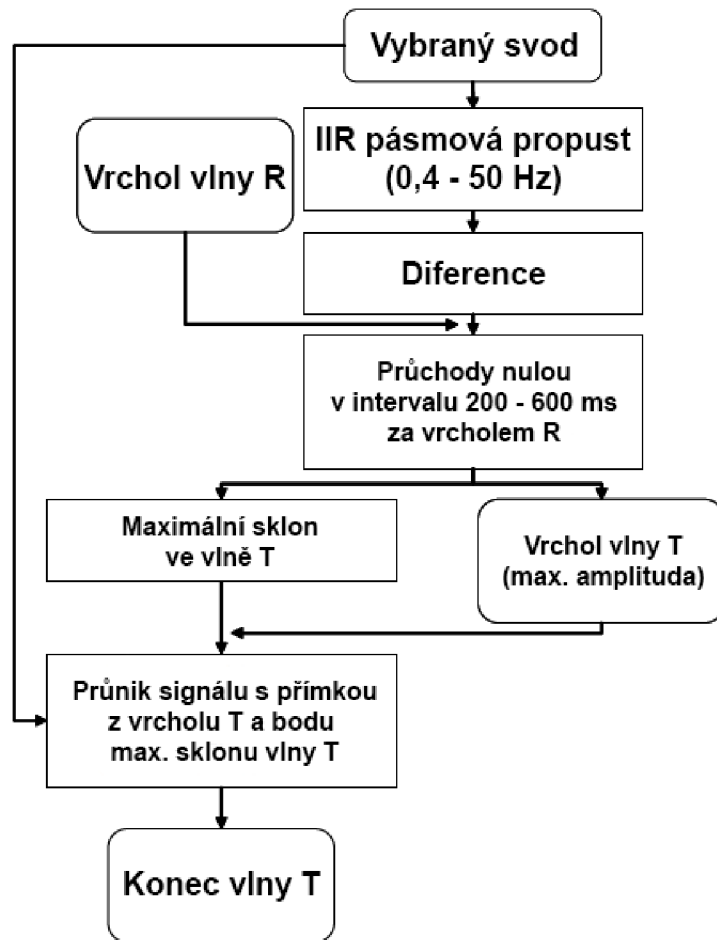
Pro detekci konce vlny T je možno využít tři metody. Vrchol vlny T je vyhledáván v 200–600 ms za vrcholem vlny R jako bod s nejvyšší amplitudou. Dále je za vrcholem vlny T nalezen úsek s maximálním sklonem, ve kterém je následně nalezen bod s největší strmostí (MSP). Za bodem maximální strmosti je nalezen izoelektrický bod, jako bod v průběhu první derivace, kdy je její průběh zase nulový. Konec vlny T v metodě zero – slope, je nalezen jako izoelektrický bod v EKG signálu. Ten je nalezen, jak bylo popsáno, jako druhý průnik nulou

v průběhu první derivace signálu v intervalu 200–600 ms za vrcholem vlny R. V druhé metodě MS – ISO je nalezen konec vlny T jako průnik tečny bodu s maximální strmostí a izoelektrické linie. Touto metodou ale dochází k podhodnocení QT intervalu, jak bylo uvedeno v předchozí kapitole. V třetí metodě MS – Tpeak je konec vlny T dán průnikem a předzpracovaného signálu a přímkou procházející vrcholem vlny T i bodem největšího sklonu ve vlně T. Princip této metody je uveden na Obr. 13 [22].

Na Obr. 12 jsou zobrazeny tři výše zmíněné metody pro detekci konce vlny T. Hvězdičkou je zobrazen konec vlny T, kdy se jedná se o metodu nejstrmější tečny, kdy tato tečna protne úroveň izoelektrické linie. Trojúhelníkem je označen konec vlny T metodou nalezení izoelektrického bodu. Konec vlny T určený metodou MS – Tpeak je označen křížkem. Metoda zero–slope vede k prodlouženému QT intervalu. Naopak metoda MS–ISO vede k podhodnocenému QT intervalu. Metoda MS-Tpeak je proto z nich nejpřesnější. Touto metodou bylo dosaženo skóre 46,96 ms [22].



Obr. 12 – Možné detekce konce vlny T [22]



Obr. 13 – Schéma pro detekci konce vlny T pomocí metody MS-Tpeak [22]

4.7 Trapézová metoda

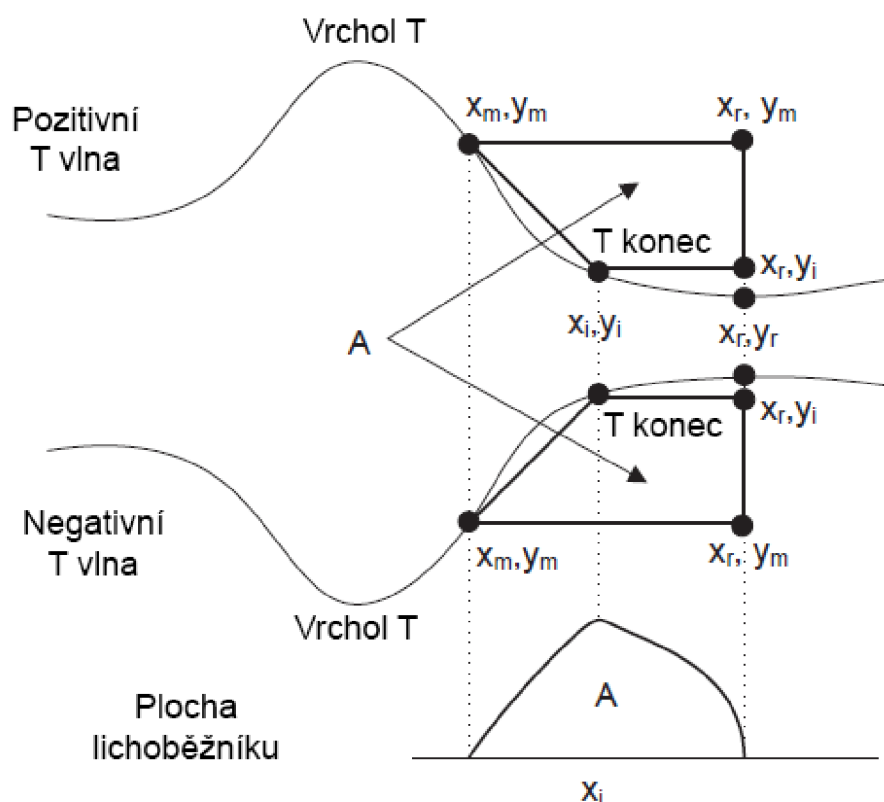
Poslední zmíněnou metodou je trapézová metoda. Zabývá se pouze detekcí konce vlny T. Pro detekci začátku vlny Q je možno použít jakýkoliv postupu uvedený výše. Před samotnou detekcí konce vlny T musí být detekován vrchol vlny R, aby mohl být vymezen interval obsahující vlnu T. K tomu je možno použít jakýkoliv R detektor s dostatečně velkou robustností [23].

Signál je před samotnou detekcí konce vlny T ještě předzpracován. Nejdříve filtrován filtrem typu horní propust (Butterworth, čtvrtého řádu) s mezní frekvencí 0,5 Hz k potlačení kolísání izoliny. Na filtrovaný signál je dále aplikován filtr typu dolní propust (Butterworth, čtvrtého řádu) s mezní frekvencí 30 Hz k potlačení šumu [23].

Trapézová metoda je založena na výpočtu oblasti pravoúhlého lichoběžníku daný třemi pevnými vrcholy a jedním mobilním vrcholem (x_b, y_i) , který je posunován signálem z bodu (x_m, y_m) do bodu (x_r, y_i) . Po každém posunutí je vypočítána plocha vytyčené oblasti A. Konec vlny T je dána bodem, ve kterém je plocha oblasti A pravoúhlého lichoběžníku největší. Obsah této plochy je vypočítán pomocí rovnice [23],

$$A = 0,5(y_m - y_i)(2x_r - x_i - x_m), \quad (10)$$

kde x_m je bod s největší absolutní hodnotou první derivace ve vlně T v úseku 200 ms za jejím vrcholem. Bod o souřadnicích x_r je referenčním bodem lokalizovaným v izoelektrickém segmentu mezi vlnou T a vlnou P, konkrétně v okně od 200 ms do 400 ms za vrcholem vlny T. Hodnota derivace v tomto bodě je blízká nule. Pokud by žádný bod tyto podmínky, je zvolen bod ze středu okna. Přesná pozice toho bodu není důležitá ve smyslu, jak daleko je za koncem vlny T. Po nalezení pevných bodů, je vypočítána plocha všech lichoběžníků vytvořených posouváním mobilního bodu x_i v intervalu od x_m do x_r . Plocha oblasti bude minimální nebo rovná nule, pokud pohyblivý bod je roven jednomu z výše uvedených vrcholů lichoběžníku. Naopak obsah plochy A bude maximální, pokud pohyblivý bod bude přesně na konci vlny T, viz Obr. 14 [23].



Obr. 14 – Konec vlny T (Trapézová metoda) [23]

Tato metoda byla testována na MIT-BIH databázích a European ST-T databázi, kde dva nezávislí kardiologové stanovili konce T vln. Celkem se jednalo o 3944 záznamů T vln. Po odstranění T vln s nízkou kvalitou byl algoritmus testován na 3112 záznamech. Výsledkem měření je průměrná odchylka -1,98 ms a směrodatná odchylka 16,46 ms [23].

5 Realizace metod

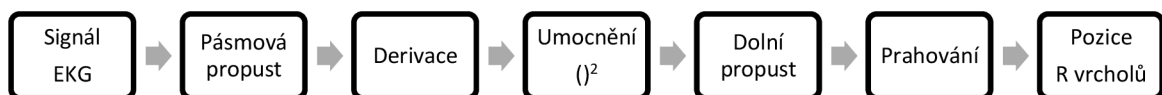
V této kapitole jsou uvedeny jednotlivé realizace vybraných metod pro detekci začátku kmitu Q, konce vlny T. Z výše uvedených metod byla vybrána Derivační metoda, Philipsova metoda, Mediánová metoda a MS – Tpeak metoda pro realizaci v programu Matlab.

5.1 Předzpracování signálu

Po detekci jednotlivých R vln byl signál před měřením QT intervalu předzpracován z důvodu výskytu rušení v signálu. Pro potlačení rušících složek byla použita filtrace ve frekvenční oblasti pomocí nulování spektrálních čar. Výhodou této filtrace je, že se neuplatní zvlnění amplitudové charakteristiky a i fázová charakteristika je nulová. Filtrací byly získány pouze užitečné složky signálu, naopak byl potlačen drift (do 0,8 Hz) a rušení vyskytující se na vyšších frekvencích, především síťové rušení (50 a 60 Hz). Žádná další filtrace nebyla na EKG signály použita, protože by jakoukoliv jinou filtrací mohlo dojít k rozšíření QRS komplexů.

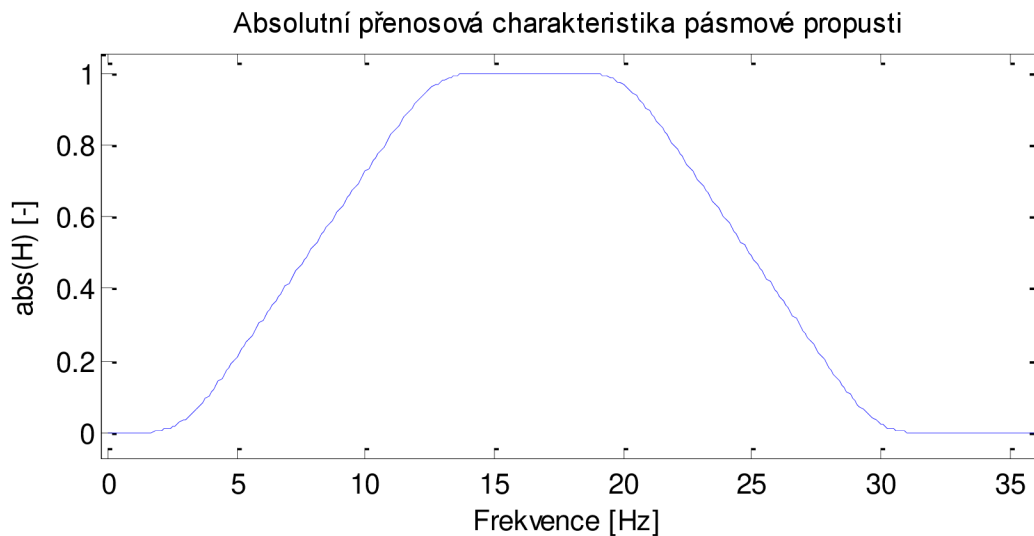
5.2 Detektor R vln

Všechny vybrané metody pro stanovení QT intervalu vycházejí z detekce QRS komplexu, konkrétně vrcholu vlny R. Z toho důvodu byl navržen detektor R vlny založený na algoritmu Pan – Tompkins. Je společný pro všechny realizované metody. Princip je znázorněn na Obr. 15.



Obr. 15 – Blokové schéma detektoru R vlny

Signál EKG byl v prvním kroku nejdříve předzpracován pásmovou propustí s mezními frekvencemi 8–25 Hz. Mezní frekvence byly zvoleny s ohledem na spektrum QRS komplexu EKG signálu, viz Obr. 1. Pro filtraci byl zvolen číslicový filtr typu FIR (finite impulse response), jenž má konečnou impulsní charakteristiku. Jejich výhodou je stabilita a lineární fázová frekvenční charakteristika. K filtraci byla nastavena délka impulsní charakteristiky o délce 400 vzorků, aby došlo k dostatečnému útlumu na nežádoucích frekvencích [12]. Charakteristika přenosové funkce pásmové propusti je zobrazena níže uvedeném Obr. 16.



Obr. 16 – Část charakteristiky přenosové funkce pásmové propusti

Pokud by byla délka impulsní charakteristiky příliš krátká, docházelo by k nežádoucím tvarovým změnám signálu EKG. Naopak s delší impulsní charakteristikou roste náročnost při výpočtu. Po filtraci je potřeba ve filtrovaném signálu kompenzovat zpoždění vlivem filtrace, dle vzorce [12]

$$M = \frac{N - 1}{2}, \quad (11)$$

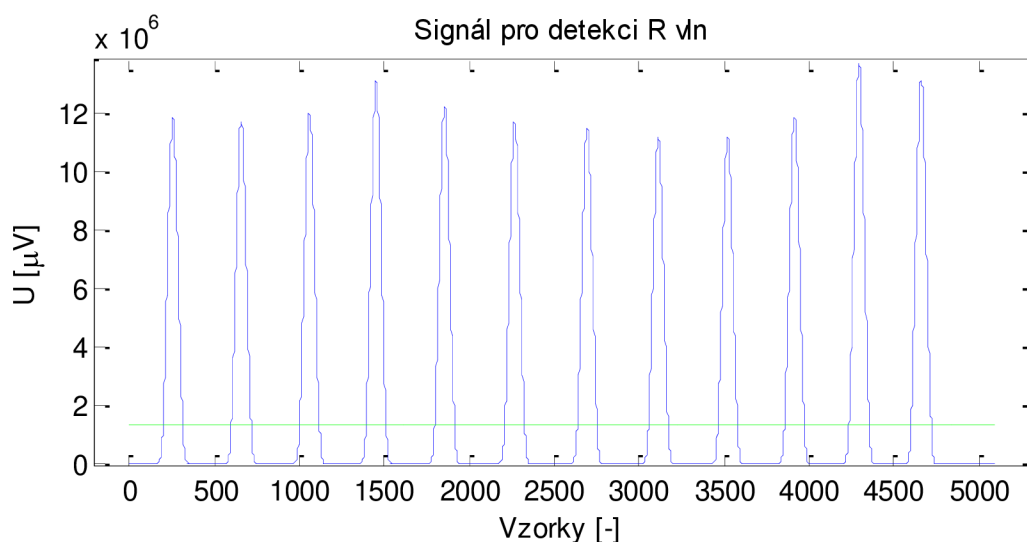
kde M je počet vzorků odpovídající zpoždění v signálu po průchodu filtrem, N je rovno počtu vzorků impulsní charakteristiky daného filtru. Filtrací pásmovou propustí bylo docíleno zvýraznění frekvenčního pásma, v němž se pohybuje QRS komplex. Ostatní frekvence odpovídající vlnám P a T byly potlačeny.

V dalším kroku byla z vyfiltrovaného signálu vytvořena jeho první derivace, která byla realizována jako difference. Posléze byl průběh první derivace umocněn druhou mocninou, čímž byly zvýrazněny složky s vyšší amplitudou vůči složkám s nižší amplitudou.

Výsledný signál po umocnění byl dále ještě vyhlazen pomocí filtru typu FIR dolní propust realizovanou pomocí obdélníkového okna o délce 60 vzorků, jejíž charakteristika přenosové funkce je zobrazena na Obr. 17. Délka impulsní charakteristiky byla zvolena tak, aby odpovídala délce filtrovaného QRS komplexu, což je zhruba 120 ms (60 vzorků). Ukázka předzpracovaného signálu pro další zpracování vedoucí k detekci R vln je uvedena na Obr. 19, zelenou barvou je vyznačena prahová hodnota.

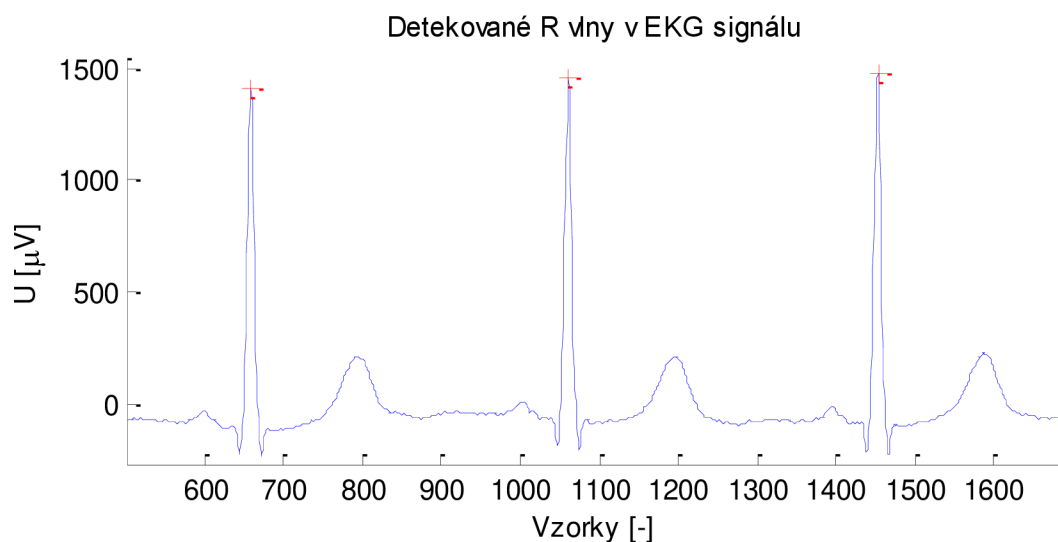


Obr. 17 - Část charakteristiky přenosové funkce dolní propusti



Obr. 18 – Část signálu vyhlazeného doplní propustí pro následnou detekci R vln

Následně byla stanovena prahová hodnota odpovídající 10 % z maxima vyhlazeného signálu. Po nastavení prahu byl pomocí cyklu kontrolován vzorek po vzorku vyhlazeného signálu, zda nepřekračuje prahovou hranici. Pokud došlo k překročení prahu, bylo od tohoto vzorku (včetně) rozbaleno okno o délce celkem 200 vzorků. V tomto okně bylo nalezeno maximum, které nám udávalo předběžnou pozici R vlny, jenž byla uložena do vektoru pozic. Následně byly nalezené pozice předběžných vrcholů R využity k vyhledání absolutního maxima QRS komplexu v původním EKG záznamu. Od této pozice bylo vybráno na obě strany 50 vzorků, celkem tedy okno délky 101. V tomto okně bylo hledáno maximum, které bylo uloženo jako vrchol R vlny. V Obr. 19 je vykreslena část původního EKG signálu s detekovanými R vlnami, jejichž pozice je vyznačena červeným křížkem.



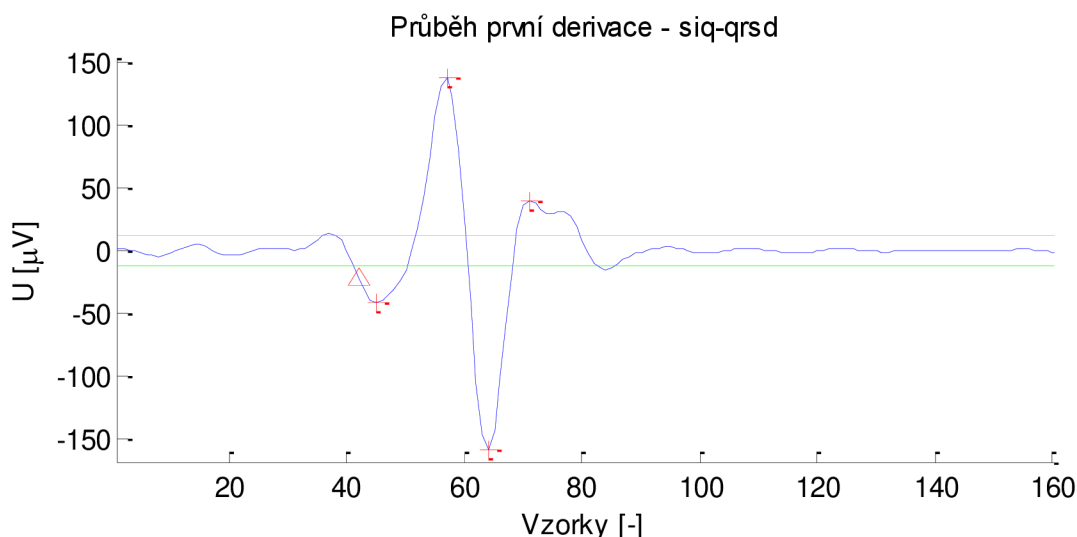
Obr. 19 - Část původního EKG signálu s detekovanými R vlnami

Z detekovaných R vlny byla vybrána R vlna, kolem které byl stanoven QT interval. Od vybrané R vlny byla nalezena následující R vlna pro stanovení RR intervalu. Hodnota 60% tohoto intervalu byla využita pro stanovení konce vlny T.

5.3 Derivační metoda

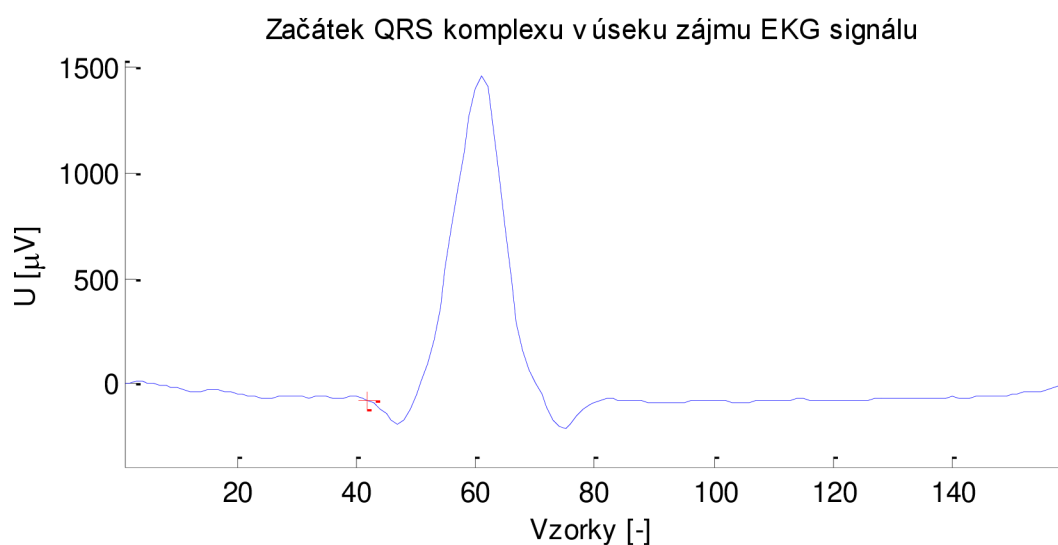
5.3.1 Detekce začátku vlny Q

Pro nalezení začátku QRS komplexu, byl EKG signál filtrován filtrem FIR typu pásmová propust s rozsahem frekvencí 15–60 Hz. K tomu bylo použito Hammingovo okno o velikosti 41 vzorků. Signál byl filtrován oběma směry, nedochází k časovému posunutí signálu vlivem filtrace. Od vybrané R vlny byl vybrán jako úsek zájmu signál o délce 120 ms před vrcholem R vlny a 200 ms za vrcholem R vlny. K tomuto úseku byl vybrán jemu odpovídající průběh první derivace filtrovaného signálu (označen jako *sig-qrsd*), který sloužil pro detekci jednotlivých špiček. Pro přesnou a správnou detekci špiček byly nalezeny v tomto průběhu první derivace pozice, kde první derivace nabývala nulové funkční hodnoty pomocí funkce *signum*. Pomocí ní byla první derivace převedena na nový signál. Touto funkcí byly všechny hodnoty v derivaci větší jak nula převedeny na jedničku. Hodnoty menší než nula byly převedeny na hodnotu -1. Hodnoty rovny nule nebyly převáděny [10].



Obr. 20 – Detekování špičky udávající morfologii QRS komplexu v průběhu první derivace (siq-qrsd)

Následně byly v cyklu porovnávány vždy dva po sobě jdoucí vzorky. Pokud se vzorky sobě nerovnali, dalo se předpokládat, že se jednalo o průchod. Jak bylo napsáno výše v popisu metody, nejdříve byla nastavena prahová hodnota o velikosti 7,5 % z absolutního maxima první derivace.



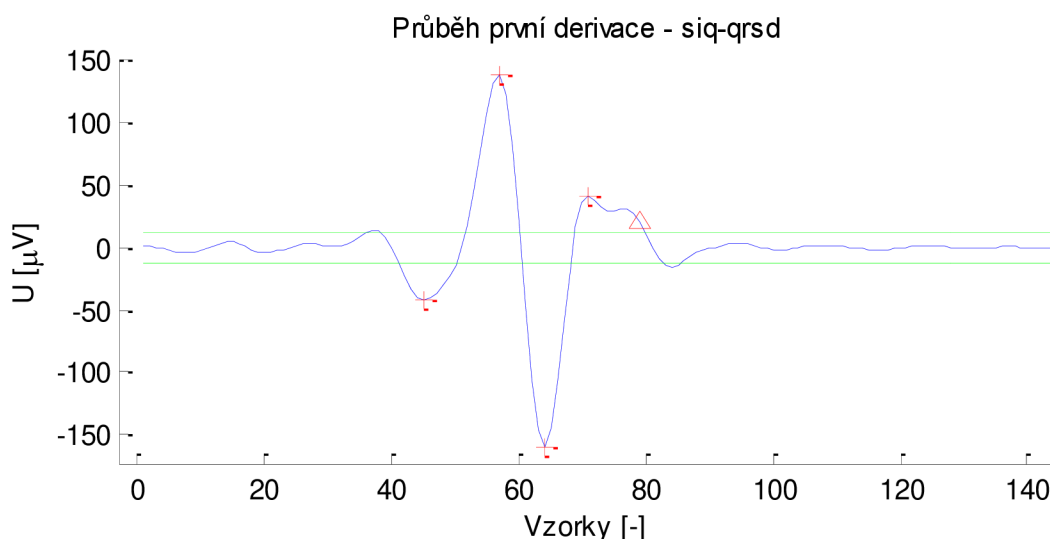
Obr. 21 – Nalezený začátek QRS komplexu v úseku zájmu EKG signálu (Derivační metoda)

Vždy mezi dvojicí nalezených průchodů nulovou hodnotou byly hledány nadprahové špičky. První špička byla detekována jako špička s maximální absolutní výchylkou. Následně byly dle uvedeného algoritmu v kapitole detekovány od této první špičky ostatní špičky, které se nacházely mezi dvojicí pozic, kde první derivace nabývala nulové hodnoty. Výsledná detekce špiček je zobrazena na Obr. 20, kde červeným křížkem jsou označeny detekované špičky. Zelenou barvou je vyznačena prahová hodnota.

Dle posloupnosti špiček se jedná v tomto případě o morfologii odpovídající QRS komplexu. Začátek vlny Q (QRS komplexu) byl dán pozicí poslední nadprahové hodnoty před první špičkou, který je na Obr. 20 vyznačen trojúhelníkem a na Obr. 21 vyznačen křížkem.

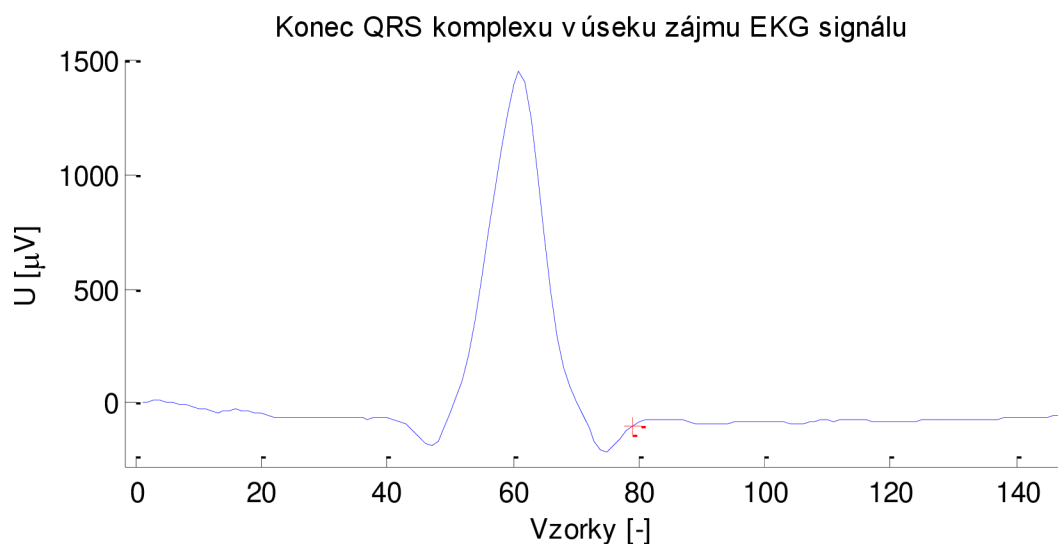
5.3.2 Detekce konce vlny T

Konec vlny T byl nalezen následujícím postupem. Nejprve byl signál filtrován FIR filtrem typu pásmová propust s rozsahem frekvencí 0,5–20 Hz. Použito bylo také Hammingovo okno o celkové velikosti 41 vzorků. Mezní frekvence byly přenastaveny na hodnoty zohledňující výkonové spektrum T vlny. Z takto vyfiltrovaného signálu byl vypočítán průběh první derivace (označen jako *siq-ptd*). Ke stanovení konce vlny T bylo potřeba znát konec QRS komplexu. Ten byl stanoven v průběhu první derivace signálu získaného filtrací pro QRS komplex (*siq-qrsd*). Pozice konce QRS komplexu byla nalezena jako poslední nadprahová hodnota za poslední špičkou v průběhu *siq-qrsd*, viz Obr. 22 a Obr. 23.

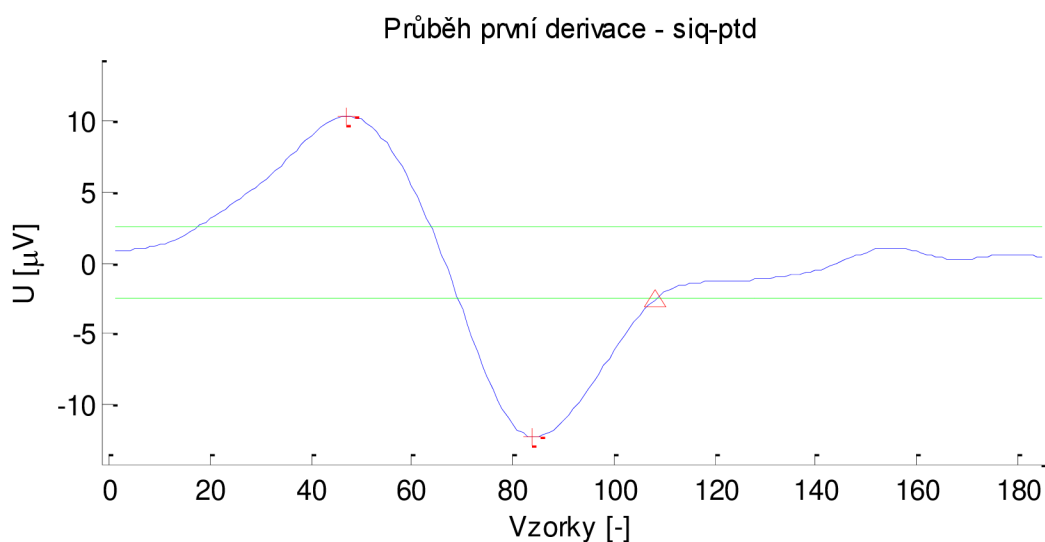


Obr. 22 - Detekování špičky udávající morfologii QRS komplexu v průběhu první derivace (*siq-qrsd*)

Úsekem zájmu pro hledání vlny T část signálu nacházející se 100 ms za koncem QRS komplexu až po hodnotu 60 % RR intervalu. Následně byly v odpovídajícím průběhu *siq-ptd* nalezeny špičky určující morfologii T vlny, viz Obr. 24. Autoři uvádějí pro nastavení prahové hodnoty pouze 10 % z absolutního maxima první derivace. Práh byl přenastaven na 20 %, protože se při testování projevilo, že algoritmus každou T vlnu označoval jako bifázickou při použití prahové hodnoty 10 % z absolutního maxima. Konec vlny T je dán pozicí poslední nadprahové hodnoty za poslední špičkou. Na Obr. 24 je vyznačen trojúhelníkem a na Obr. 25 je vyznačen křížkem.

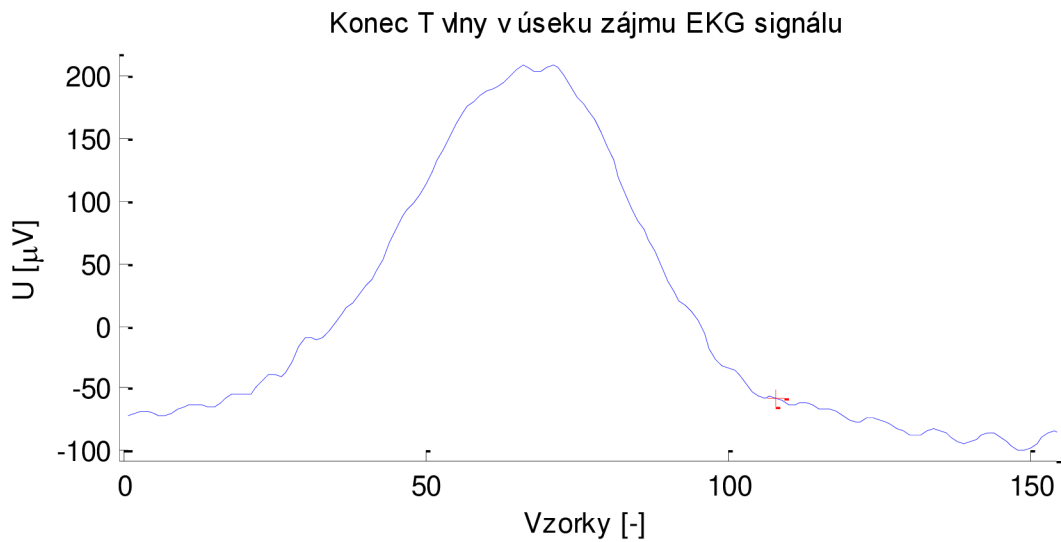


Obr. 23 – Nalezený konec QRS komplexu v úseku zájmu EKG signálu (Derivační metoda)

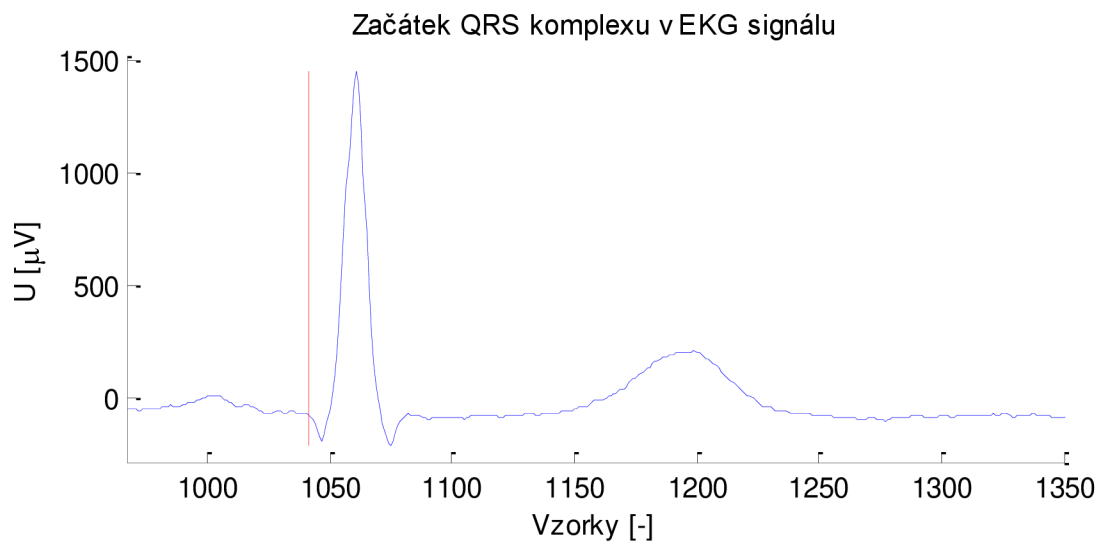


Obr. 24 - Detekování špičky udávající morfologii T vlny v průběhu první derivace (siq-ptd)

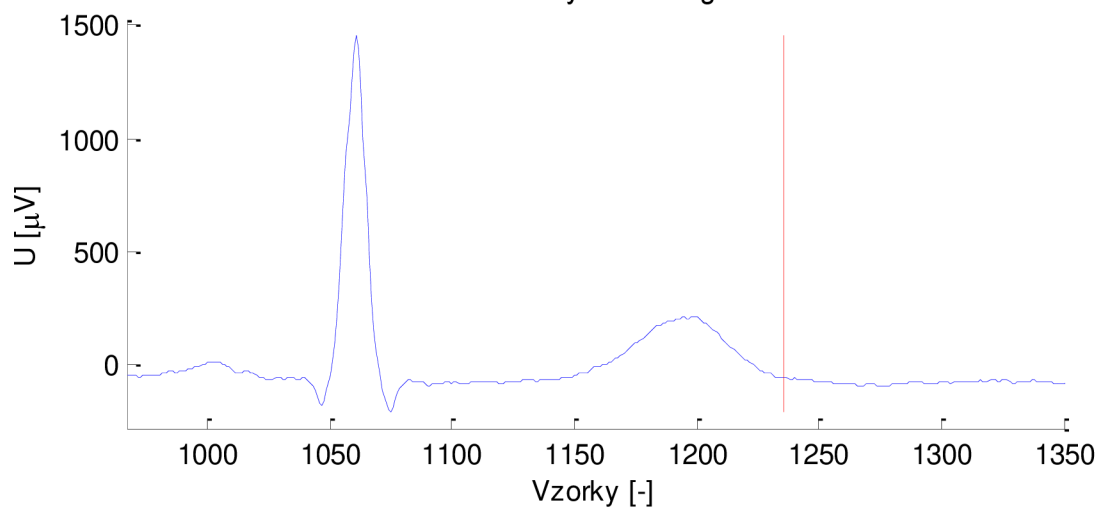
Na Obr. 26 je vyznačen červenou čarou začátek QRS komplexu ve vybraném cyklu EKG signálu. Konec vlny T je v tomto cyklu vyznačen na Obr. 27.



Obr. 25 – Nalezený konec T vlny v úseku zájmu EKG signálu (Derivační metoda)



Obr. 26 – Nalezený začátek QRS komplexu v EKG signálu vybraného cyklu (Derivační metoda)
Konec T vlny v EKG signálu



Obr. 27 – Nalezený konec T vlny v EKG signálu vybraného cyklu (Derivační metoda)

5.4 Philipsova metoda

5.4.1 Detekce začátku vlny Q

Detekce začátku vlny Q u této metody vychází z Derivační metody, kterou byl stanoven začátek vlny Q, který je zde označen jako dočasný začátek vlny Q. Před tímto dočasným začátkem byl ve vzdálenosti 20 vzorků (40 ms) nalezen pomocný bod v EKG signálu. Tato hodnota byla stanovena s ohledem na to, aby nezasahovala do vlny P. Mezi tímto pomocným bodem a vrcholem R vlny, byla zkonstruována přímka. Pro sestrojení přímky byla využita obecná rovnice přímky daná vztahem [14]

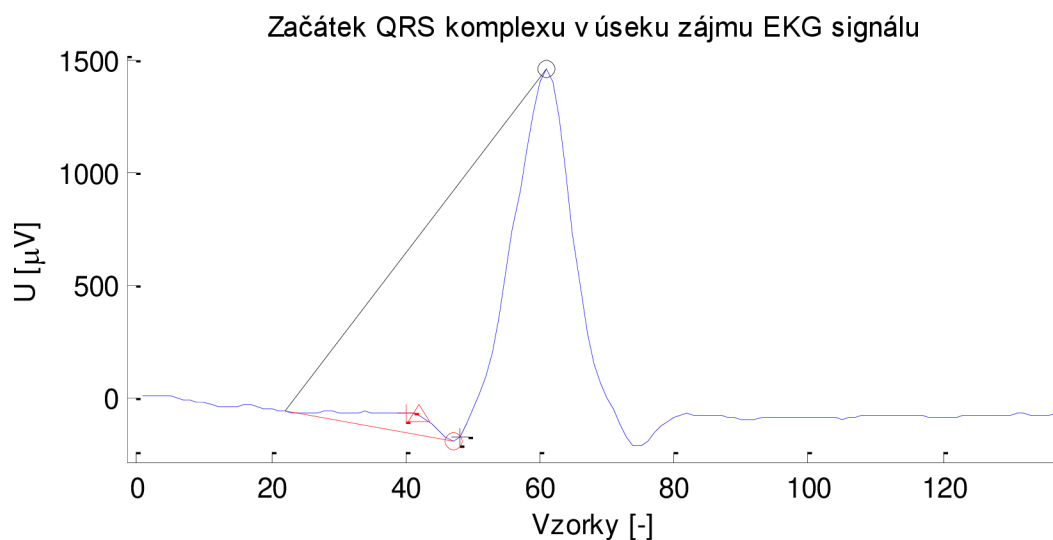
$$ax + by + c = 0, \quad (12)$$

kde a , b jsou první dvě souřadnice normálového vektoru a c je reálnou konstantou. Normálový vektor byl získán ze směrového vektoru přehozením souřadnic a změněním znaménka jedné souřadnice. Směrový vektor z dvou bodů (A a B) byl získán dle vztahu [14]

$$\vec{u} = B - A. \quad (13)$$

Hodnota konstanty c byla dopočítána dosazením jednoho bodu ze dvou předem známých do obecné rovnice přímky [14].

V dalším kroku byly v hledaném úseku vypočítány funkční hodnoty přímky. Pro jednotlivé vzorky byl vypočten rozdíl hodnot mezi pomocnou přímkou a průběhem signálu. Byla nalezena pozice s největším rozdílem mezi signálem a přímkou. Pokud se tato pozice nacházela před dočasným začátkem QRS komplexu, byla tato pozice považována za začátek komplexu. Nacházela-li se tato pozice za dočasným koncem komplexu QRS a pokud byla první špička v *sig-qrsd* negativní, byl nalezen v úseku EKG signálu před dočasným začátkem vlny Q až po pozici s největším rozdílem mezi přímkou a EKG signálem vrchol vlny Q. Z tohoto vrcholu byla znovu sestrojena přímka do pomocného bodu. V místě, kde byl rozdíl mezi přímkou a EKG signálem největší, byl detekován začátek vlny Q. Princip je zobrazen na Obr. 28. Černým kroužkem je označen vrchol vlny R, černým křížem je označeno minimum mezi přímkou a EKG signálem. Červeným kroužkem je označen vrchol vlny Q. Červeným křížkem je označen maximální rozdíl mezi přímkou z vrcholu vlny Q a EKG signálem. Dočasný začátek QRS komplexu je označen červeným křížkem.



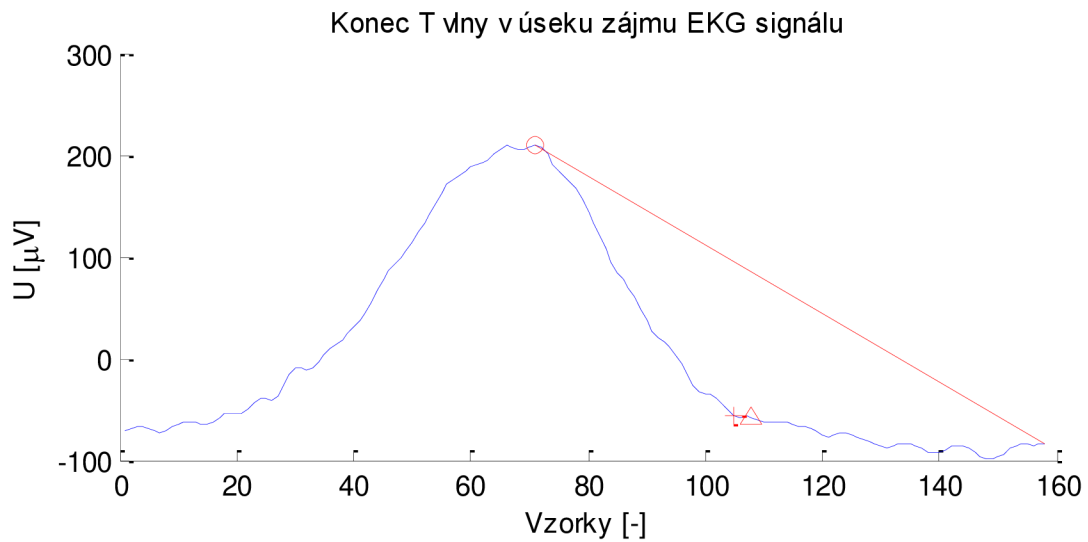
Obr. 28 – Nalezený začátek QRS komplexu v úseku zájmu EKG signálu (Philipsova metoda)

5.4.2 Detekce konce vlny T

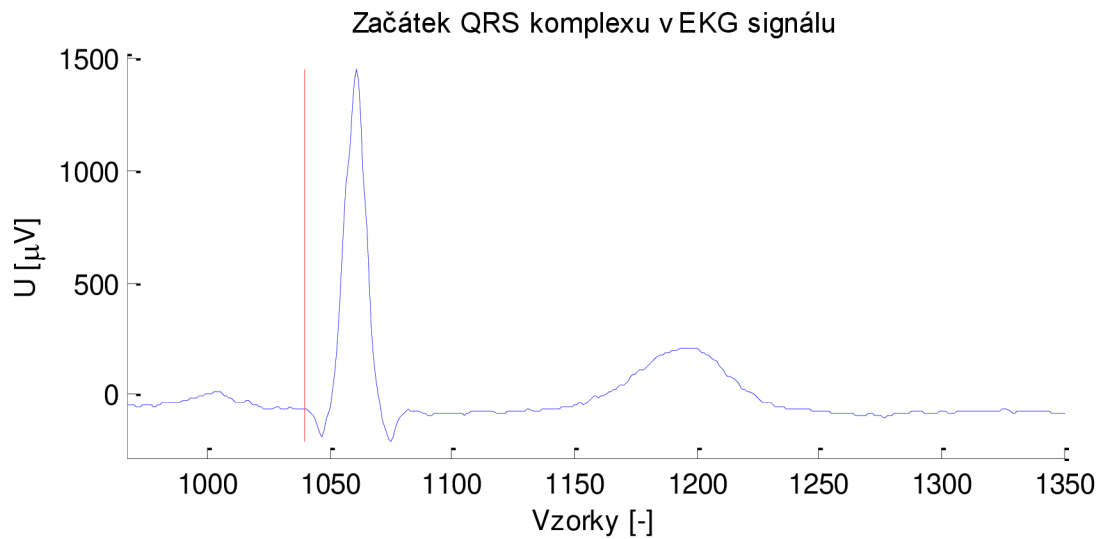
Také pro konec vlny T bylo potřeba znát pozici konce určenou pomocí Derivační metody, která byla opět označena za dočasný konec vlny T. Za tímto dočasným koncem vlny T byl ve vzdálenosti 100 ms nalezen pomocný bod v původním EKG signálu. Vrchol vlny T byl detekován jako lokální maximum EKG signálu mezi detekovanými špičkami v průběhu *sig-ptd*. Mezi tímto vrcholem vlny T a nalezeným pomocným bodem byla sestrojena přímka. Pro sestrojení přímky byla opět, jako pro vlnu Q, využita obecná rovnice přímky.

Po vyčíslení obecné rovnice přímky byly vypočteny funkční hodnoty pro vzorky v úseku, v němž byla vyhledávána pozice konce vlny T. Stejně jako pro nalezení začátku vlny Q, byl konec vlny T dán maximálním rozdílem jednotlivých vzorků pomocné přímky a průběhu signálu. Konec vlny T je v Obr. 29 vyznačen červeným křížkem a dočasný konec T vlny červeným trojúhelníkem.

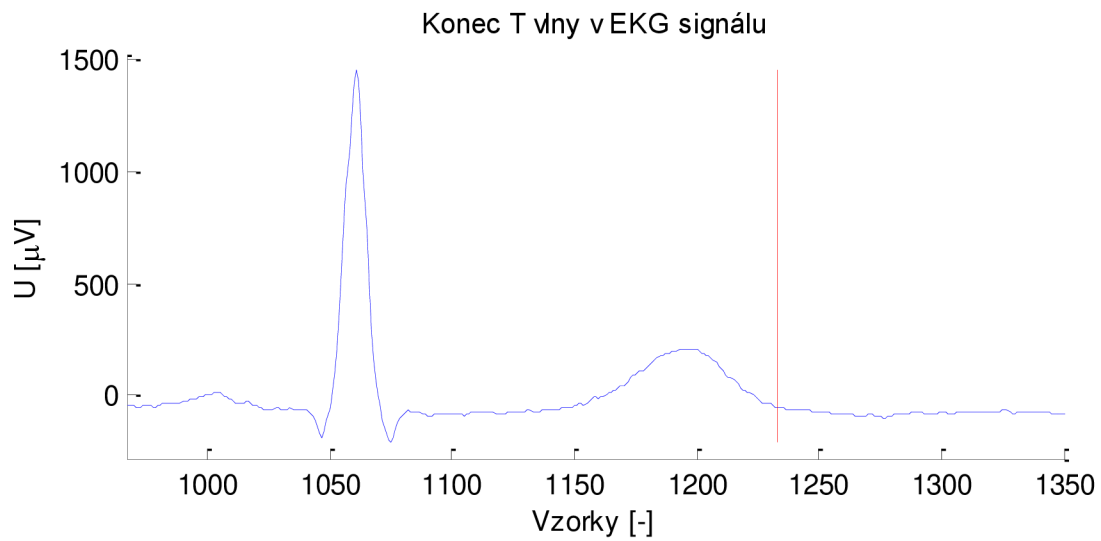
Na Obr. 30 je vyznačen červenou čarou začátek QRS komplexu ve vybraném cyklu EKG signálu. Konec vlny T je v tomto cyklu vyznačen na Obr. 31.



Obr. 29 – Nalezený konec T vlny v úseku zájmu EKG signálu (Philipsova metoda)



Obr. 30 - Nalezený začátek QRS komplexu v EKG signálu vybraného cyklu (Philipsova metoda)

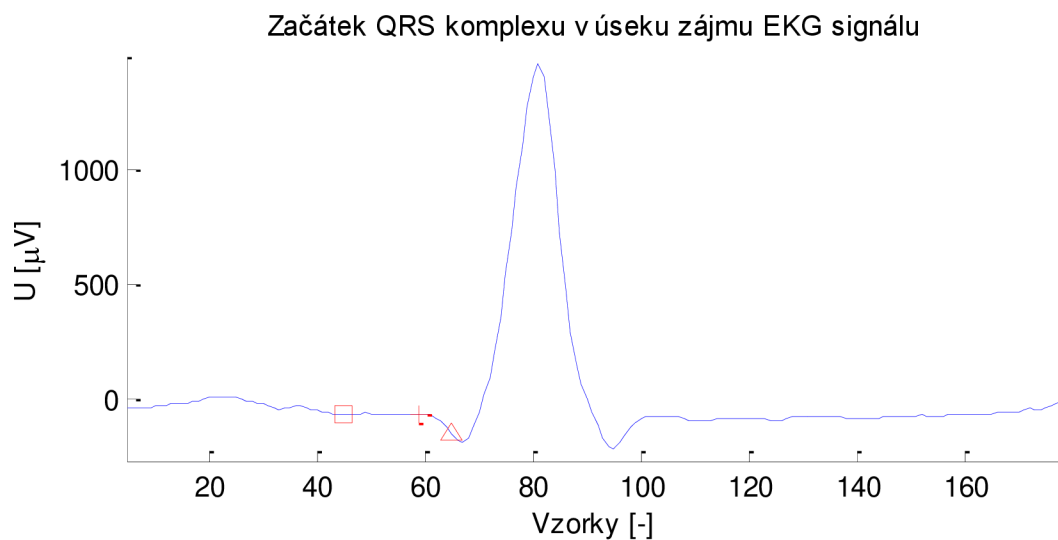


Obr. 31 - Nalezený konec T vlny v EKG signálu vybraného cyklu (Philipsova metoda)

5.5 Mediánová metoda

5.5.1 Detekce začátku vlny Q

Detekce začátku vlny Q nebyla dostatečně autory popsána. V mé realizaci jsem opět vycházel z Derivační metody. Za úsek zájmu byl zvolen úsek 160 ms před detekovanou R vlnou a 200 ms za R vlnou. Tento úsek byl opět filtrován pásmovou propustí uvedenou v Derivační metodě. Z filtrovaného signálu byla opět vytvořena derivace (siq-qrsd). V průběhu siq-qrsd byly opět detekovány špičky udávající morfologii komorové komplexu. Před první špičkou (odpovídá nástupní hraně komplexu) byl ve vzdálenosti 40 ms stanoven pomocný bod. Hodnota 40 ms byla zvolena pro zamezení falešných detekcí v izoelektrickém segmentu před P vlnou. Tyto body byly přeneseny do původního průběhu EKG signálu. Začátek vlny Q byl nalezen jako pravý krajní bod plovoucího okna o délce 30 ms, který byl v cyklu posouván vybraným úsekem signálu od pomocného bodu po pozici vrcholu první špičky, kdy byl rozsah amplitud signálu nejmenší [18]. Na Obr. 32 je červeným trojúhelníkem vyznačena pozice špičky z průběhu první derivace. Čtverečkem je označen pomocný bod a křížkem je vyznačen nalezený začátek komplexu QRS.



Obr. 32 – Nalezený začátek QRS komplexu v úseku zájmu EKG signálu (Mediánová metoda)

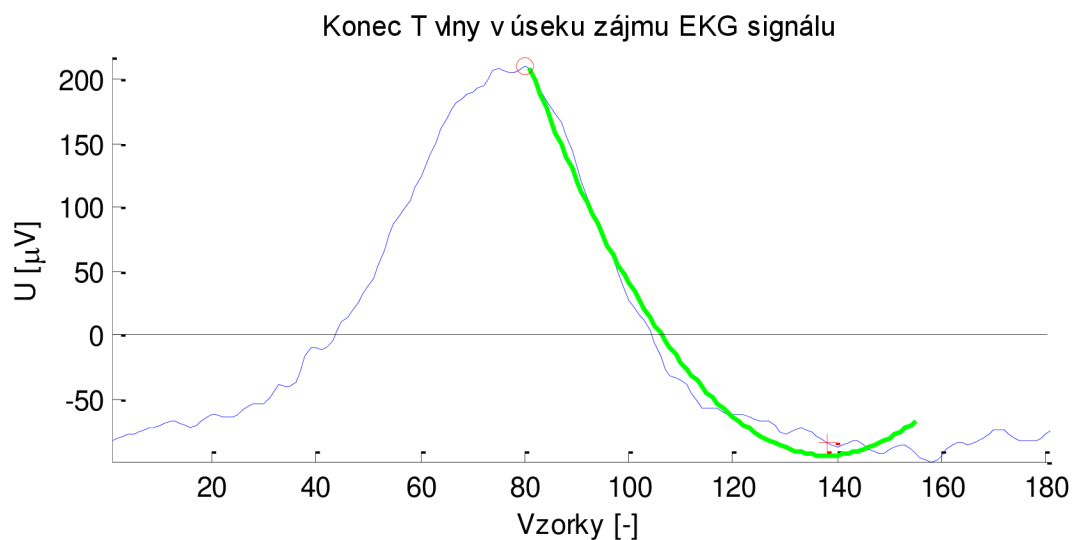
Za úsek zájmu byl vybrán interval signálu v rozmezí 15 % až 60 % RR intervalu. V tomto úseku byl pomocí Derivační metody nalezen vrchol vlny T, který odpovídal lokálnímu maximu amplitudy mezi detekovanou dvojicí špiček v *siq-ptd*.

Za nalezeným vrcholem vlny T byla v intervalu 150 ms provedena optimální aproximace signálu polynomem druhého stupně [18]. K proložení úseku signálu polynomem druhého stupně byla v Matlabu použita funkce „polyfit“. Vstupem této funkce jsou vzorky signálu a jejich funkční hodnoty, které jsou aproximovány, a stupeň polynomu. Aproximace polynomem druhého stupně je na Obr. 33 vyznačena zelenou křivkou. Výstupem funkce jsou koeficienty výsledného polynomu. V tomto případě byla rovnice polynomu rovna

$$P(x) = 0,0936 - 25,8284x + 1,681 \cdot 10^3. \quad (14)$$

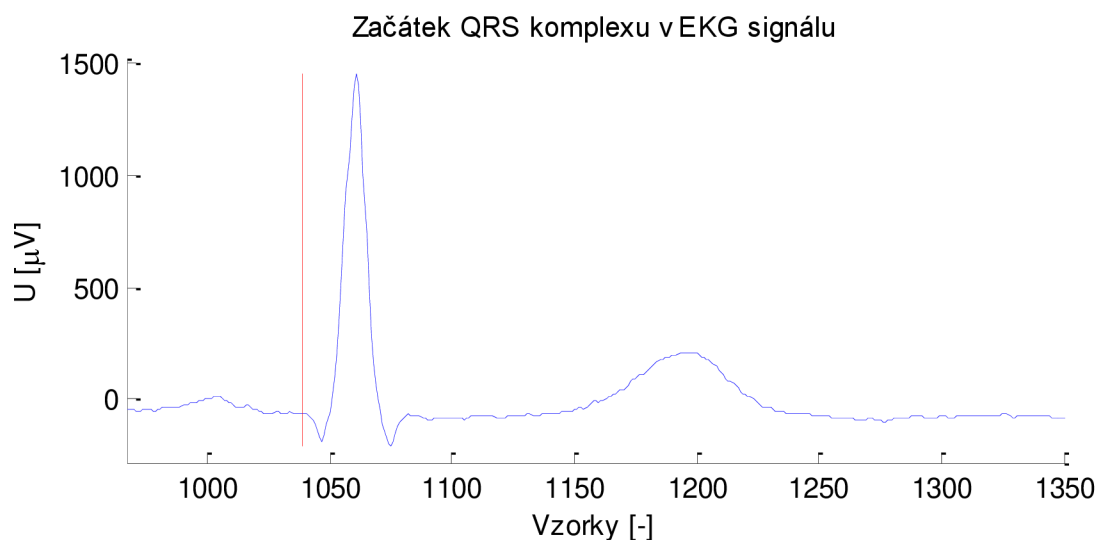
Použitím funkce „polyval“ byly v tomto aproximován intervalu vypočítány funkční hodnoty polynomu proloženého signálem.

Vzorek, ve kterém měl polynom druhého stupně nejmenší funkční hodnotu, v tomto případě vrchol paraboly, byl považován za konec vlny T.

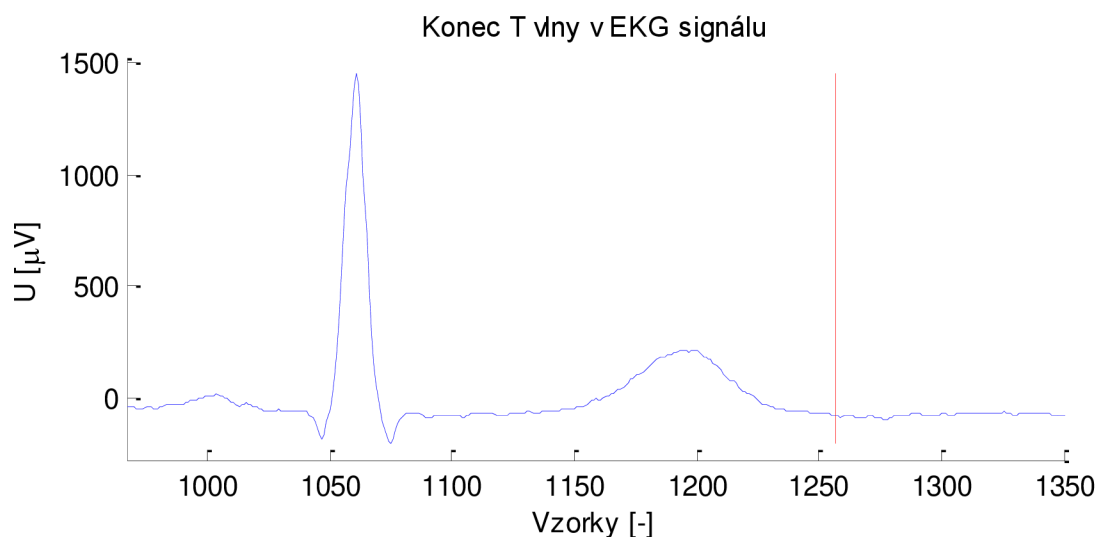


Obr. 33 – Nalezený konec T vlny v úseku zájmu EKG signálu (Mediánová metoda)

Na Obr. 34 je vyznačen červenou čarou začátek QRS komplexu ve vybraném cyklu EKG signálu. Na Obr. 35 je vy vybraném cyklu vyznačen nalezený konec vlny T.



Obr. 34 – Nalezený začátek QRS komplexu v EKG signálu vybraného cyklu (Mediánová metoda)

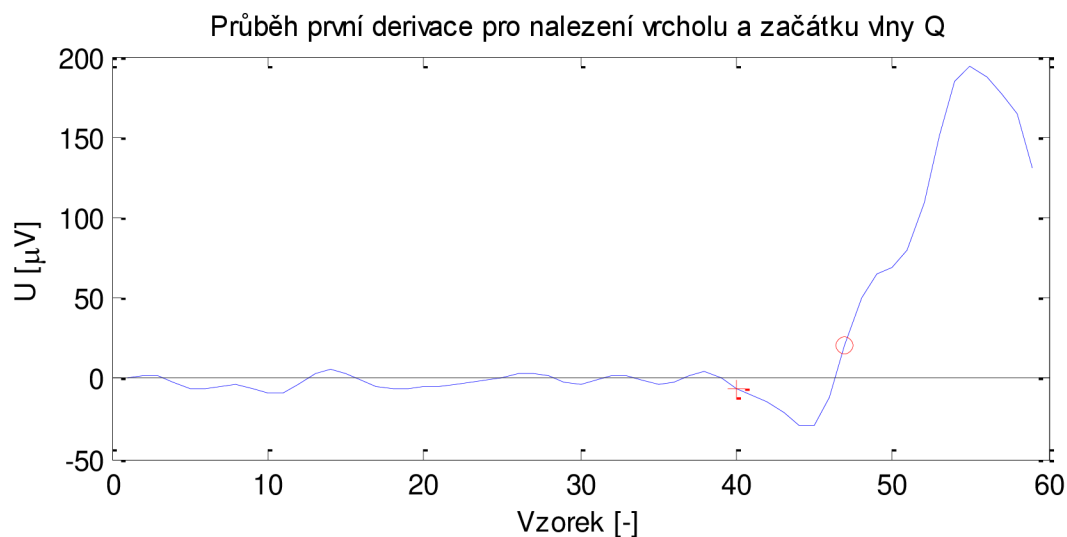


Obr. 35 – Nalezený konec T vlny v EKG signálu vybraného cyklu (Mediánová metoda)

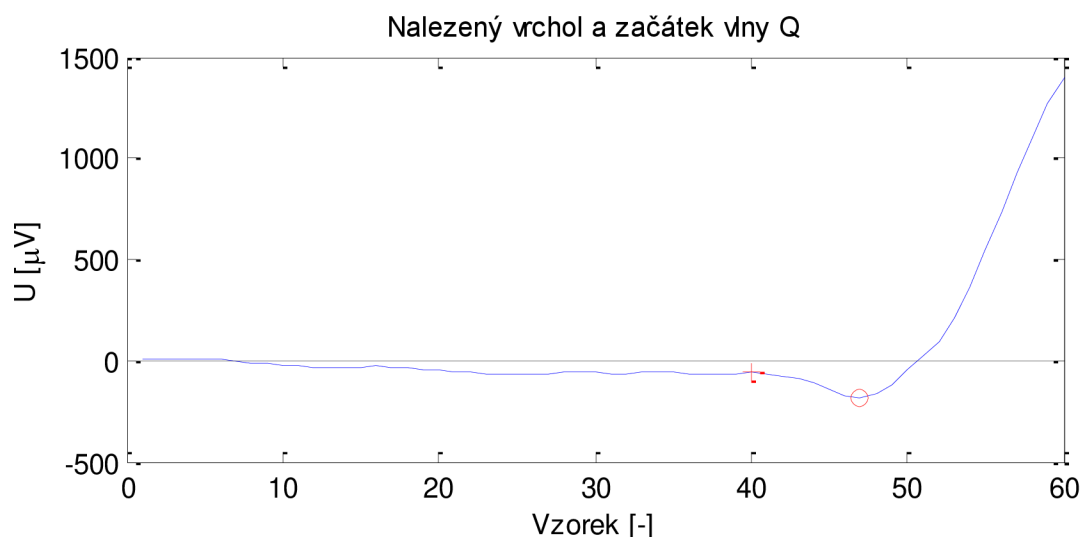
5.6 Metoda MS – Tpeak

5.6.1 Detekce začátku vlny Q

Pro stanovení začátku vlny Q byl vybrán úsek signálu v rozsahu 2–120 ms před detekovanou R vlnou. Z takto vybraného úseku signálu byl vypočítán průběh první derivace. V první derivaci byly pomocí funkce `signum` vyhledány pozice, na nichž byla funkční hodnota průběhu rovna nule. Vrcholu vlny Q odpovídala poslední pozice, kde první derivace nabývala nulové hodnoty, viz Obr. 36. Začátek vlny Q byl nalezen v průběhu první derivace signálu, jako předposlední průnik nulovou hodnotou. Vrchol vlny Q je v Obr. 36 a Obr. 37 označen kolečkem, začátek vlny Q je označen křížkem.



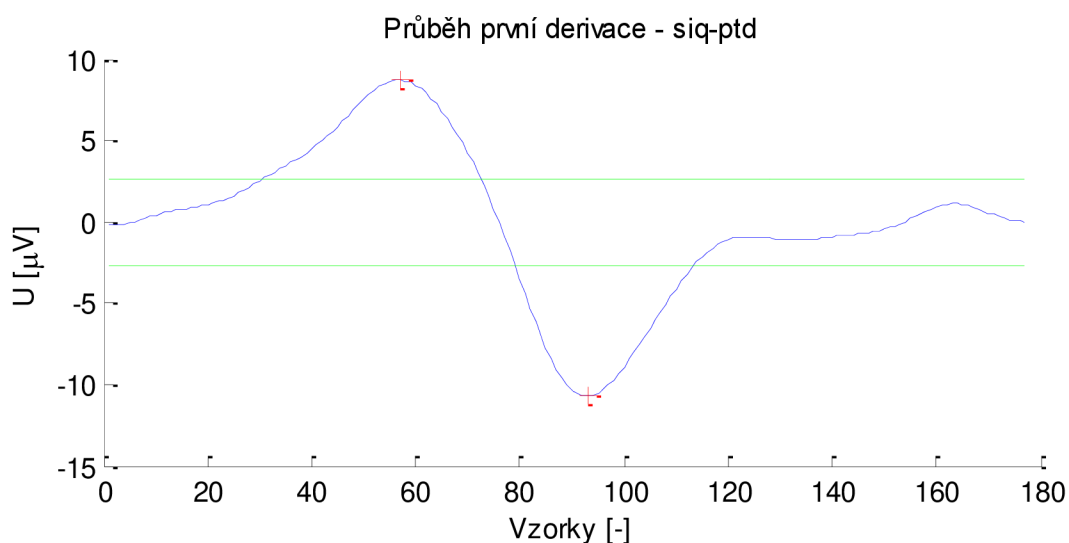
Obr. 36 – Nalezení pozice vrcholu a začátku vlny Q v průběhu první derivace



Obr. 37 – Nalezení pozice vrcholu a začátku vlny Q v EKG signálu

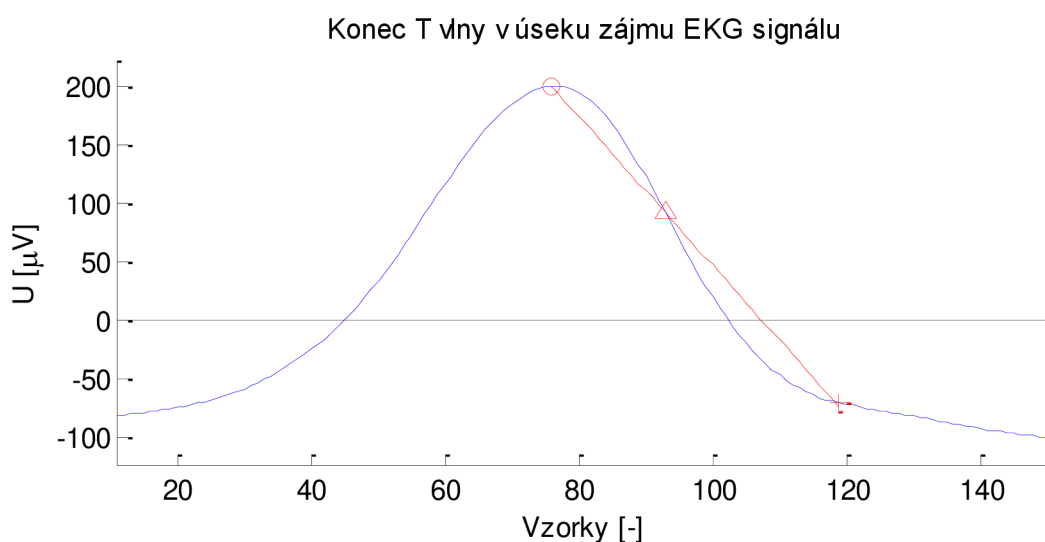
5.6.2 Detekce konce vlny T

Za oblast zájmu byl opět zvolen úsek signálu nacházející se hodnotě 15 % RR intervalu za detekovanou R vlnou až po hodnotu 60 % RR intervalu. Tento úsek signálu byl filtrován pomocí IIR filtru 4. řádu typu pásmová propust s rozsahem frekvencí 0,4–20 Hz s využitím okna typu Butterworth. Z takto vyfiltrovaného signálu byl vypočítán průběh první derivace. Za pomoci algoritmu uvedeného v Derivační metodě pro detekci T vlny byly v průběhu první derivace nalezeny jednotlivé špičky udávající morfologii T vlny. Prahová hodnota zde byla nastavena na 25 % z maximální absolutní hodnoty průběhu derivace, viz Obr. 38. Vrchol vlny T byl nalezen jako lokální maximum v průběhu EKG signálu (po filtraci IIR filtrem) mezi pozicemi odpovídající špičkám v průběhu derivace. Za vrcholem vlny T byl nalezen bod s největší strmostí. Tento bod byl dán pozicí poslední špičky v průběhu derivace.



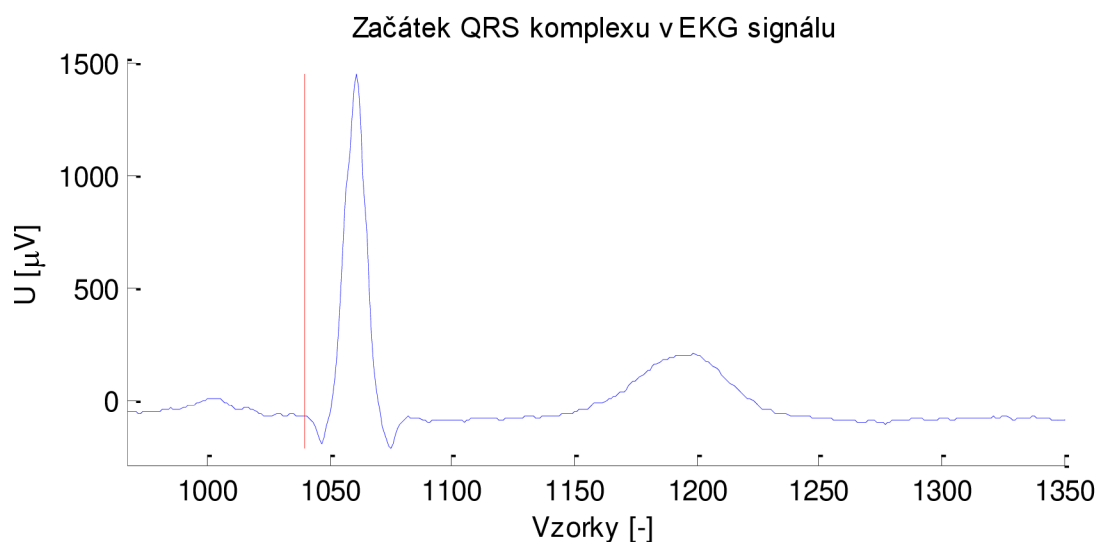
Obr. 38 – Detekování špičky udávající morfologii T vlny v průběhu první derivace po filtraci IIR

Pro proložení bodů přímkou byl nejdříve z bodů vrcholu vlny T a bodu největší strmosti v klesání vlny T stanoven normálový vektor. Souřadnice vektoru byly dosazeny do obecné rovnice přímky uvedené v předchozí metodě. Pro výpočet konstanty c byl do obecné rovnice přímky dosazen jeden ze dvou bodů. Dle výsledné rovnice přímky byly ve vymezeném úseku vypočítány její funkční hodnoty. Konec vlny T, označený křížkem na Obr. 39, byl dán průnikem přímky s EKG signálem. Bod s největší strmostí je zobrazen trojúhelníkem.

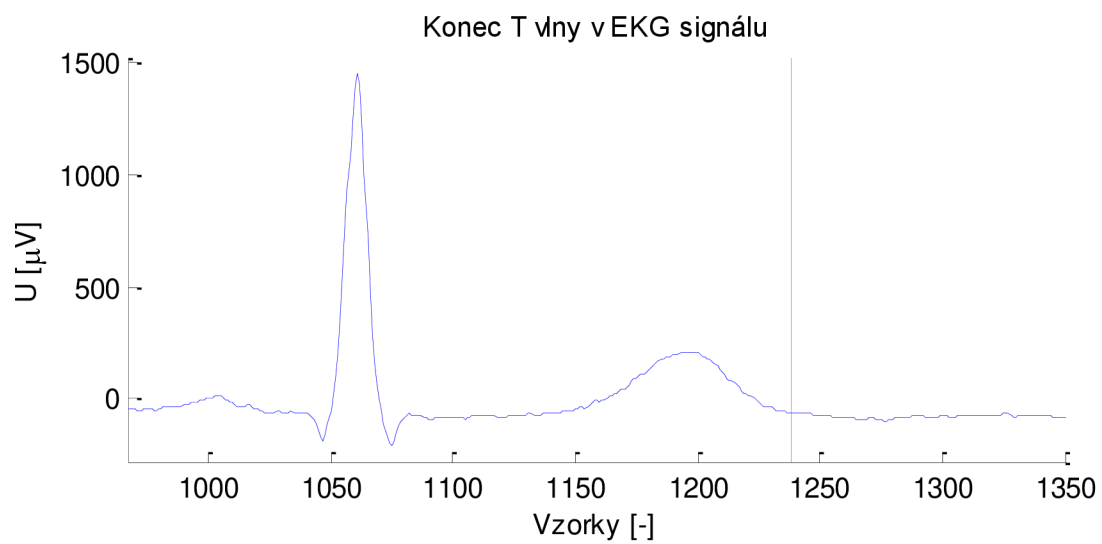


Obr. 39 – Nalezený konec T vlny v úseku zájmu EKG signálu (MS – Tpeak metoda)

Na Obr. 40 je vyznačen červenou čarou začátek QRS komplexu ve vybraném cyklu EKG signálu. Konec vlny T je v tomto cyklu vyznačen na Obr. 41.



Obr. 40 – Nalezený začátek QRS komplexu v EKG signálu vybraného cyklu (MS – Tpeak metoda)



Obr. 41 – Nalezený konec T vlny v EKG signálu vybraného cyklu (MS – Tpeak metoda)

6 Popis ovládání programu

Daný algoritmus realizované metody spustíme otevřením příslušného skriptu programu Matlab. Skript je pojmenován dle názvu metody. Za názvem metody je označení *Qon* (pro měření začátku komplexu QRS) nebo *Tend* (pro měření konce T vlny). Na začátku každého skriptu se nachází část nazvaná „Nastavení pro uživatele“, v níž si uživatel vybere cyklus, ve kterém chce měřit. Uživatel také musí nastavit číslo svodu. Poté spustí skript, kde si vybere číslo sady signálu. Po proběhnutí algoritmu se uživateli zobrazí vybraný cyklus a v něm vyznačená detekovaná pozice.

Pro zobrazení jsou použity následující vzorce, pomocí kterých lze vypočítat jednotlivé úseky EKG křivky. Každý tento úsek je specifickým způsobem závislý na tepové frekvenci, kterou lze vypočítat z RR intervalu dle vztahu (2) [24]. Vzorce pro jednotlivé úseky:

$$t_P = -0,21f_{tep} + 102,9, \quad (15)$$

$$t_{PQ} = -0,45f_{tep} + 88,9, \quad (16)$$

$$t_{QRS} = 290,9f_{tep}^{-0,215}, \quad (17)$$

$$t_{ST} = 1,879 \cdot 10^4 f_{tep}^{-1,336}, \quad (18)$$

$$t_T = 748,7f_{tep}^{-0,3245}, \quad (19)$$

$$t_{TP} = 3167e^{-0,03202f_{tep}}, \quad (20)$$

kde t_i [ms] je délka trvání konkrétního úseku a f_{tep} [min⁻¹] je tepová frekvence [24]. Před detekovanou R vlnou v daném cyklu je zobrazen signál o délce dané součtem délky trvání P vlny, PQ segmentu a poloviny hodnoty QRS komplexu. Za vrcholem vlny R je vybrán úsek signálu o velikosti dané součtem úseků poloviny QRS komplexu, ST segmentu, T vlny a TP segmentu.

7 Vyhodnocení

7.1 Testování na databázi CSE

Realizované algoritmy byly testovány na databázi CSE, která obsahuje 125 sad reálných EKG záznamů. Každý záznam má délku 10 sekund a je vzorkován s frekvencí $f_{vz} = 500$ Hz. V každé sadě je k dispozici EKG záznamy z 12 svodů. Celkem se tedy jedná o 1500 EKG záznamů. K databázi jsou dostupné referenční hodnoty vždy pro jeden vybraný cyklus, který je společný pro všech 12 svodů.

Z celkem 125 sad byla vyřazena z testování sada číslo 67 a 70, protože nebyly k dispozici referenční hodnoty pro vybraný cyklus. Sada číslo 116 byla z testování vyřazena, jelikož se jednalo o rozměření posledního cyklu v EKG záznamu. Realizované algoritmy využívají vždy ještě R vlnu za vybraným cyklem, ve kterém bylo měřeno. Sada číslo 65 byla vyřazena z důvodu nemožnosti detekovat R vlnu pomocí navrženého R detektoru v daném cyklu. Stejný problém nastal i u sady číslo 51 (svod č. 1), 105 (svod č. 11, 12), 112 (svod č. 2) a 117 (svod č. 1). Celkem tedy bylo kvůli nemožnosti detekce R vlny navrženým algoritmem vynecháno celkem 17 signálů. Navržený R detektor slouží pro určení cyklů, nebyl hlavním bodem této bakalářské práce, proto od něho nebyla očekávána vysoká spolehlivost detekce. Dále nebyl měřen konec T vlny v sadách č. 10 a 54, kde se vyskytovala U vlna, což znesnadňuje správnou detekci konce T vlny.

Testování realizovaných metod probíhalo ve všech 12 svodech, kde bylo pomocí mediánu určená společná detekovaná pozice napříč všemi svody. Mediánem jsou jednotlivé detekované pozice seřazeny dle velikosti a jako výstup je vybrána střední hodnota. Následně byla pro každou sadu signálu vypočítána odchylka mezi referenční a detekovanou hodnotou v milisekundách. Z takto získaných odchylek byla vypočítána průměrná odchylka m a směrodatná odchylka s mezi referenčními a detekovanými pozicemi.

Průměrná odchylka m vyjadřuje, jak přesně algoritmus detekuje vzhledem k referenční hodnotě, zatímco směrodatná odchylka s poskytuje informaci o stabilitě (kvalitě) detekce [23].

7.2 Výsledky jednotlivých metod

Po otestování všech realizovaných algoritmů jsme získali výsledky průměrné odchylky m a směrodatné odchylky s , které jsou uvedené v tabulce. Celá tabulka s výsledky jednotlivých algoritmů a jednotlivých odchylek je přiložena v příloze na CD.

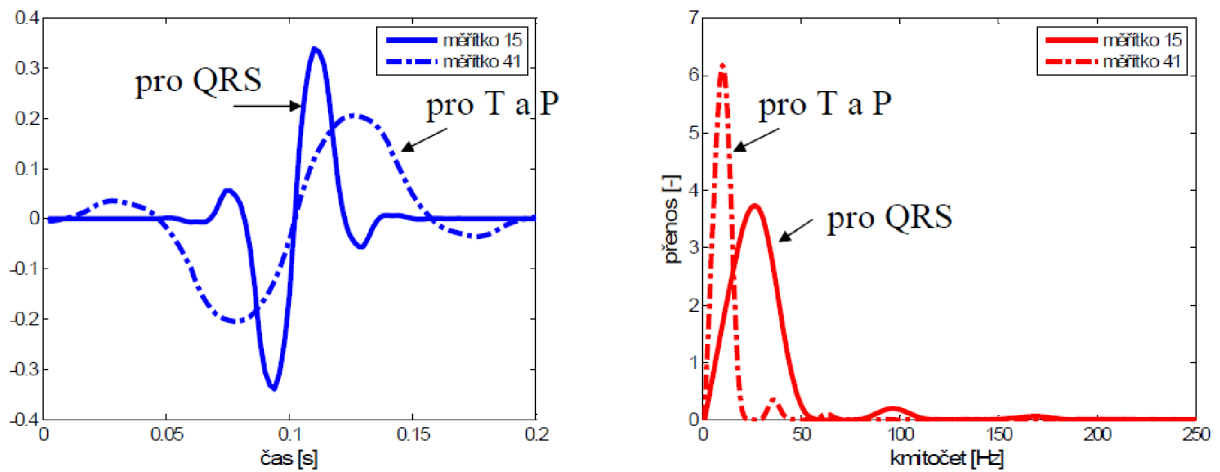
Tab. 3 – Dosažené výsledky jednotlivých metod

Metoda	Začátek QRS m ± s [ms]	Konec T m ± s [ms]
Derivační	13,3 ± 14,3	-1,8 ± 21,2
Philipsova	5,2 ± 11,4	-5,6 ± 22,8
Mediánová	11,1 ± 14,2	35,2 ± 21,4
MS – Tpeak	5,5 ± 11,2	-0,8 ± 28,1
Vlnková (Vítek)	0,3 ± 4,0	-2,2 ± 12,2
Kritérium 2s_{CSE} [ms]	6,5	30,6

V tabulce je pro srovnání uvedeny kritéria 2s_{CSE} stanovené autory databáze CSE. Jedná se o maximální povolenou směrodatnou odchylku mezi referenčními a detekovanými pozicemi, kterou by měly algoritmy při testování na této databázi splnit [25].

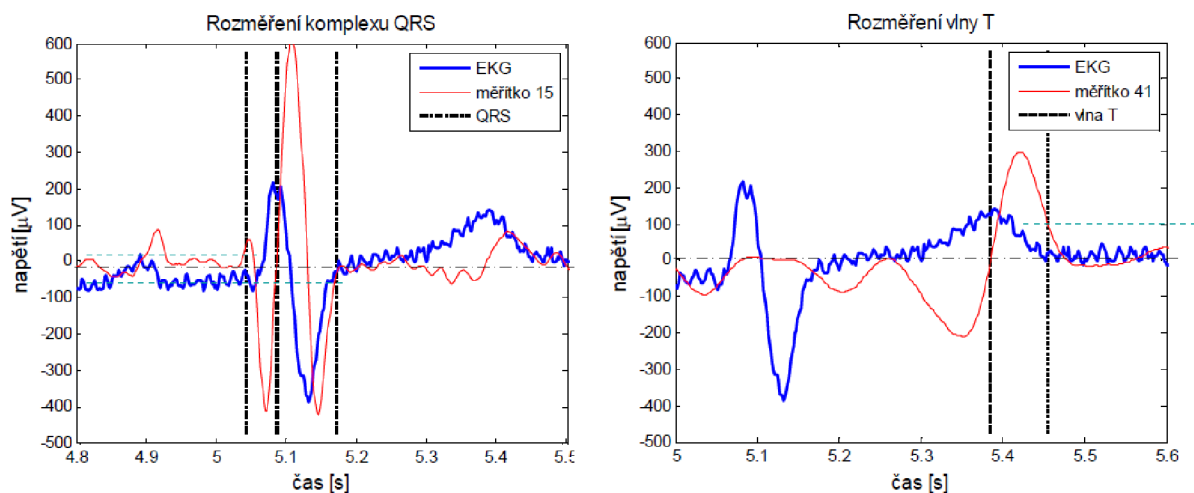
Červenou barvou jsou v tabulce označeny metody, které nesplňují stanovené kritérium. Zelenou barvou jsou označeny metody, které splňují dané kritérium. Z tabulky je patrné, že ani jedna realizovaná metoda nesplňuje maximální povolenou směrodatnou odchylku pro detekci začátku QRS komplexu. Zatímco algoritmy pro detekci konce T vlny splňují stanovené kritérium.

Pro porovnání je v tabulce uveden algoritmus pro detekci začátku QRS komplexu a konce T vlny. Autorem tohoto algoritmu je Ing. Martin Vítek, Ph.D.. Jedná se o algoritmus založený na vlnkové transformaci, které ve srovnání s mnoha metodami vychází nejlépe a proto dokonce i splňuje stanovená kritéria. K detekci je využita korelace signálu s vhodnou posloupností, kterou je vzorkovaná mateřská vlnka (antisymetrická a hladká matlabovská vlnka bior1.5) o konečné délce a nulovou střední hodnotou. Vlnka je plynule roztahována a takto odvozené posloupnosti mají různá měřítka a tím pádem i spektra, jak je uvedeno na Obr. 42. Vlivem liché symetrie mateřské vlnky jsou extrémny původního EKG signálu převedeny na průchody nulou a inflexní body signálu jsou transformovány na extrémny, tedy obdobně jako při derivaci [25].



Obr. 42 – Vlnka bio1.5 v měřítku 15 a 41 (vlevo), spektra v měřítku 15 a 41 (vpravo) [25]

Pro detekci začátku komplexu QRS je nejprve proveden výpočet mateřské vlny o měřítku 15. Následně je provedena detekce QRS komplexu, která je dána průchodem nulovou hladinou mezi dvojicí opačných nadprahových extrémů. Začátek a konec QRS komplexu je určen z pozice komplexu QRS. Pro určení začátku postupuje algoritmus směrem doleva od detekované pozice QRS komplexu a je hledáno překročení prahové hodnoty v nástupu prvního naprahového extrému. Pro konec QRS komplexu je směrem doprava vyhledáváno překročení prahu v sestupu z posledního naprahového extrému, viz Obr. 43. Po rozměření QRS komplexu je v EKG signálu eliminován QRS komplex. Je nahrazen lineární interpolací mezi první a poslední hodnotou komplexu. Pro detekci T vlny je proveden výpočet mateřské vlny o měřítku 41 z interpolovaného EKG signálu. Vlna T je vyhledávána do poloviny vzdálenosti před dalším QRS komplexem. Detekce konce vlny T je stejná jako u QRS komplexu, přičemž práh je adaptivní, viz Obr. 43 [25].



Obr. 43 – Ukázka rozměření komplexu QRS (vlevo), rozměření vlny T (vpravo) [25]

7.3 Porovnání realizovaných metod

7.3.1 Derivační metoda

Z výsledků měření je zřejmé, že se jedná o metodu nejméně přesnou pro detekci začátku QRS komplexu, kdy bylo dosaženo průměrné odchylky 13,3 ms a směrodatné odchylky 14,3 ms. Metoda tedy nesplňuje stanovené kritérium. Začátek QRS komplexu je detekován později oproti referenční hodnotě. Špatný výsledek je dán faktem, že začátek QRS komplexu je závislý na prahové hodnotě. K chybné detekci začátku QRS komplexu dochází taky u EKG signálu, kdy například v nástupné hraně R kmitu dochází k zvlnění signálu. Ani použitou filtrací u této metody nedojde k potlačení tohoto zvlnění a projeví se špičkami v průběhu první derivace. Tím je detekován začátek QRS komplexu více vpravo od referenční hodnoty. Celkem touto metodou nešel detekovat začátek QRS komplexu celkem v 4 signálech EKG, kdy nešlo určit ani jednu morfologii komorového komplexu.

Naopak pro určení konce vlny T je tato metoda nejpřesnější ze všech realizovaných metod. Bylo dosaženo průměrné odchylky -1,8 ms a směrodatné odchylky 21,2, čímž tato metoda splňuje uvedené kritérium. Prahová hodnota pro detekci špiček v průběhu první derivace, byla nastavena na 20 % z maximálního absolutní výchylky. Pokud byla prahová hodnota nastavena na 10 % z maximálního absolutní výchylky, algoritmus měl tendenci detekovat všechny T vlny jako bifazické. Konec vlny T je opět závislý na prahové hodnotě. Celkem nebylo možné touto metodou detekovat 80 EKG průběhů, v nichž nebylo možné určit morfologii odpovídající T vlně. Příčinou byla většinou příliš nízká vlna T, nebo pokud se v místě T vlny vyskytoval velký šum. Důvodem mohla být také přenastavená prahová hodnota. Celkově tato metoda vede ke zkrácení hodnoty QT intervalu.

7.3.2 Philipsova metoda

Dle výsledků měření je tato metoda pro určení začátku komplexu QRS druhou nejpřesnější z realizovaných metod. Průměrná odchylka je rovna 5,2 ms a směrodatná odchylka je rovna 11,4 ms. Tato metoda není závislá na prahové hodnotě oproti Derivační metodě. Potvrdilo se i očekávání, že tato metoda bude přesnější a kvalitnější než předchozí metoda, jak bylo uvedeno autorem metody. Jelikož se vychází z algoritmu předchozí metody, nebylo opět možné detekovat počátek QRS komplexu celkem ve 4 EKG signálech.

I u detekce konce T vlny se očekávalo, že tato metoda bude přesnější a kvalitnější (robustnější) než Derivační metoda. Bylo dosaženo průměrné odchylky o hodnotě -5,6 ms a směrodatné odchylky rovné 22,8 ms. Metoda je méně přesná a i méně kvalitní než Derivační metoda. Příčinou bylo pravděpodobně vlnění signálu v oblasti konce vlny T a za koncem vlny T, což mohlo znesnadnit detekci přesného konce T vlny. Celkem nebylo možné rozměřit konce T vln celkem u 80 EKG průběhů, jelikož tento algoritmus vychází z předchozí metody.

7.3.3 Mediánová metoda

Začátek QRS komplexu touto metodou je detekován s průměrnou odchylkou o hodnotě 11,1 ms, je tedy přibližně o 2 ms přesnější než Derivační metoda. Směrodatná odchylka tohoto algoritmu je rovna 14,2 ms, je tedy stejně kvalitní jako derivační metoda. Tudíž také nespĺňuje dané kritérium. I pomocí této metody dochází k prodloužení hodnoty QT intervalu. Jelikož tato metoda částečně vychází z derivační metody, nebylo možné začátek QRS komplexu určit celkem ve 4 EKG signálech. Nepřesnost této metody je dána vlněním signálu v izoelektrickém segmentu před začátkem QRS komplexu.

Metoda, pomocí níž byl konec vlny T nalezen pomocí polynomu druhého stupně, je z výsledku testování nejméně přesnější, kdy dosahuje průměrné odchylky o hodnotě 35,2 ms. Směrodatná odchylka je rovna 21,4 ms a splňuje tak dané kritérium. Kvalita algoritmu tedy odpovídá algoritmu v Derivační metodě. Nevýhodou této metody je její nejmenší přesnost. I u této metody je použit princip Derivační metody pro nalezení vrcholu T vlny. Celkem u 55 EKG průběhů nebyla nalezena správná morfologie T vlny a nebyl u ní detekován konec. Celkově tato metoda vede k velkému prodloužení hodnoty QT intervalu.

7.3.4 Metoda MS – Tpeak

Algoritmus pro nalezení začátku QRS komplexu je druhým nejpřesnějším ze všech realizovaných algoritmů. Po otestování na databázi CSE je průměrná odchylka toho algoritmu rovna hodnotě 5,5 ms. Směrodatná odchylka této metody je rovna hodnotě 11,2 ms. Ani tento algoritmus nespĺňuje zadané kritérium pro detekci začátku QRS komplexu. I u této metody je příčinou nežádoucí zvlnění v průběhu QRS komplexu, který se projeví v první derivaci průchodem nulovou hladinou a algoritmus tuto pozici detekuje jako začátek QRS komplexu. Algoritmus nebyl schopen detekovat začátek QRS komplexu celkem u 3 EKG záznamů.

Po otestování tohoto algoritmu na databázi se tato metoda jeví jako nejvíce přesná pro detekci konce T vlny. Tento fakt byl i uveden autorem navržené metody. Průměrná odchylka tohoto algoritmu je pouze -0,8 ms. Nevýhodou tohoto algoritmu je jeho menší robustnost, protože dosáhl největší směrodatné odchylky rovné hodnotě 28,1 ms. Přesto ale splňuje kritérium pro stanovení konce T vlny. Při použití tohoto algoritmu dochází k nejmenšímu zkrácení QT intervalu. Pomocí algoritmu nebylo možné stanovit konec T vlny celkem u 73 EKG záznamů. Celkově tato metoda nejméně zkracuje hodnotu QT intervalu.

8 Závěr

Hlavním cílem této bakalářské práce bylo seznámení se s rozměření EKG signálů a jeho problematikou zaměřenou na metody měření QT intervalů. Celkem bylo prostudováno celkem sedm různých algoritmů pro detekci QT intervalů. Jejich princip pro stanovení začátku vlny Q a konce vlny T byl detailně popsán v kapitole 4. Pro praktickou realizaci v programu Matlab byla vybrána Derivační metoda, Philipsova metoda, Mediánová metoda a metoda MS – Tpeak. Všechny realizované algoritmy pro stanovení QT intervalu využívají R vlnu QRS komplexu, byl pro jejich detekci naprogramován detektor R vlny. Cílem navržených algoritmů bylo nalezení co nepřesnější pozice začátku vlny Q a konce vlny T. Přičemž jako nejvhodnější metoda pro přesnou detekci QT intervalu se při realizaci jevila metoda MS – Tpeak, kde by nemělo docházet k podhodnocení nebo nadhodnocení měřeného QT intervalu.

Funkčnost navržených algoritmu jednotlivých metod byla ověřena na databázi CSE, která obsahuje 125 sad reálných EKG signálů. K dispozici byly referenční hodnoty začátku QRS komplexu a konce T vlny u vybraného cyklu, který byl společný pro všech 12 svodů. Před samotným testováním byly vyřazeny celkem 2 sady EKG záznamů, u nichž nebyla k dispozici data. Jedna sada signálu byla vyřazena z důvodu, že bylo rozměřováno v posledním cyklu EKG záznamu. Další jedna sada a 17 záznamů EKG byly vyřazeny, protože v nich nebyl schopen detektor R vln detekovat daný cyklus.

Výsledná hodnotu začátku QRS komplexu nebo konce T vlny byla stanovena pomocí mediánu ze všech 12 svodů. Následně byla určena průměrná odchylka mezi referenční a detekovanou pozicí. Ze všech odchylek byla stanovena průměrná odchylka a směrodatná odchylka mezi referenčními a detekovanými pozicemi. Jednotlivé metody byly porovnány. Porovnány byly i s metodou založenou na vlnkové transformaci, kterou realizoval Ing. Martin Vítek, Ph.D. a byl uveden její stručný popis. Ze získaných výsledků testování nespĺňuje žádný realizovaný algoritmus kritérium pro stanovení začátku QRS komplexu. Naopak všechny realizované algoritmy pro detekci konce T vlny splňují kritérium databáze. Nejpřesnějším algoritmem pro stanovení začátku komplexu QRS je Philipsova metoda. K detekci konce vlny T je nejpřesnější algoritmus MS – Tpeak metody.

Literatura

- [1] AHA/ACCF/HRS Recommendations for the Standardization and Interpretation of the Electrocardiogram. *Journal of the American College of Cardiology* [online]. 2009 [cit. 2012-12-13]. Dostupné z: <http://content.onlinejacc.org/>.
- [2] *Practicus: Odborný časopis praktických lékařů* [online]. 2009 [cit. 2012-12-13]. ISSN 1213-8711. Dostupné z: <http://web.practicus.eu/>.
- [3] SAGIE, A. An improved method for adjusting the QT interval for heart rate (the Framingham Heart Study). *PubMed - NCBI* [online]. 1992 [cit. 2012-12-13]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1519533>.
- [4] HAMAN, Petr. Popis EKG křivky. *Výukový web EKG* [online]. 2010 [cit. 2012-12-13]. Dostupné z: <http://ekg.kvalitne.cz/popis.htm>.
- [5] HAMPTON, John R. *EKG stručně, jasně, přehledně*. 2., rozš. vyd. Praha: Grada, 2005, 149 s. ISBN 80-247-0960-0.
- [6] KOZUMPLÍK, Jiří. *Analýza biologických signálů*. Elektronická skripta FEKT VUT v Brně, 2011.
- [7] OSMANČÍK, Pavel. *EKG učebnice* [online]. Praha: Univerzita Karlova v Praze, 2011 [cit. 2012-12-13]. ISBN 978-80-260-1763-9. Dostupné z: <http://www.ekg-ucebnice.cz/cz/>.
- [8] MOODY, George B. RR Intervals, Heart Rate, and HRV Howto. *PhysioNet* [online]. 2012 [cit. 2012-12-13]. Dostupné z: <http://physionet.org/tutorials/hrv/>.
- [9] *Computing in Cardiology* [online]. 2012 [cit. 2012-12-13]. Dostupné z: <http://www.cinc.org/>.
- [10] KRUPKOVÁ, Vlasta. *Matematika 1*. Vyd. 1. V Brně: Vysoké učení technické, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav matematiky, 2007, 288 s. ISBN 978-80-214-3438-7.
- [11] ROKYTA, Richard. *Fyziologie: pro bakalářská studia v medicíně, přírodovědných a tělovýchovných oborech*. 1. vyd. Praha: ISV nakladatelství, 2000, 359 s. ISBN 80-858-6645-5.
- [12] JAN, Jiří. *Číslíková filtrace, analýza a restaurace signálů*. 2. upr. a rozš. vyd. Brno: VUTIUM, 2002, 427 s. ISBN 80-214-2911-9.

- [13] ROZMAN, Jiří. *Elektronické přístroje v lékařství*. Vyd. 1. Praha: Academia, 2006, 406 s. ISBN 80-200-1308-3.
- [14] KUBEŠOVÁ, Naděžda. *Matematika: přehled středoškolského učiva*. 1. vyd. Třebíč: Petra Velanová, 2006, 239 s. ISBN 80-868-7303-X.
- [15] HONZÍKOVÁ N., HONZÍK P. *Biologie člověka*. Vysoké učení technické v Brně, VUTIUM, 2003.
- [16] EKG vyšetření. *Wikiverzita* [online]. 2010-04-15 [cit. 2012-12-13]. Dostupné z: <http://cs.wikiiversity.org/>.
- [17] BURNS, Edward. QT Interval. *Life in the Fast Lane medical education blog* [online]. 2012 [cit. 2012-12-13]. Dostupné z: <http://lifeinthefastlane.com/>.
- [18] SCHNEIDER, R. Challenge 2006: QT Interval Measurement. *PhysioNet* [online]. 2006 [cit. 2012-12-13]. Dostupné z: <http://physionet.org/>.
- [19] LANGLEY, P., ZHENG, D. Fully Automated Computer Measurement of QT Interval from the 12-Lead Electrocardiogram. *PhysioNet* [online]. 2006 [cit. 2012-12-13]. Dostupné z: <http://physionet.org/>.
- [20] HAYN, D., KOLLMANN A. Automated QT Interval Measurement from Multilead ECG Signals. *PhysioNet* [online]. 2006 [cit. 2012-12-13]. Dostupné z: <http://physionet.org/>.
- [21] CHRISTOV, Ivaylo. Fully Automated Method for QT Interval Measurement in ECG. *PhysioNet* [online]. 2006 [cit. 2012-12-13]. Dostupné z: <http://physionet.org/>.
- [22] CHIU, Hung-Wen. A Semi-Automatic QT Interval Measurement Based on Digital Filters. *PhysioNet* [online]. 2006 [cit. 2012-12-13]. Dostupné z: <http://physionet.org/>.
- [23] VÁZQUEZ-SEISDEDOS, Carlos R. New approach for T-wave end detection on electrocardiogram: Performance in noisy conditions. *BioMedical Engineering OnLine* [online]. 2011 [cit. 2012-12-13]. Dostupné z: <http://www.biomedical-engineering-online.com/>.
- [24] PODLIPNÁ, Petra. *Generátor EKG signálu*. Brno, 2009. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav radioelektroniky. Vedoucí dizertační práce Ing. Vratislav Harabiš.

- [25] VÍTEK, Martin. *Automatické rozměření signálů EKG*. Brno, 2010. Dizertační práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí dizertační práce doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc..

Seznam obrázků

Obr. 1 – Výkonové spektrum vln EKG signálu [6].....	9
Obr. 2 – Vzorová perioda EKG křivky [16].....	10
Obr. 3 – Jedna perioda EKG signálu a jeho první derivace po filtraci PP [18].....	17
Obr. 4 – Nalezení konce vlny T Philipsovou metodou [18].....	18
Obr. 5 – Detekované R vlny v Mediánové metodě [19]	19
Obr. 6 – Určení začátku vlny Q a konce vlny T polynomem [19].....	19
Obr. 7 – Hranice QT intervalu stanovené mediánem [19]	20
Obr. 8 – Hrubá detekce konce vlny T [20].....	21
Obr. 9 – Detekce přesného konce vlny T [20]	22
Obr. 10 – Detekce začátku vlny Q metodou minimálního úhlu [21]	22
Obr. 11 – Detekce konce vlny T metodou minimálního úhlu [21]	23
Obr. 12 – Možné detekce konce vlny T [22].....	25
Obr. 13 – Schéma pro detekci konce vlny T pomocí metody MS-Tpeak [22]	26
Obr. 14 – Konec vlny T (Trapézová metoda) [23].....	27
Obr. 15 – Blokované schéma detektoru R vlny	28
Obr. 16 – Část charakteristiky přenosové funkce pásmové propusti	29
Obr. 17 - Část charakteristiky přenosové funkce dolní propusti	30
Obr. 18 – Část signálu vyhlazeného doplní propusti pro následnou detekci R vln.....	30
Obr. 19 - Část původního EKG signálu s detekovanými R vlnami	31
Obr. 20 – Detekování špičky udávající morfologii QRS komplexu v průběhu první derivace (siq-qrsd)	32
Obr. 21 – Nalezený začátek QRS komplexu v úseku zájmu EKG signálu (Derivační metoda)	32
Obr. 22 - Detekování špičky udávající morfologii QRS komplexu v průběhu první derivace (siq-qrsd)	33
Obr. 23 – Nalezený konec QRS komplexu v úseku zájmu EKG signálu (Derivační metoda)	34
Obr. 24 - Detekování špičky udávající morfologii T vlny v průběhu první derivace (siq-ptd).....	34
Obr. 25 – Nalezený konec T vlny v úseku zájmu EKG signálu (Derivační metoda)	35
Obr. 26 – Nalezený začátek QRS komplexu v EKG signálu vybraného cyklu (Derivační metoda)	35
Obr. 27 – Nalezený konec T vlny v EKG signálu vybraného cyklu (Derivační metoda).....	35
Obr. 28 – Nalezený začátek QRS komplexu v úseku zájmu EKG signálu (Philipsova metoda)	37
Obr. 29 – Nalezený konec T vlny v úseku zájmu EKG signálu (Philipsova metoda)	38
Obr. 30 - Nalezený začátek QRS komplexu v EKG signálu vybraného cyklu (Philipsova metoda).....	38
Obr. 31 - Nalezený konec T vlny v EKG signálu vybraného cyklu (Philipsova metoda)	38

Obr. 32 – Nalezený začátek QRS komplexu v úseku zájmu EKG signálu (Mediánová metoda)	39
Obr. 33 – Nalezený konec T vlny v úseku zájmu EKG signálu (Mediánová metoda)	40
Obr. 34 – Nalezený začátek QRS komplexu v EKG signálu vybraného cyklu (Mediánová metoda)	40
Obr. 35 – Nalezený konec T vlny v EKG signálu vybraného cyklu (Mediánová metoda)	41
Obr. 36 – Nalezení pozice vrcholu a začátku vlny Q v průběhu první derivace	41
Obr. 37 – Nalezení pozice vrcholu a začátku vlny Q v EKG signálu	42
Obr. 38 – Detekování špičky udávající morfologii T vlny v průběhu první derivace po filtraci IIR	42
Obr. 39 – Nalezený konec T vlny v úseku zájmu EKG signálu (MS – Tpeak metoda)	43
Obr. 40 – Nalezený začátek QRS komplexu v EKG signálu vybraného cyklu (MS – Tpeak metoda)	43
Obr. 41 – Nalezený konec T vlny v EKG signálu vybraného cyklu (MS – Tpeak metoda)	44
Obr. 42 – Vlnka bio1.5 v měřítku 15 a 41 (vlevo), spektra v měřítku 15 a 41 (vpravo)	48
Obr. 43 – Ukázka rozměření komplexu QRS (vlevo), rozměření vlny T (vpravo)	48

Seznam tabulek

Tab. 1 – Posloupnosti špiček morfologií QRS komplexu [18]	17
Tab. 2 - Posloupnosti špiček morfologií vlny P a T [18]	18
Tab. 3 – Dosažené výsledky jednotlivých metod	47

Seznam zkratek

EKG	elektrokardiogram
AV	atrioventrikulární uzel
HRV	variabilita tepové frekvence srdce
LQTS	syndrom dlouhého intervalu
SQTS	syndrom krátkého intervalu
QTc	korigovaný QT interval
LQTc	lineárně korigovaný QT interval
BMP	tepová frekvence srdce

FIR	filtr s konečnou impulsní charakteristikou
IIR	filtr s nekonečnou impulsní charakteristikou
MSP	bod s maximálním sklonem
CSE	The Common Standards for Electrocardiography

Přílohy

Programy pro Matlab

- detektorR.m
- medianova_Qon.m
- mediánova_Tend.m
- mstpeak_Qon.m
- mstpeak_Tend.m
- philips_Qon.m
- philips_Tend.m
- derivacni_Qon.m
- derivacni_Tend.m
- predzpracovani.m
- vyber.m

Tabulka dosažených výsledků