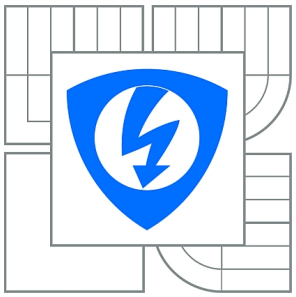
VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

AUTOMATICKÉ ROZMĚŘENÍ SIGNÁLŮ EKG

AUTOMATIC DELINEATION OF ECG SIGNALS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

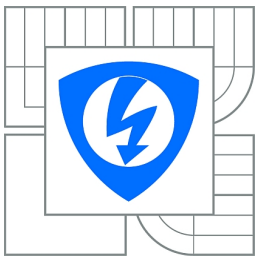
AUTOR PRÁCE — EVA OLŠANSKÁ

AUTHOR

VEDOUCÍ PRÁCE — Ing. MARTIN VÍTEK, Ph.D.

SUPERVISOR

BRNO 2013



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor
Biomedicínská technika a bioinformatika

Studentka:	Eva Olšanská	***ID:***	136482
Ročník:	3	***Akademický rok:***	2012/2013

NÁZEV TÉMATU:

Automatické rozměření signálů EKG

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Nastudujte známé metody rozměřování signálů EKG a stručně je popište. Podrobně nastudujte a popište zejména metodu autorů Laguna, Jané a Caminal. 2) Realizujte část této metody zabývající se stanovením začátku a konce komplexu QRS a otestujte ji na signálech z databáze CSE. Dosažené výsledky porovnejte s výsledky zveřejněnými autory metody. 3) Realizujte kompletní rozměřovací algoritmus a otestujte jej na standardní databázi CSE. Dosažené výsledky porovnejte s výsledky zveřejněnými autory metody. 4) Veškeré dosažené výsledky diskutujte a srovnejte s výsledky dosaženými jinými autory.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] LAGUNA, P., JANÉ, R., CAMINAL, P. Automatic detection of wave boundaries in multilead ECG signals: Validation with the CSE database. Computers and biomedical research. 1994, vol. 27, no. 1, pp. 45–60.
[2] CHOUHAN, V., MEHTA, S.S., LINGAYAT, N.S. Delineation of QRS-complex , P and T-wave in 12-lead ECG. Journal of Computer Science and Network Security. 2008, vol. 8, no. 4, pp. 185-190.

Termín zadání:	11.2.2013	***Termín odevzdání:***	31.5.2013

Vedoucí práce: Ing. Martin Vítek, Ph.D.
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 bakalářská práce se zabývá rozměřováním signálů EKG. Jejím cílem je seznámení se s metodami rozměřování signálů EKG a jednu vybranou metodu realizovat prostřednictvím programovacího rozhraní Matlab. Rozměřovací algoritmus je následně testován na databázi signálů CSE. Teoretická část této práce se věnuje detekcím komplexu QRS a známým rozměřovacím algoritmům.

KLÍČOVÁ SLOVA

signál EKG, detekce komplexů QRS, rozměřování signálů EKG, standardní databáze CSE

ABSTRACT

This bachelor´s thesis deals with the delineation of ECG signals. The aim of this bachelor´s thesis is to become familiar with ECG delineation and realize one chosen delineation method in Matlab. The delineation algorithm was tested on a CSE database. The theoretical part of the work describes methods of QRS complex detection and ECG delineation.

KEYWORDS

ECG signal, QRS detection, ECG delineation, standard CSE database

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

OLŠANSKÁ, E. Automatické rozměření signálů EKG. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2013. 45 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Martin Vítek, Ph.D..

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma „Automatické rozměření signálů EKG“ jsem vypracovala 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 neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědoma 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.

V Brně dne …… ……

Eva Olšanská

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji svému vedoucímu Ing. Martinovi Vítkovi, Ph.D. za jeho odborné rady po čas práce na mé bakalářské práci a ochotu ke konzultacím.

V Brně dne …… ……

Eva Olšanská

Obsah

1 Úvod 5
2 Elektrokardiografie 6
2.1 EKG křivka 6
2.2 Snímání EKG 8
3 Detekce komplexů QRS 9
3.1 Detekce založená na číslicové filtraci 9
3.1.1 Detekce založená na obálce filtrovaného signálu 9
3.1.2 Detekce založená na přizpůsobené filtraci 10
3.2 Detekce založená na vlnkové transformaci 10
3.3 Detekce založená na neuronových sítích 11
3.4 Detekce založená na derivacích 11
4 Známé metody rozměřování signálů EKG 12
4.1 Rozměřování signálů obecně 12
4.2 Metody založené na vlnkové transformaci 13
4.3 Ostatní metody 15
5 Databáze CSE 20
6 Popis navrženého algoritmu 21
6.1 Rozměření komplexu QRS 21
6.2 Rozměření vlny P 27
6.3 Rozměření vlny T 31
6.4 Ukázky kompletního rozměření 33
6.5 Vyhodnocení 36
7 Závěr 41
Literatura 42
Seznam zkratek a symbolů 44
Seznam příloh 45

1 Úvod

Elektrokardiografie patří mezi nejběžněji používané metody ve vyšetřovací kardiologii a přesné stanovení jednotlivých vln a časových intervalů v elektrokardiogramu je důležité v diagnóze srdečního onemocnění, které je v Evropě hlavní příčinnou úmrtí. Protože jednotlivé intervaly a velikosti vln odrážejí elektrofyziologické procesy, jsou dobrými indikátory poruch převodního systému srdečního.

Automatické rozměření je využíváno zejména u tzv. holterovského vyšetření, kde je pomocí softwaru vyhodnocován 24 – 48 hodinový záznam EKG, popřípadě v nemocnicích ke spuštění alarmu v případě selhání srdeční činnosti apod.

Existuje velké množství přístupů k rozměření EKG signálů, nejdůležitějším krokem je však správné určení komplexu QRS, od kterého se odvíjí detekce dalších částí elektrokardiogramu. Tato bakalářská práce se zabývá rozměřením signálu, založeném na první diferenci signálu, ovšem existuje velká spousta jiných přístupů, kdy mezi nejmodernější patří rozměření založené na vlnkových transformacích, o kterých bude pojednáno v teoretické části.

Podkladem k rozměření signálu EKG v této práci je metoda založená na diferenci signálu uvedená v [8]. Cílem bakalářské práce je vytvořit v prostředí Matlab program pro detekci začátků a konců vln P, začátků a konců komplexů QRS a konců vln T. Program je následně testován na dvanáctisvodových záznamech z databáze CSE, které jsou diskretizovány vzorkovacím kmitočtem 500 Hz. Těchto 12 svodů je tvořeno šesti hrudními, třemi končetinovými a třemi končetinovými zesílenými svody.

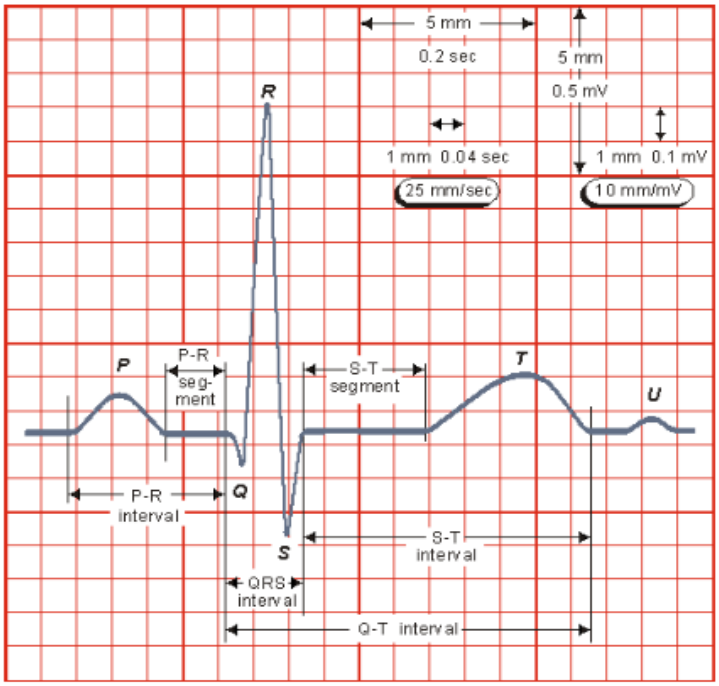
Bakalářská práce je tvořena nejdříve teoretickou částí, která se zabývá úvodem do elektrokardiografie, následuje část popisující přístupy k detekci komplexů QRS, poté část zabývající se rozměřováním signálů EKG a to jak těch starších, tak i moderních přístupů. Poslední část je věnována vlastní realizaci algoritmu určeného k automatickému rozměření, zhodnocení dosažených výsledků a také porovnání výsledků s výsledky dosaženými jinými autory.

2 Elektrokardiografie

Elektrokardiografie je diagnostická metoda, která je založena na snímání napětí, tvořeného elektrickým polem srdečním, z povrchu těla. Rozhraní mezi depolarizovanou a klidově polarizovanou buňkou představuje dipól, který je možno považovat za vektor, který má daný velikost a směr a je orientován od tkáně depolarizované k polarizované. Součtem všech těchto elementárních vektorů v celém srdci v každém okamžiku je okamžitý integrální vektor srdeční, který mění velikost a směr podle toho, jak se vzruch v srdci šíří. Vektor opisuje postupně 4 smyčky: depolarizaci síní, repolarizaci síní, depolarizaci komor a repolarizaci komor. Přičemž depolarizace síní odpovídá v elektrokardiogramu vlně P, repolarizace síní není patrná, protože je překryta mohutným komplexem QRS (depolarizace komor) a konečně repolarizaci komor odpovídá vlna T [19]. Strukturu těchto vln a intervalů můžeme vidět na Obr. 1.

2.1 EKG křivka

Výsledkem registrace je EKG křivka, což je záznam časového průběhu elektrických dějů na srdci. Analýza EKG křivky pomáhá při diagnostice nejčastějších onemocnění srdce týkajících se poruchy tvorby či vedení vzruchu a metabolických poruch (ischemie, infarkty).

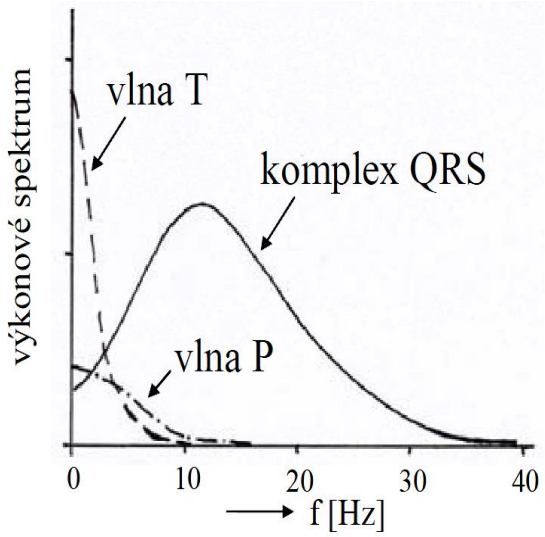


Obr. 1 Základní kmity a intervaly v signálu EKG [7]

Vlna P odpovídá depolarizaci síní, její délka je obvykle 80 ms a amplituda do 0,25 mV. Pozitivní je fyziologicky ve svodech (II, III, aVF). Její spektrální složky se pohybují mezi 0,5 – 10 Hz [14]. Po této vlně následuje krátká izoelektrická linie (doba po depolarizaci síní a před depolarizací komor). Tento segment se označuje jako PR a fyziologicky trvá 50 - 120 ms, tento interval se v praxi však příliš nevyužívá, více vyžívaným je interval PR, což je doba od začátku P vlny po začátek QRS komplexu (viz Obr. 1). Jedná se o dobu od vzniku impulsu v SA uzlu až po dosažení svaloviny komor. Fyziologicky trvá 120 – 200 ms. [12],[7].

Komplex QRS je projevem šíření akčního potenciálu v obou srdečních komorách (80 – 120 ms). Komplex se skládá ze tří kmitů: první negativní kmit Q, další pozitivní kmit R a poslední negativní kmit S. Energie komplexu je soustředěna v pásmu mezi 5 – 20 Hz s maximem mezi 10 a 15 Hz. Aktivace levé komory se na EKG projeví velkým pozitivním R kmitem ve svodech nad levou komorou (V3-V6), v těchto svodech může dosahovat až 3 mV. Kmit R je pozitivní vždy a v hrudních svodech se amplituda kmitu zprava doleva postupně zvětšuje. (Ve svodu V1 je zcela minimální). Po tomto komplexu následuje ST segment, který je izoelektrický a představuje období, kdy jsou komory depolarizovány, ale ještě nezačala jejich repolarizace. [12],[7].

ST segment končí **vlnou T**, která vyjadřuje repolarizaci komor, fyziologicky je pozitivní ve svodech (I, II, V3-V6) a negativní ve svodu aVR, její trvání je do 200 ms. Období trvání elektrické aktivity myokardu komor odpovídá interval QT (od začátku komplexu QRS po konec vlny T), jeho délka je fyziologicky pod 450 ms, při vyšší tepové frekvenci se však zkracuje. Stanovení vlny T je velmi komplikované z důvodu jejího nedostatečně strmého poklesu k nulové izolinii, ale také z důvodu překrývaní jejího spektra šumem, viz Obr. 2 [12],[7].



Obr. 2 Spektra jednotlivých vln v signálu EKG [7]

2.2 Snímání EKG

Pomocí elektrod umístěných na hrudníku popř. na končetinách snímáme záznam srdeční aktivity v čase. Při snímání se uplatňuje nezanedbatelný přechodový odpor elektroda – kůže, který je třeba co nejvíce snížit pomocí gelu, abychom byli schopni dosáhnout co nejvyššího signálu, který je pak možno podrobit kvalitativní analýze. Elektrody zaznamenávající rozdíl elektrických potenciálů mezi dvěma elektrodami se nazývají bipolární. Spojením elektrod přes dostatečně velký odpor dostáváme místo s nulovým potenciálem, tzv. Wilsonovu svorku. Měříme-li napětí elektrod oproti této svorce, dostáváme svody unipolární. Končetinové svody jsou klasicky bipolární (I, II, III) nebo unipolární (VR,VL,VF). Hrudní svody jsou unipolární (V1-V6) [7].

3 Detekce komplexů QRS

Vzhledem k tomu, že při rozměřování signálů EKG je nejdůležitějším stavebním prvkem kvalitní detektor komplexu QRS, stručně bych popsala jeho základní schéma a některé typy, jež byly popsány v [7].

Obecné blokové schéma detektoru QRS se skládá z bloku předzpracování, kde dochází k potlačení rušení a všech ostatních vln včetně P a T. Rušení, která jsou přítomna v EKG signálu, jsou drift (kolísání nulové izolinie, frekvenční pásmo do 2 Hz) způsobený dýcháním či pomalými elektrochemickými ději na rozhraní elektroda – kůže. Dále je to síťový brum na frekvenci 50 Hz (v případě USA 60 Hz). A nakonec myopotenciály vyskytující se na frekvencích od 100 Hz výše. Tímto předpracováním bývá zpravidla lineární pásmová propust (propustné pásmo: 10 – 20 Hz). Rozhodovacím pravidlem pro určení komplexu QRS se pak stává překročení určité prahové hodnoty a nakonec zpřesňování polohy (např. nalezení maxima v určitém časovém okně po překročení prahové hodnoty).

Obr. 3 Blokové schéma detektoru komplexu QRS

3.1 Detekce založená na číslicové filtraci

Tyto detektory patří mezi nejčastěji využívané, já zde uvedu podrobněji jen detekci založenou na obálce filtrovaného signálu a na přizpůsobené filtraci. Dále sem řadíme i detekci vycházející z trojice ortogonálních svodů či detekci založenou na rozkladu signálu bankou filtrů [7].

3.1.1 Detekce založená na obálce filtrovaného signálu

Detekce je založena na filtraci pásmovou propustí (11 – 21 Hz) a nalezení obálky signálu, která je definována jako absolutní hodnota analytického signálu (získáme vynulováním poloviny spektra). Dále na umocnění signálu ke zvýraznění velkého R kmitu a vyhlazení filtrem typu dolní propusť, jehož impulsní charakteristika bude mít délku odpovídající délce filtrovaného komplexu. Rozhodovacím pravidlem pak může být adaptivní práh, který je

nastaven například na 40 % velikosti předchozího kmitu. Dále se v rozhodovacím pravidle často počítá i s refrakterní fází, kdy se v určitém časovém okně neočekává další kmit.

3.1.2 Detekce založená na přizpůsobené filtraci

Metoda vychází z teorie, že vzájemná korelace dvou signálů může být realizována konvolucí. Odezva tohoto přizpůsobeného filtru se počítá jako konvoluce signálu $y(n)$ s impulsní charakteristikou reverzního hledaného impulsu $h(n) = x(-n)$.

3.2 Detekce založená na vlnkové transformaci

Vzhledem k tomu, že metody založené na vlnkových transformacích jsou nyní nejvíce aktuální i v rozměřovacích algoritmech, není od věci si je zde krátce představit. Detekce je založena na realizaci spojité vlnkové transformace (continuous wavelet transform, CWT), která popisuje signál z časově - frekvenčního hlediska. Principem je korelace signálu s bázovými funkcemi mateřské vlnky. Využívá různých měřítek, podtypem je dyadická vlnková transformace, jejíž měřítka jsou mocniny dvou. Mezi hlavní výhody vlnkové transformace patří omezení vlivu šumu, driftu, síťového brumu či pohybů pacienta při výběru vhodného měřítka. Jejich výhoda oproti lineárním filtrům spočívá v minimálním zkreslení extrémů komplexů QRS, zachování rychlých změn a malých kmitů v komplexu QRS. CWT je vyjádřena integrálem

$$CWT\ (b,a) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t)\psi * \left(\frac{t-b}{a}\right) dt, \tag{1}$$

kde $\psi(t)$ je mateřská vlnka, a odpovídá dilataci vlnky, b udává časový posun. Čerpáno z [1], [18] a [6].

Mateřská vlnka se zužuje či dilatuje podle a, což umožní získání nízko nebo vysoko frekvenčních komponentů z $x(t)$. Pro menší hodnoty a, je vlnka zúžena v časové oblasti a vlnková transformace pak dává informace o těch nejjemnějších detailech v signálu. Pro větší hodnoty se vlnka dilatuje a WT dává informaci o signálu z globálnějšího hlediska. Jestli je a diskretizováno sekvencí 2^j $(j = 1,2..)$, analýza je pak omezena měřítkem dvou, čímž získáme dyadickou vlnkovou transformaci, která může být vypočítána Mallatovým algoritmem [10]. Nejčastějšími typy mateřských vlnek jsou kvadratické splajny a první derivace Gaussovské funkce. O detekcích založených na vlnkové transformaci bude ještě pojednáno níže v kapitole o známých rozměřovacích algoritmech.

3.3 Detekce založená na neuronových sítích

Neuronové sítě patří k nelineárním technikám a jsou založeny na předpovídání aktuální hodnoty signálu z jeho předchozích hodnot. Vzhledem k tomu, že signál EKG se skládá zejména z úseků neobsahujících segment QRS, síť konverguje k bodu, kde vzorky neobsahující segment QRS byly dobře předpovězeny, kdežto segmenty ve kterých byly náhlé změny (pozice QRS) vedou ke zvýšení predikční chyby. Predikční chyba pak může být použita jako rys signálu pro detekci QRS. Díky nelinearitě šumu pozadí, mohou nelineární predikční filtry dosáhnout vyššího výkonu než jejich lineární protějšek.

Při zpracování signálů EKG se nejčastěji používají MLP (multilayer percepton) sestávající se z více vrstev propojených neuronů, kde každý neuron reprezentuje zpracovávající funkci. RBF (radial basis function), která je úzce spojená s metodami fuzzy logiky (popisující určitou pravděpodobnost k interpretaci parametrů), což činí výsledky předvídatelnějšími a tím pádem více spolehlivé. A konečně LVQ (lerning vector quantization), která se skládá ze vstupní vrstvy, soutěžící vrstvy a lineární vrstvy. Soutěžící vrstva se automaticky učí roztřídit vstupní vektor do podtříd, kde maximální číslo podtříd je rovno počtu soutěžících neuronů. V této vrstvě se klasifikace provádí na základě Eukleidovské vzdálenosti mezi vstupním vektorem a vektorem vah každého ze soutěžících neuronů. Lineární vrstva pak kombinuje podtřídy první vrstvy do uživatelem nadefinovaných cílových tříd [5].

3.4 Detekce založená na derivacích

Derivační algoritmy fungují jako horní propusť, což umožňuje jejich použití k detekci QRS komplexů. Pod derivací se rozumí první diference signálu, která může být vyjádřená více vztahy, já zde uvedu ty nejdůležitější z [5]

$$y_1(n) = x(n+1) - x(n-1) \tag{2}$$

$$y_1(n) = 2x(n+2) + x(n+1) - x(n-1) - 2x(n-2) \tag{3}$$

$$y_1(n) = x(n) - x(n-1) \tag{4}$$

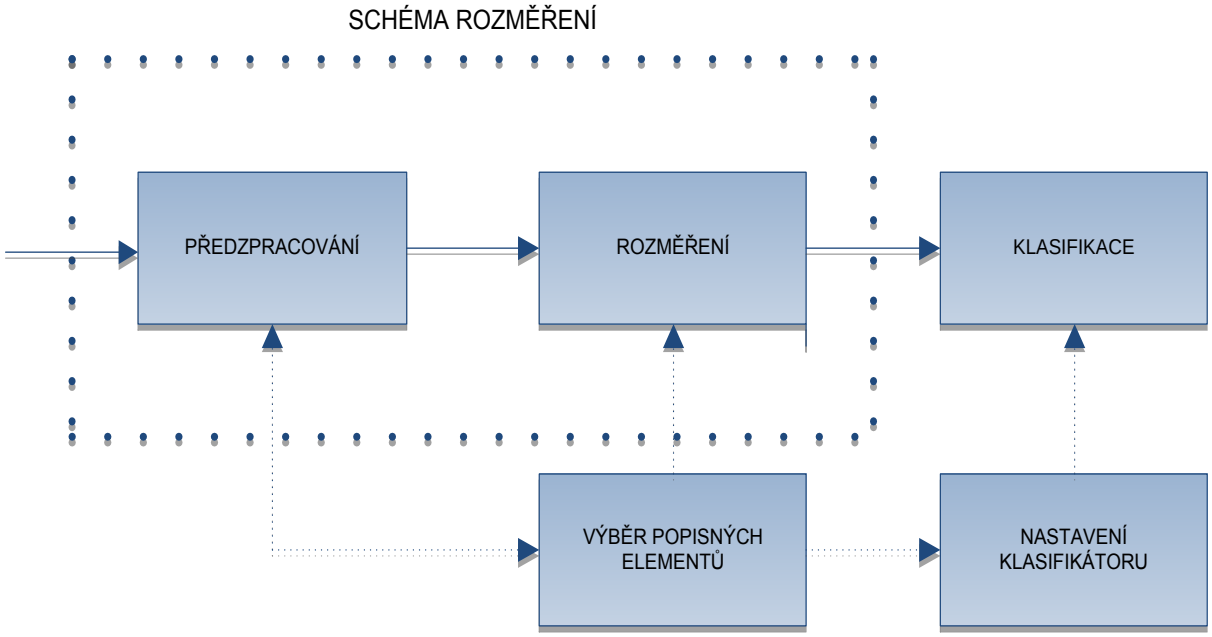
Detekce se pak provádí porovnáváním vzorků s prahem, obvykle jsou prahové úrovně voleny v závislosti na signálu, často se tedy využívají adaptivní prahy, které reflektují změny v tvaru signálu [5].

4 Známé metody rozměřování signálů EKG

V této kapitole bude uvedeno nejdříve obecné schéma analýzy signálů, jejíž nejdůležitější částí je právě rozměřování signálů, poté bude uveden stručný popis nejznámějších rozměřovacích algoritmů a nejpodrobněji bude popsána metoda autorů Laguna, Jané Camminal, která byla podkladem pro realizaci rozměřovacího algoritmu, který bude podrobněji popsán v kapitole 6.

4.1 Rozměřování signálů obecně

Pod pojmem rozměření signálu EKG se rozumí detekce důležitých bodů (začátek a konec vlny P, začátek a konec komplexu QRS a konec vlny T) pro následující analýzu. Rozměřování se obvykle provádí podle následujícího schématu Obr. 4, které vychází z [7], jednotlivé bloky budou popsány níže.



Obr. 4 Obecné schéma analýzy signálu EKG podle [7]

Předzpracováním je úprava signálu do podoby, která bude co možná nejvhodnější pro další analýzu. Nejčastějším předzpracováním je filtrace sloužící k potlačení složek nežádoucích, popřípadě nepotřebných k následné detekci. Jak je znázorněno na blokovém schématu předzpracování se odvíjí od výběru popisných elementů. V případě, že chceme rozměřit vlny komplexu QRS, potlačíme i vlny P a T, naopak při rozměření vln P a T si můžeme dovolit potlačit i frekvence od 15 Hz výše, které jsou stěžejními pro rozměření

komplexu QRS. V případě vlnkové transformace pak volíme typ vlnky v závislosti na výběru popisované vlny. Filtrace však nesmí znehodnotit užitečnou složku natolik, aby byla ohrožena správnost analýzy a následně i klasifikace. Dále může být předzpracování provedeno pomocí kumulačních metod, derivace atd.

Vstupem do bloku rozměření signálu je předzpracovaný signál, výstupem je pak množina vhodná ke klasifikaci. Patří sem právě rozměření signálu na jednotlivé vlny či změření hodnot extrémů.

Klasifikací se rozumí získání požadované informace ze signálu. Například morfologie signálu, rytmus, sklony ST segmentu. Problémem je však získání všeobecně platných kritérií, na základě kterých, by se dalo dedukovat určité tvrzení s jistotou, proto zde má lékař stále nejdůležitější úlohu. Ke klasifikaci je třeba nastavit klasifikátor v závislosti na výběru popisného elementu.

4.2 Metody založené na vlnkové transformaci

Základy vlnkové transformace jsou popsány v 3.2. Tyto algoritmy patří momentálně k těm nejvíce užívaným. Zmíním zde například metodu z [1], která je založena na detekci charakteristických bodů QRS a vlny T použitím spojité vlnkové transformace (CWT) se splajny, která není omezena pouze na měřítka dvou. CWT se používá hlavně díky její schopnosti detekovat přechody a také díky její robustnosti vůči šumu a artefaktům. Vlnková transformace v různých měřítcích popisuje časové charakteristiky signálu v různých frekvenčních pásmech. Využití B-splajnů dovolí využití širokého množství měřítek a tak efektivněji redukovat šum a artefakty.

Vlnková transformace je zde reprezentována polynomickými splajny stupně n_1 a n_2 a výsledná CWT měřítka *m* je polynomickým splajnem funkce dané rovnicí

$$CWT\ (x(t), m, k)\ =\ \sum_{k\in Z}\left([p]\uparrow_m * u_m^{n_2} * b^{n_1+\,n_2+1} * c\right)(k), \tag{5}$$

kde $[p]\uparrow_m\ (k)$ reprezentuje převzorkování sekvence p faktorem m, $b^{n_1+\,n_2+1}$ je B – splajn reprezentovaný splajnem řádu $(n_1 + n_2 + 1)$ a filtr $u_m^{n_2}$ je ekvivalentní kaskádě $(n_2 + 1)$ filtrů klouzavého průměru řádu $(m - 1)$ spolu s k_0 zajistí, aby $u_m^{n_2}$ byla symetrická.

Na základě vybrané vlnkové funkce (v případě detekce komplexu QRS měřítko 2) pak každá odlišná vlna signálu EKG odpovídá páru lokálních extrémů. Kmit R pak odpovídá bodem procházejícím nulovou hladinou mezi dvěma opačnými extrémy. Začátek vlny Q odpovídá bodu procházející nulovou hladinou před vlnou R a konec vlny S odpovídá nulou procházejícímu bodu za vlnou R.

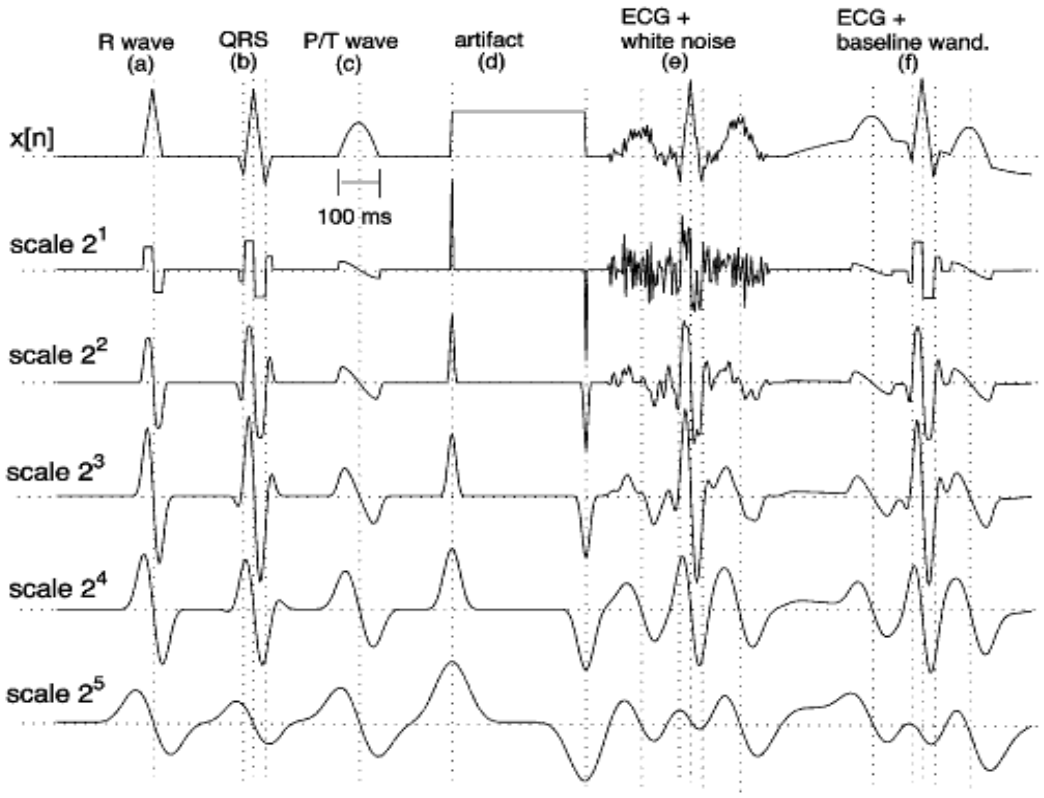
K detekci vlny T, je třeba nejdříve odstranit drift a artefakty použitím měřítka 10. Díky symetrii vlny T, pak bod procházející nulovou hladinou mezi dvojicí opačných extrémů koresponduje s vlnou T. Tento článek se nevěnuje rozměřování vlny P.

Dalším článkem, který se zabývá rozměřením pomocí CWT je [9]. Vlnková transformace je zde realizována v měřítcích od 2^1 do 2^4, protože při nízkých měřítcích je přítomen vysokofrekvenční šum, kdežto ve velkých měřítcích je zase nedostatečně potlačen drift, navíc mají horší časové rozlišení. V těchto měřítcích se pak hledají maxima, jež překročí zadaný práh. K detekci R píku dochází v bodu procházejícím nulou mezi pozitivním maximem a negativním minimem v měřítku 2^1 v případě, že maxima nadetekovaná v jednotlivých měřítcích si časově odpovídají. Ošetřen je i případ nenadetekování, kdy dochází ke zpětnému hledání s polovičním prahem v měřítku 2^3 (v tomto měřítku se nachází nejvíce energie komplexu QRS). Dále je i ošetřen případ, aby byla potlačena detekce R vlny v okně 200 ms po úspěšném nalezení (tzv. refrakterní fáze).

Poté se přistupuje k detekci začátku a konce komplexu QRS v časovém okně. Vzhledem k tomu, že vlny Q a S jsou vysokofrekvenční s malou amplitudou, detekují se v měřítku 2^1. Začátek komplexu QRS pak odpovídá začátku prvního maxima před maximy, od kterých se stanovovala vlna R a konec komplexu QRS odpovídá konci prvního maxima za těmito maximy.

Energie vln T a P se pak nacházejí převážně v měřítcích 2^4 a 2^5, ale vzhledem k tomu, že v 2^5 je silně přítomen drift, je použito měřítko 2^4. Vlna T se detekuje v časovém okně po detekci vlny R, pík vlny T zde odpovídá bodu procházejícím nulou mezi párem opačných maxim. Začátek a konec zde koresponduje se začátkem a koncem páru maxim. Vlna P je detekována obdobně, jen v časovém okně před vlnou R.

Další metodou, kterou bych zde stručně uvedla je metoda uvedená v [11], kde použili jako funkci kvadratický splajn. Algoritmus je zde aplikován přímo na signál bez předchozí filtrace, využívá opět dyadické vlnkové transformace jako v [9] a tomuto algoritmu se velmi podobá. Na obrázku (Obr. 5) jsou vyobrazeny vlny podobné vlnám v signálu EKG a zobrazeno je jejich prvních pět měřítek dyadické CWT. Jak je ukázáno vlna R produkuje dva extrémy opačných znamének s bodem procházejícím nulou mezi nimi. Každá ostrá změna v signálu je asociována s řadou maxim a minim napříč měřítky. Na vlně simulující komplex QRS mají malé vlny Q a S nulou procházející bod patrný zejména v měřítcích 2^1 a 2^2. Kdežto komponenty vln P a T jsou obsaženy zejména v měřítcích 2^4 a 2^5.



Obr. 5 Vlnková transformace kmitů podobných těm, vyskytujících se v EKG [11]

Postup detekce komplexu QRS je zde podobný postupu v [9], proto jej zde nebudu znovu uvádět. Detekce začátku a konce komplexu QRS je dána nalezením posledních píků asociovaných s QRS a poté nalezením vzorků, které budou pod daným prahem (který byl nastaven v závislosti na velikosti píku).

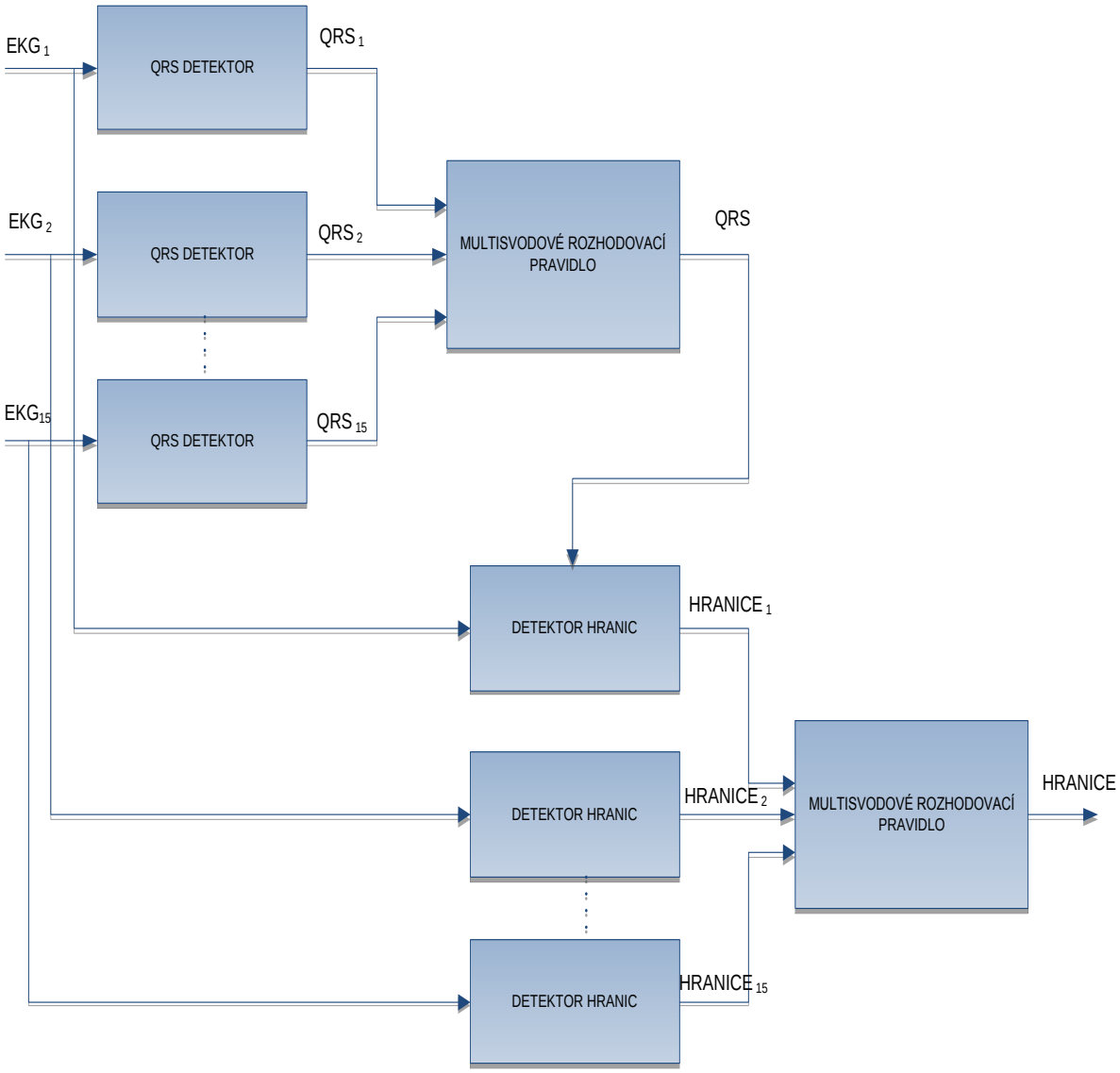
Rozměření vlny T (podobné i pro vlnu P) se skládá nejdříve z určení časového okna, jehož velikost je závislá na délce trvání jednoho cyklu EKG, v tomto okně se pak nalézají dvě maxima obklopující bod procházející nulou, který považujeme za vlnu T, na základě polarity těchto maxim se určuje pozitivní, negativní či bifázická vlna.

Posledním algoritmem zabývajícím se CWT, o němž se zde zmíním, bude [14], kde autoři použili k rozměřování signálů EKG první derivaci Gaussovy funkce, jinak je principiálně shodný s výše uvedenými algoritmy.

4.3 Ostatní metody

Z ostatních metod, zde bude nejpodrobněji uvedena zejména práce autorů Laguna, Jané a Camminal [8], protože tato metoda byla podkladem pro tvorbu bakalářské práce.

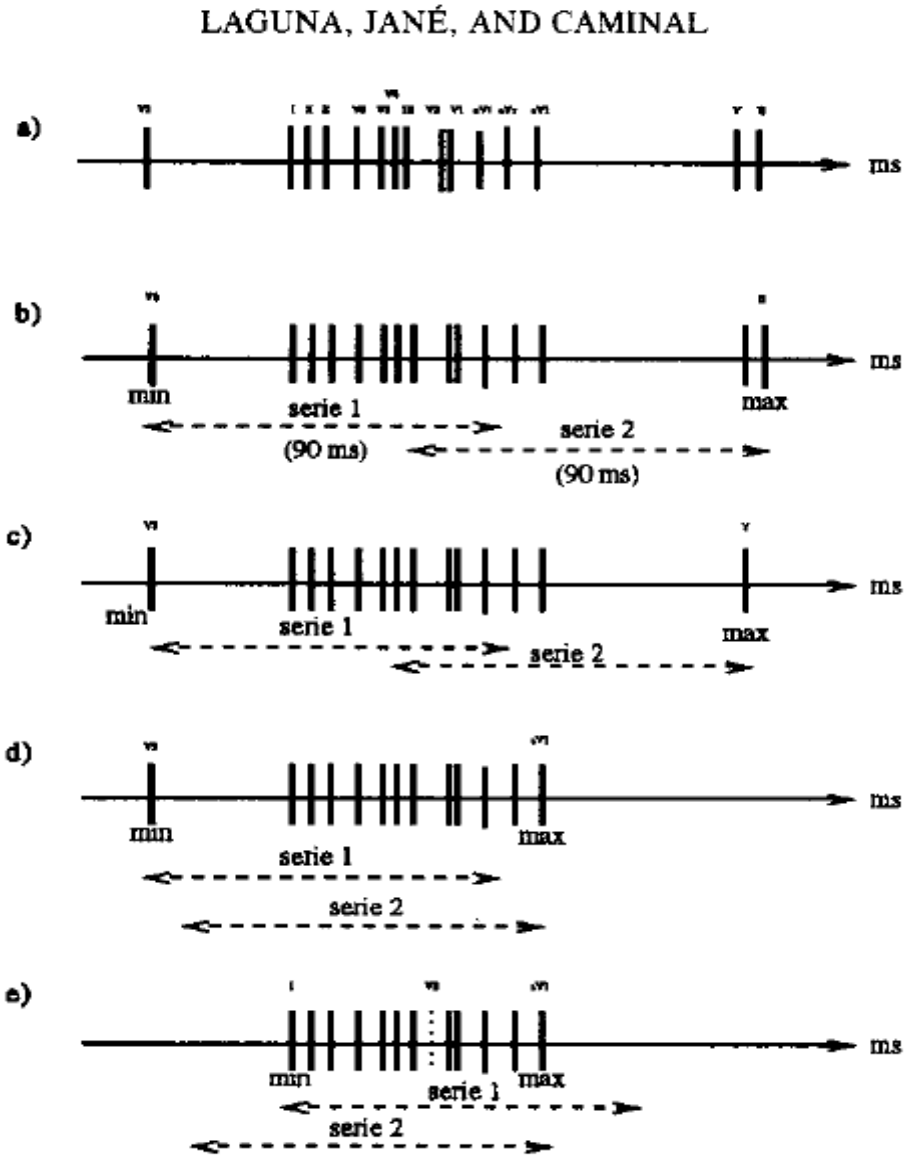
Prvním krokem je předzpracování, které se skládá z filtrace každého svodu zvlášť pro redukci šumu a nelineární transformace ke zlepšení detekce QRS. Lineární filtrace využívá pásmové propusti, a to Lynnova filtru 2. řádu (0,8 – 18 Hz, -3db) k potlačení driftu a vysokých frekvencí. Na tento signál EKGPP, je dále aplikována dolní propust v podobě diferenciátoru (vzorce pro tvorbu derivací byly uvedeny v kapitole 3.4), k získání informace o změnách v sklonu signálu. Tento derivovaný signál se jmenuje EKGDER. Dalším krokem je umocnění signálu na druhou ke zvýraznění komplexu QRS a použití nelineární transformace v podobě pohybujícího se integračního okna, integrační šířka okna je 95 ms.



Obr. 6 Blokový diagram metody rozměření podle [8]

Samotná QRS detekce: Jednosvodový detektor je adaptací, detektoru popsaného v [13] (Pan a Tompkins), které v rozhodovacím pravidle využívá sklonu signálu. Každá možná další detekce, by měla mít sklon ± 30 % předchozího komplexu.

Vícesvodová detekce (viz Obr. 6): Z odhadů $QRS_j(i)$ pozice cyklu i ve svodu j, získaného jednosvodovým detektorem, je aplikováno multisvodové QRS detekční pravidlo, kdy komplex bude skutečně považován za detekci v případě, že se jejich pozice mezi svody neliší o více než 90 ms (Pozn. v případě vzorkovací frekvence 500 Hz to odpovídá vzdálenosti 45 vzorků).



Obr. 7 Multisvodové rozhodovací pravidlo z [8]

Rozhodovací pravidlo zahrnuje následující kroky:

Vstupními hodnotami jsou detekované pozice $QRS_j(i)$, (pozn. j = svod, i = cyklus), které přichází z jednosvodového detektoru.

Nejdříve z těchto hodnot určíme minimum a maximum. Od nich pak definujeme dvě série, série 1, které se neliší o více než 90 ms od min a série 2, které se neliší o více než 90 ms od max. Na Obr. 7 série 1 má 11 pozic a série 2 má 8 pozic.

Tyto dvě série porovnáme, jestli obě obsahují všech 15 pozic, pak můžeme předpokládat, že detekce proběhla přesně, pokud ovšem obsahují jiný počet pozic, pak extrém ze série, která obsahuje menší počet detekcí, vyřadíme ze správných detekcí. Jestli popřeme maximum, znamená to, že došlo k vynechání detekce a maximum může náležet dalšímu cyklu, jestli popřeme minimum, může to být způsobeno falešně pozitivní detekcí.

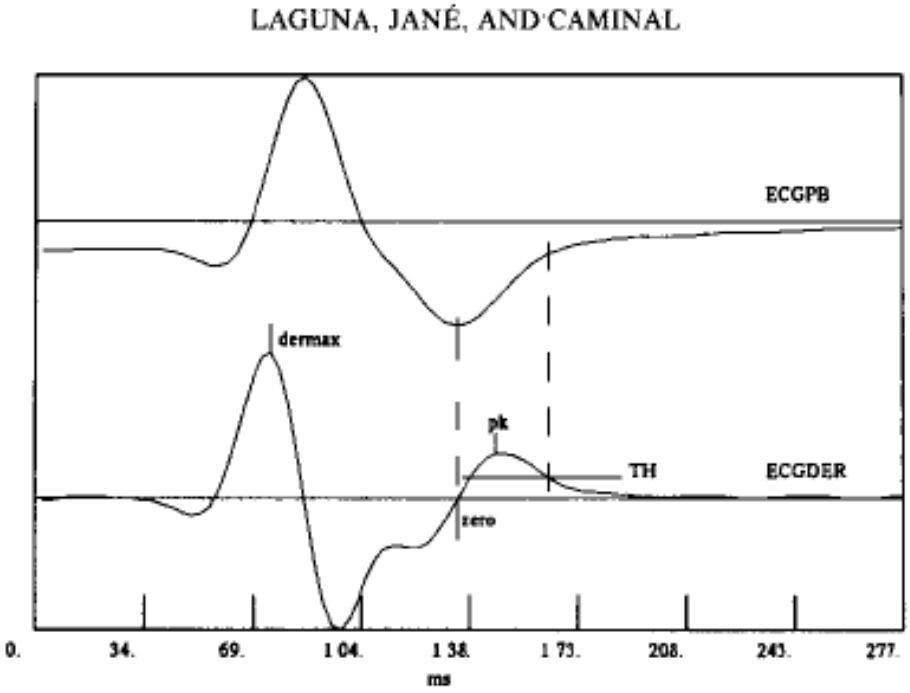
Proces se opakuje, dokud nejsou obě série identické, zbývající pozice jsou považovány za správné detekce v každém svodu. U těch svodů, kde byla detekce popřena, nedochází k detekci hranic vln.

QRS pozice dané detektorem, mohou být vlny Q, R nebo S. Algoritmus hledá nejbližší pozici píku před (p_b) a po (p_{end}) v EKGDER. Na základě polarity a relativní velikosti těchto píků, je rozhodnuto, zdali se jedná o vlnu Q, R nebo S. Přilehlé pozice jsou detekovány jako nejbližší nulou procházející body ke $QRS_j(i)$ v EKGDER. K uznání těchto detekcí pozic vln musí být časový rozdíl mezi vlnami v rozmezích fyziologicky pravděpodobných intervalů a maximální sklon spojený s těmito vlnami musí být větší než práh maximálního sklonu asociovaného s komplexem QRS (dermax). Prahové hodnoty jsou experimentálně zjištěny a jsou jiné pro vlny Q, R, nebo S, které se pohybují od 3 – 10 % maximálního sklonu (dermax).

Dále se hledají vlny P a T. Tyto vlny mají nižší frekvenční komponenty než komplex QRS. Opět se aplikuje dolní propust (útlum -3db, fmez: 12 Hz), na EKGDER k redukci zbývajícího šumu. V tomto filtrovaném signálu (DERFI) definujeme okno šířky 155 ms začínající 225 ms před pozicí R. V případě, že se v okně nachází předchozí vlna T nebo následující vlna Q, tak je toto okno zkráceno. V tomto okně se hledá maximální a minimální hodnota, v případě, že tyto hodnoty jsou větší než 2 % z maximálního sklonu komplexu QRS, algoritmus odhadne, že se jedná o vlnu P, jinak algoritmus se usuzuje, že vlna P v daném svodu nadetekována nebyla. Přičemž vlnou P je nulou procházející bod mezi maximem a minimem.

K detekci vlny T se využívá okna v DERFI, které je funkcí srdečního rytmu. Tento algoritmus pak determinuje typ vlny (regulérní, bifázická, převrácená) a to podle relativních hodnot maxim a minim v okně. Vlnou T je pak opět bod procházející nulou mezi minimem a maximem.

Jednosvodový detektor hranic vln je aplikován potom, co jsou nalezeny jednotlivé vlny (nulou procházející body v EKGDER). Na Obr. 8 je uveden způsob hledání konce komplexu QRS. Z nulového bodu (pozice vlny S, popř. Q - zero) hledáme odpovídající pík napravo (pro konec) a nalevo (pro začátek), tento bod je bodem maximálního sklonu ve vlně. Od hodnoty EKGDER v časový okamžik *pk*, (definujeme práh (*TH*), jako *TH* = EKGDER(*pk/k*). Konstanta *k* je volena experimentálně. Takto je pak stanoven konec (začátek) vlny jako bod odpovídající hodnotě *TH* za (před) píkem *pk*. v EKGDER signálu (konec vlny S je na Obr. 8 – bod procházející prahem *TH*).



Obr. 8 Nalezení konce QRS z [8]

Multisvodové určení začátku a konců vln zahrnuje kroky, kdy ze všech hranic napříč svody vybereme jen jednu hranici(*i*), kterou budeme považovat za pravý začátek či konec. Elektrofyziologicky, jestli všechny $\text{hranice}_j(i)$ byly správně detekovány, je pak vybrána nejdřívější hodnota $\text{hranice}_j(i)$ ($j = 1,\ldots,15$) pro začátek vlny a nejpozdější pro konec vlny.

Další metodou, jež bych zde chtěla uvést je metoda popsaná v [4], jejíž detekce je založena na adaptivním kvantovaném prahování signálu s rysem QRS a bez něj. Prvním krokem je průměrování 5 – 15 vzorků. Pro dosažení lepšího vyhlazení signálu byla vykonána ještě druhé iterace. Odstranění driftu vychází z odhadu trendu signálu EKG (reprezentovaný konturou), rozdíl mezi konturou a nulovou izolinií je pak eliminován vertikálním posunem signálu.

Rozměření komplexu QRS je vykonáno na základě vymezení jeho hranic od jeho začátku do konce obdélníkovým označujícím pulsem. Pro všech 5000 vzorků, získáme rys a normalizujeme jej podělením maximální hodnotou. Kandidátem QRS se pak stanou ty vzorky, jejichž hodnota překročí 5 % normalizované hodnoty rysového signálu. Na kandidáty QRS je pak aplikován automaticky vybraný vhodný práh, jež je získán na základě vícenásobného kvantového prahování. Vlny P a T jsou detekovány s ohledem na pozice již rozměřeného komplexu QRS podle [16], kde je kombinováno 5 rysových komponentů k odvození finálního rysového signálu. Amplitudový práh finálního rysového signálu je použit pro rozměření vlny P a T.

5 Databáze CSE

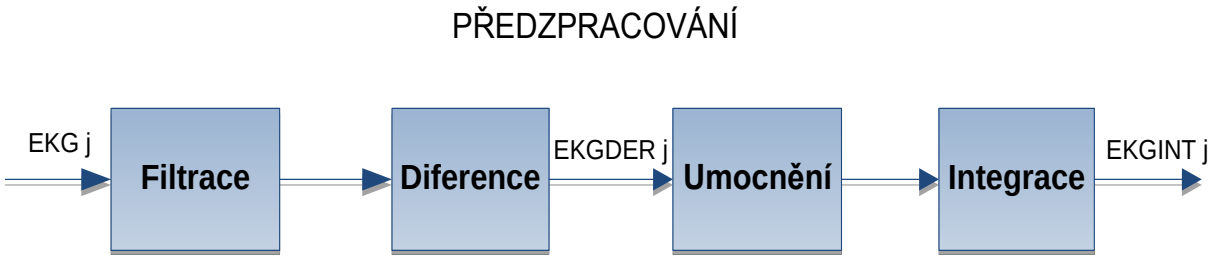
Obsahuje soubor doporučení zaměřených na standardizaci měření v elektrokardiografii, je to výsledek studie založené na nezávislé analýze skupiny kardiologů [15]. Tato databáze byla tedy vyvinuta pro vyhodnocení algoritmů, které se zabývají analýzou signálů EKG. Skládá se ze 125 signálů, které jsou navzorkovány s kmitočtem 500 Hz a každý má 10 sekund, tedy 5000 vzorků. Každý signál byl přitom získán ze dvanáctisvodového EKG a tří ortogonálních svodů. V každém signálu je však rozměřen jen jeden cyklus, což je pro úplné vyhodnocení testovaného algoritmu nedostačující.

6 Popis navrženého algoritmu

Navržený algoritmus vychází z algoritmu uvedeného v [8], ale není jeho přesnou kopií. Všechny odchylky od metody autorů Laguna, Jané, Camminal budou uvedeny v následujících kapitolách, kdy zadáním bakalářské práce bylo realizovat kompletní rozměřovací algoritmus a otestovat jej na standardní databázi CSE. Dosažené výsledky poté porovnat s výsledky zveřejněnými autory metody. Veškeré dosažené výsledky okomentovat a také srovnat s výsledky dosaženými jinými autory.

6.1 Rozměření komplexu QRS

Styčným bodem k rozměření komplexu QRS je co možná nejlepší detekce kmitu R. Předzpracování vychází z algoritmu autorů Pan a Tompkins uvedeného v [13]. Aby tato detekce byla co nejpřesnější, je třeba signál nejdříve zbavit šumu a driftu díky filtraci a podrobit adekvátnímu předzpracování. V mém programu je využit filtr s konečnou impulsní charakteristikou (pásmová propusť 0,8 – 24 Hz, počet vzorků impulsní charakteristiky 97). V semestrální práci bylo původně použité pásmo 0,8 – 18 Hz, shodné s pásmem použitým v [8], se změnou horního mezního kmitočtu se však dosáhlo lepších výsledků. Následně je vypočtena diference signálu (horní propusť), po které je signál umocněn na druhou (zvýraznění QRS). K vyhlazení signálu je využito integrace, integrační šířka je 95 ms, což při vzorkovací frekvenci 500 Hz odpovídá přibližně počtu 47 vzorků. Viz Obr. 9, kde EKG_j odpovídá signálu z jednotlivých svodů (j = 1,2…12).

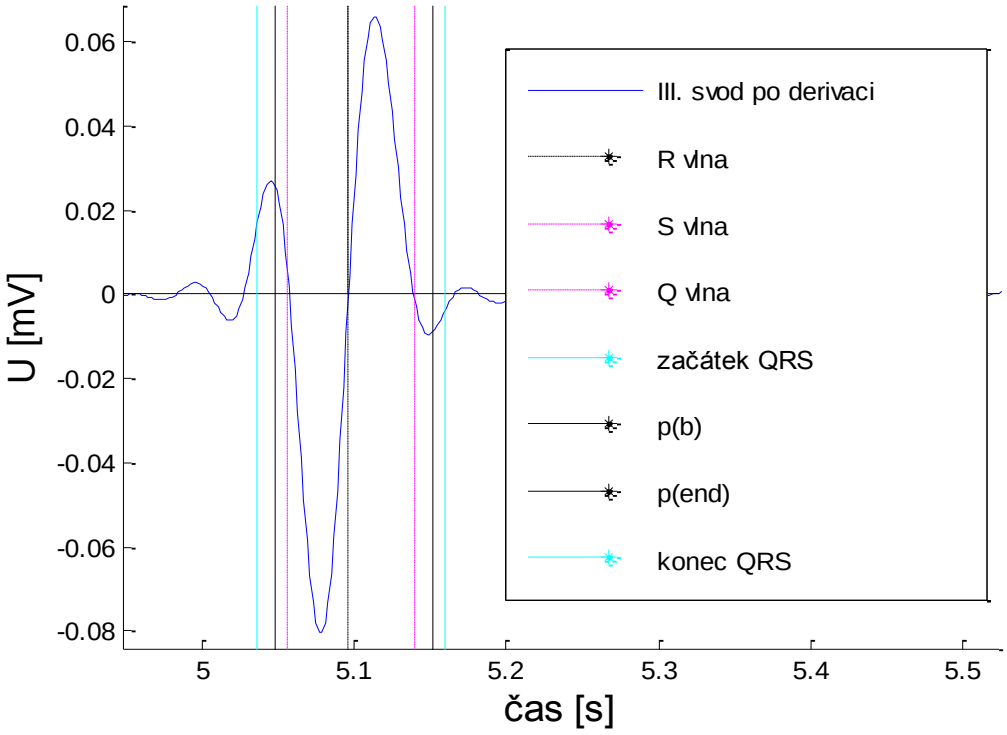


Obr. 9 Blokové schéma předzpracování pro detekci vlny R

Detekce vlny R je pak realizována klasicky hledáním hodnoty signálu, jež bude vyšší než námi zadaný práh (viz blokové schéma detekce QRS Obr. 3) v signálu EKGINT. V tomto případě je práh odvozen od průměru pěti maximálních hodnot amplitudy v předzpracovaném signálu. Poté, co dojde k překročení prahu, se v okně 240 ms hledá maximum, jehož poloha se uloží jako poloha vlny R. V případě, že interval za poslední nalezenou vlnou R překročí

1,66 násobek posledního intervalu RR (vzdálenost mezi dvěma posledními nalezenými vlnami R) a stále není nalezena vlna R, dojde ke snížení prahu. Dále následuje blok zpřesňování detekce zjištěných poloh R vln, který je aplikován na signál EKGDER, který je ještě před umocněním (pro zachování i záporných hodnot signálu). V tomto zpřesňovacím bloku dochází v rozmezí 60 ms okolo zjištěných poloh vln R k hledání pozic, které prochází nulovou hladinou mezi maximem a minimem nalezeným v okně. V případě nalezení více průchodů je brán ten nejbližší. Tyto průchody jsou pak brány jako definitivní polohy vln R.

Dalším bodem je nalezení Q vln, tyto body jsou nalezeny jako body procházející nulovou úrovní v určitém časovém okně (130 ms) před vlnou R v EKGDER. Stejným způsobem probíhá hledání vlny S, která je hledána v časovém okně (120 ms) po kmitu R.

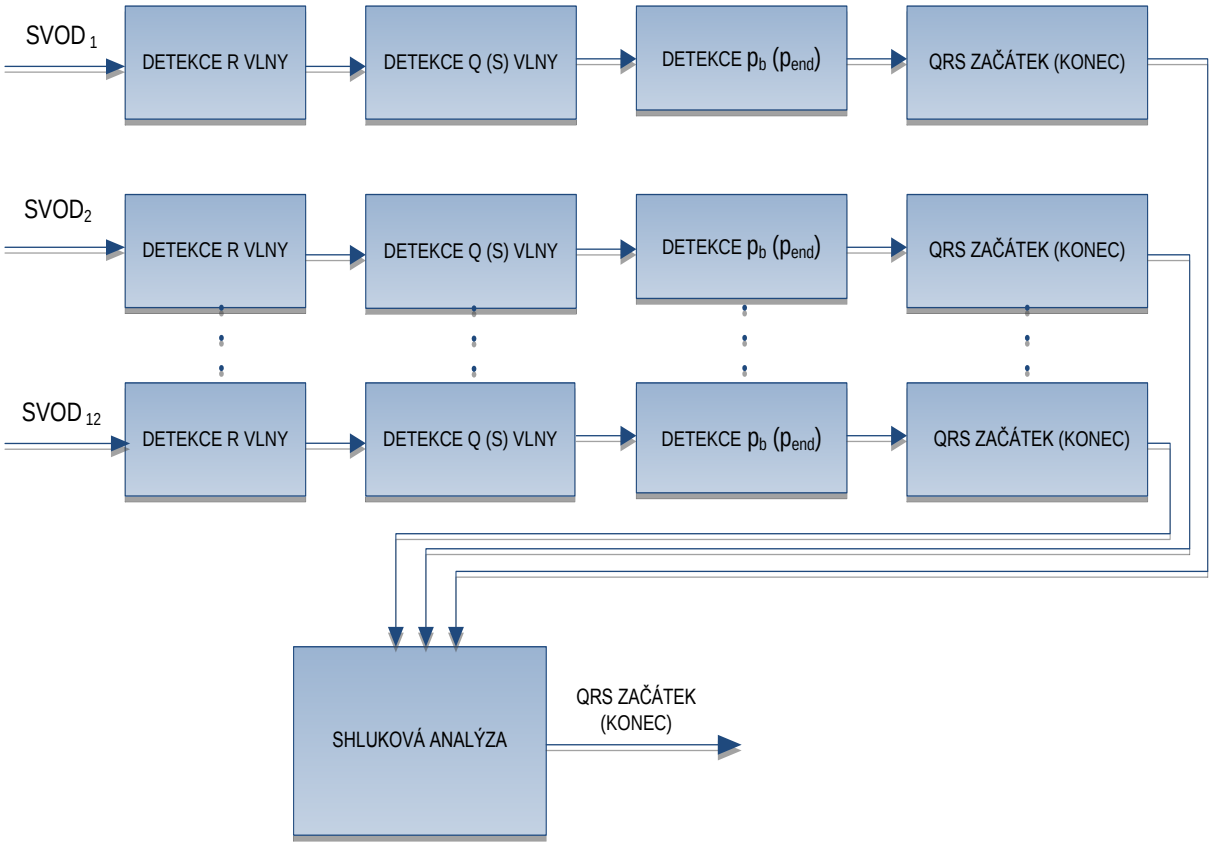


Obr. 10 Ukázka lokálního rozměření signálu EKGDER MO1_001, III. svod

Začátek komplexu QRS se pak odvíjí od detekce vlny Q, v časovém okně před touto vlnou je hledán pík p_b, který odpovídá maximální strmosti signálu EKG v tomto úseku, po nalezení tohoto píku je před ním hledána úroveň signálu odpovídající hodnotě, která byla získána na základě vydělení p_b určitou konstantou. Tato konstanta byla nastavena na 1,41 na základě dosažených výsledků. Konec QRS komplexu je hledán obdobně, s tím rozdílem, že je hledán za pozicí vlny S, konstanta p_{end} zde má hodnotu 1,32. Všechny tyto body jsou pro

objasnění postupu vyznačeny na Obr. 10 Ukázka lokálního rozměření signálu EKGDER MO1_001, III. svod.

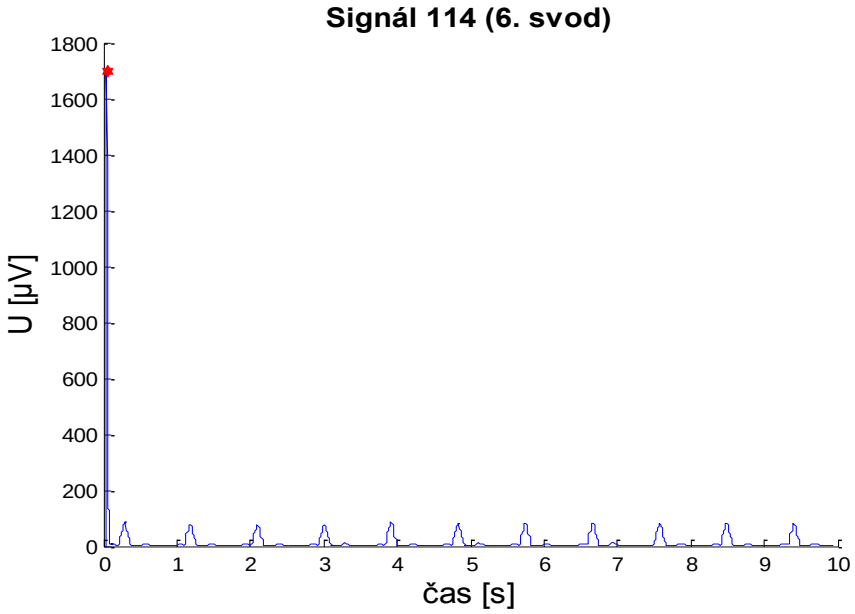
Po aplikaci rozměřovacího algoritmu na všech 12 svodů, je na pozice začátků a konců QRS komplexu aplikováno vícesvodové rozhodovací pravidlo pomocí shlukové analýzy. Na základě eukleidovských vzdáleností jsou detekce ze všech svodů rozděleny do shluků. Ze shluku, který obsahuje detekce z více než poloviny svodů (alespoň 7) je vybrán medián, který je pak považován za globální začátek (konec) komplexu QRS. Shluky, které tedy obsahovaly menší počet detekcí než polovinu počtu svodů, jsou považovány za falešně pozitivní detekce. Na níže uvedeném obrázku Obr. 11 je znázorněno blokové schéma nalezení globálních pozic QRS začátek (konec).



Obr. 11 Algoritmus nalezení globálních pozic QRS začátek (konec)

Nejčastějším důvodem opravdu velkých odchylek od referenčních hodnot byly zejména případy selhání detektoru vlny R, protože od těchto detekcí se odvíjí všechny ostatní body. V případě, že tedy detektor selže například ve třech svodech, výpočet mediánu ze získaného shluku pak není dostatečně reprezentativní. Na následujícím obrázku (Obr. 12) je zobrazena ukázka selhávání detektoru vlny R, jehož práh je nastaven podle průměrné hodnoty

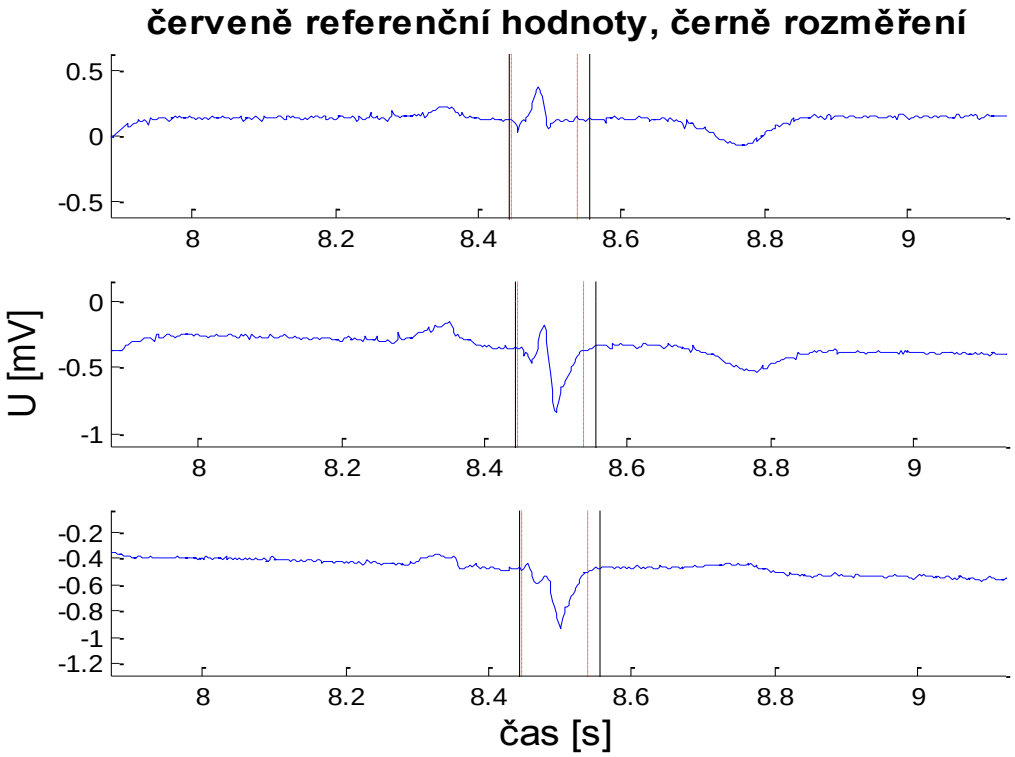
pěti maximálních hodnot v signálu. Ale u signálu č. 114 (6. svod) došlo k situaci, že obrovský pík prvního maxima způsobil nenadetekování ostatních kmitů. I přes to, že detektor byl vzhledem k detektoru použitému v semestrální práci vylepšen, tento problém se u některých signálů nepodařilo vyřešit. V novém detektoru je sice zahrnut i interval, po kterém dochází ke snížení prahu, avšak k výpočtu tohoto intervalu je nutné znát alespoň jednu referenční hodnotu intervalu RR.



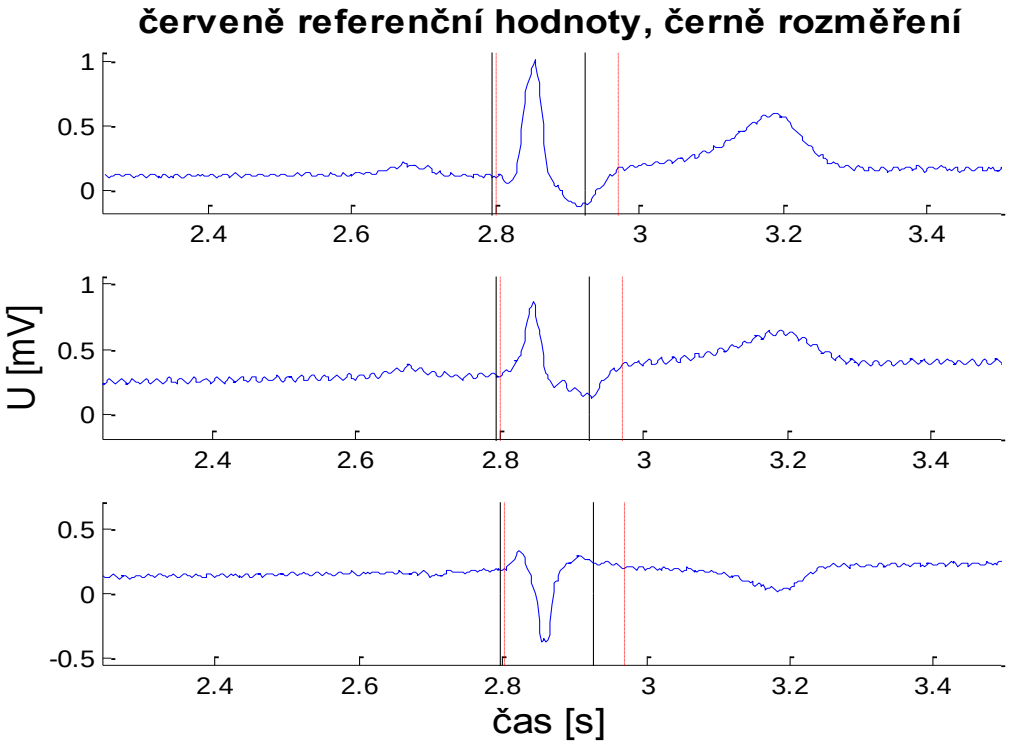
Obr. 12 Selhání detektoru R vlny (signál EKGINT)

Zde budou nyní popsány níže uvedené ukázky, z důvodu čitelnosti budou na obrázcích vždy jen nejdůležitější úseky signálu pro popis. Na Obr. 13 je nastíněn důkaz horšího rozměření konce QRS z důvodu selhání detektoru v některých svodech u signálu 114, rozměřené hodnoty konce QRS jsou oproti referenčním (červeně) posunuté doprava o 18 ms.

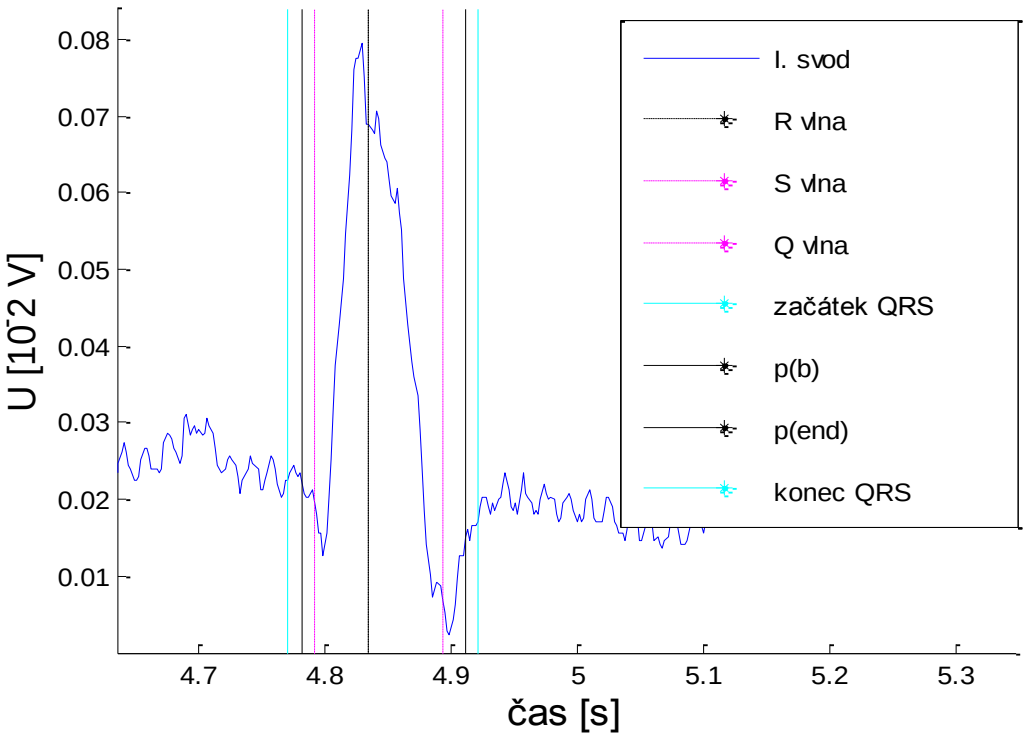
A na Obr. 14 je ukázáno rozměření komplexu QRS na signálu MO1_014 (I – III svod), červeně jsou vyznačeny referenční hodnoty, černě detekce rozměřovacího algoritmu. Je patrné úspěšné rozměření začátku komplexu, avšak konec nebyl zdaleka tak přesný (posunutí doleva o 44 ms), což bylo způsobeno příliš vysokým mezním kmitočtem filtru, který se však komplexně na celé databázi jevil jako více vyhovující.



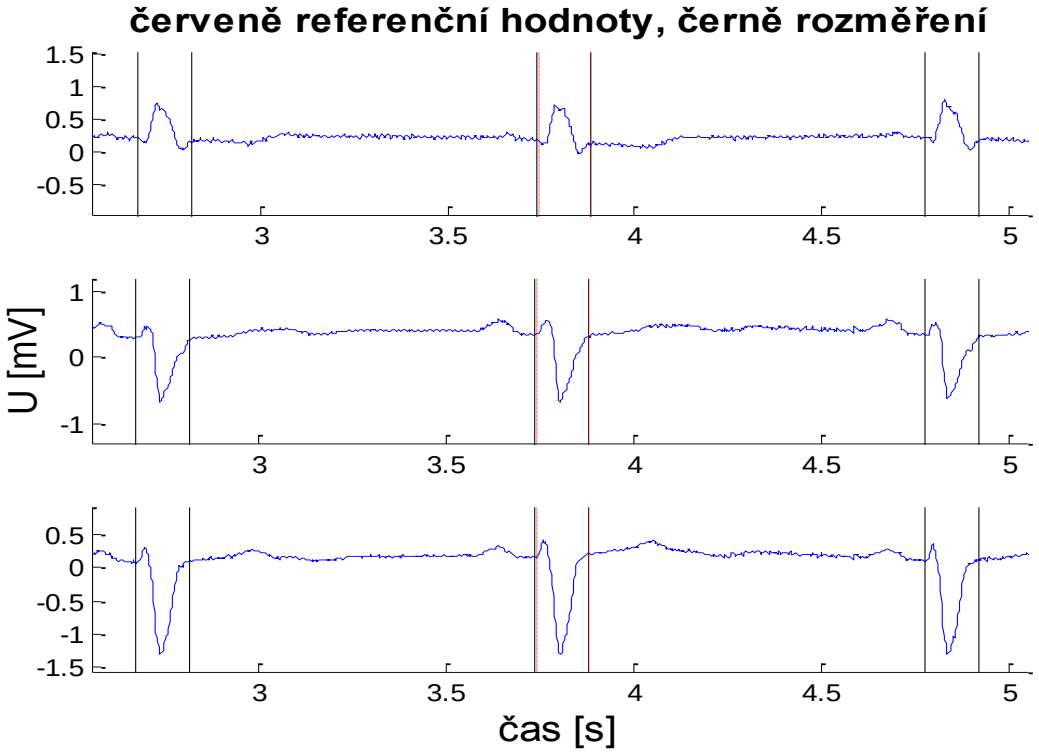
Obr. 13 Globální rozměření signálu MO1_114 (svody I-III)



Obr. 14 Globálního rozměření signálu MO1_014 (svody I - III)



Obr. 15 Ukázka lokálního rozměření signálu MO1_033 (svod I)



Obr. 16 Ukázka globálního rozměření signálu MO1_033 (svody I-III)

Na předchozím obrázku Obr. 15 je pak ukázka poměrně přesného lokálního rozměření signálu MO1_033. Pro lepší představu funkce algoritmu jsou zde vyobrazeny nejen body jako začátek a konec komplexu, ale i body nezbytně nutné pro kompletní rozměření. A na Obr. 16 je jeho finální globální rozměření svodů I – III a porovnání dosažených hodnot s hodnotami referenčními.

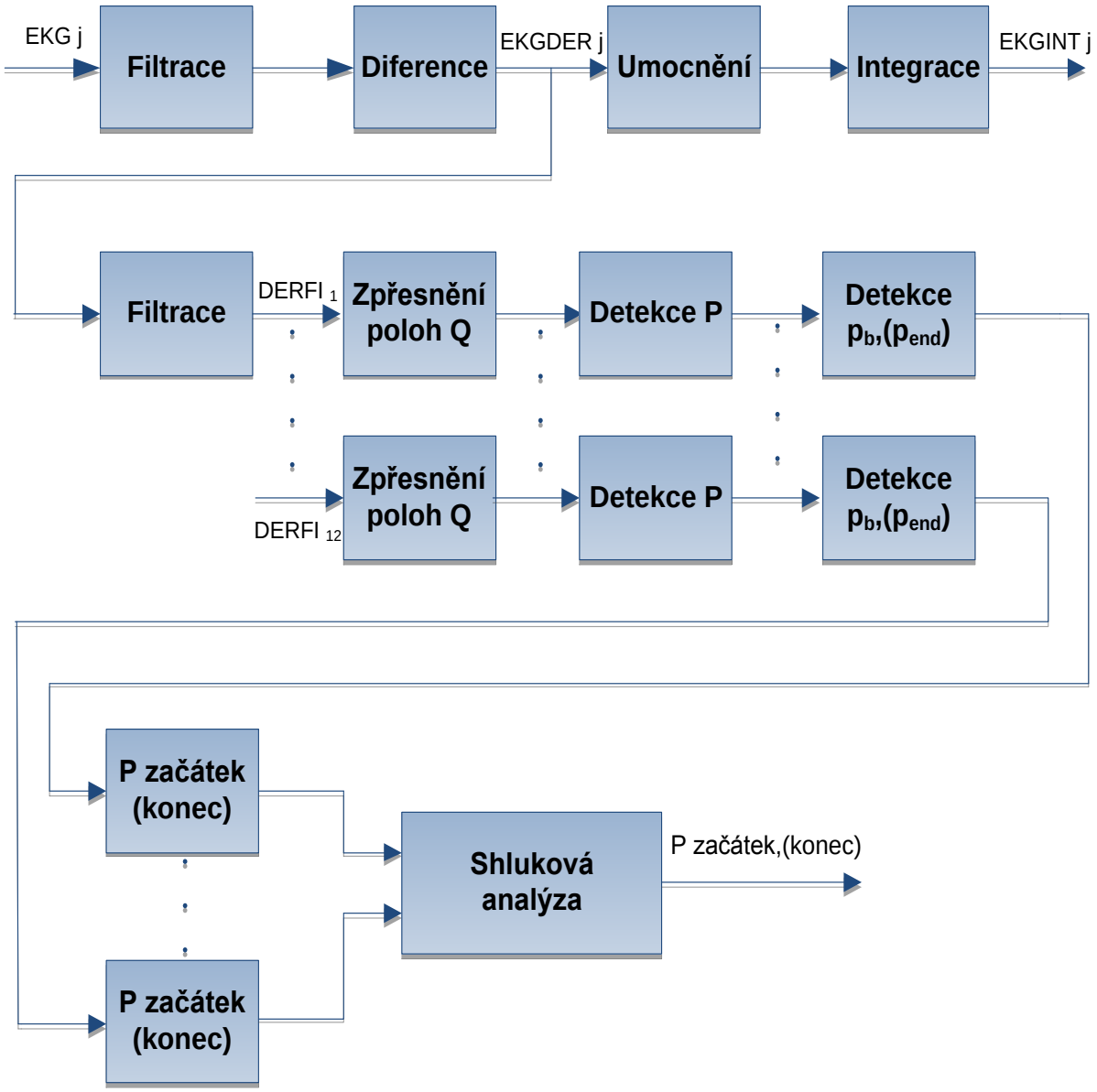
6.2 Rozměření vlny P

Rozměření vlny P vychází z detekce vlny Q a tím pádem z přesnosti detekce vlny R. Algoritmus rozměření je uveden na následujícím obrázku Obr. 17, jak vyplývá ze schématu je na signál EKGDER, který byl již využit k rozměření komplexu QRS, aplikována další filtrace, kterou je v tomto případě dolní propusť s mezním kmitočtem 14 Hz. Dolní propusť je použita z důvodu potlačení komplexu QRS a odstranění zbývajícího rušení, které pro nás představují složky vyšších frekvencí. Pro přehlednost jsou na obrázku popsány i uměle vytvořené názvy signálů, o kterých se zmiňuji v textu.

V algoritmu [8], ze kterého tato práce vychází, byla použita dolní propusť s mezním kmitočtem 12 Hz, která však v tomto algoritmu nepodávala komplexně lepší výsledky. Po vyfiltrování dochází ke zpřesňování poloh Q, tudíž k nalezení přesných průchodů nulovou hladinou odpovídajících vlně Q, jejichž pozice byly z důvodu filtrace o několik vzorků posunuty. Následně se hledá vlna P, která odpovídá průchodu nulovou hladinou mezi maximální a minimální hodnotou v daném okně před vlnou Q. Velikost okna a refrakterní fáze před vlnou Q se odvíjí od tepové frekvence, podle následující tabulky Tab. 1 byla tepová frekvence rozdělena na vysokou, střední a nízkou a jsou zde také uvedeny velikosti jednotlivých oken, ve kterých se hledá vlna P a refrakterních fází před vlnou Q, kdy se vlna P neočekává. Všechny tyto hodnoty byly zjištěny empiricky.

Tab. 1: Délky oken a refrakterních fází pro rozměření vlny P

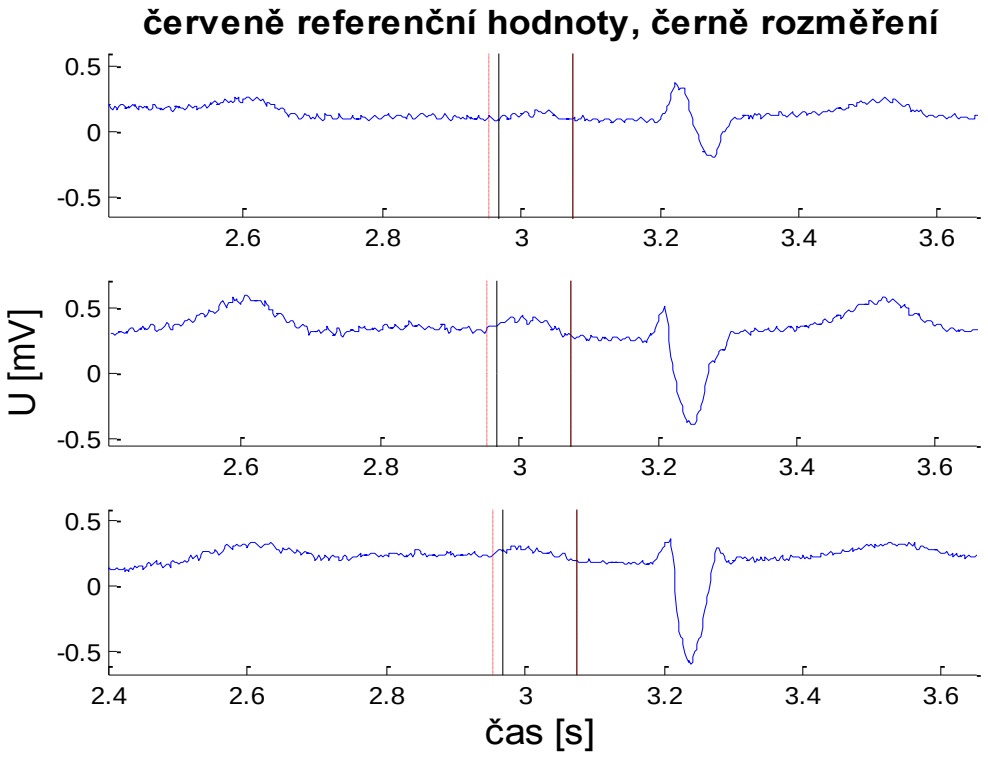
Tepová frekvence [tep/min]	Délka okna [ms]	Refrakterní fáze [ms]
≥ 102	160	28
101 - 61	200	48
≤ 60	260	50



Obr. 17 Algoritmus rozměření vlny P

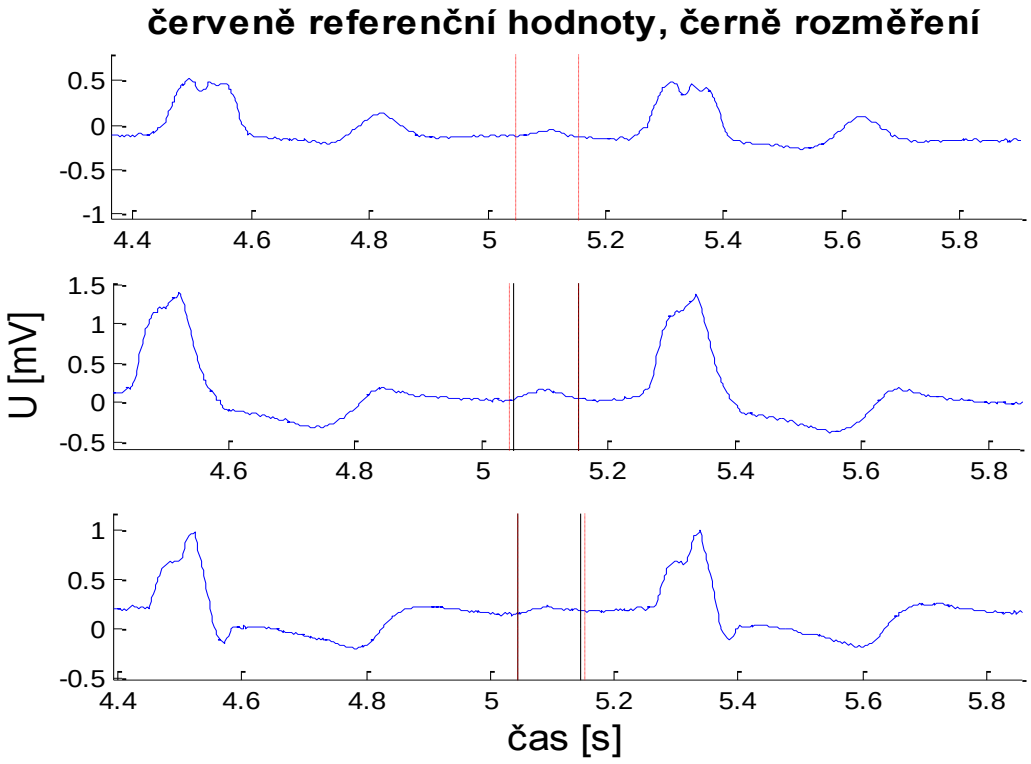
Poté co jsou nalezeny pozice P vln, se hledají začátky a konce vlny P, které se hledají obdobně jako v případě začátků a konců komplexů QRS. Od pozice P vlny se nalezne na levou i pravou stranu v určitém okně pík odpovídající hodnotě maximální strmosti signálu p_b (p_{end}). Po nalezení píku p_b je před ním hledána úroveň signálu odpovídající hodnotě, která byla získána na základě vydělení p_b určitou konstantou. Tato konstanta byla nastavena na 1,3 na základě dosažených výsledků. Po nalezení píku p_{end} je za ním obdobně hledána úroveň signálu, kde byla konstanta nastavena na 1,4.

Na následujícím obrázku Obr. 18 je ukázka globálního rozměření hned prvního signálu z databáze a jak je vidět, toto rozměření vlny P, bylo poměrně přesné i přes to, že pouhým okem je poměrně těžké rozlišit začátek této vlny.

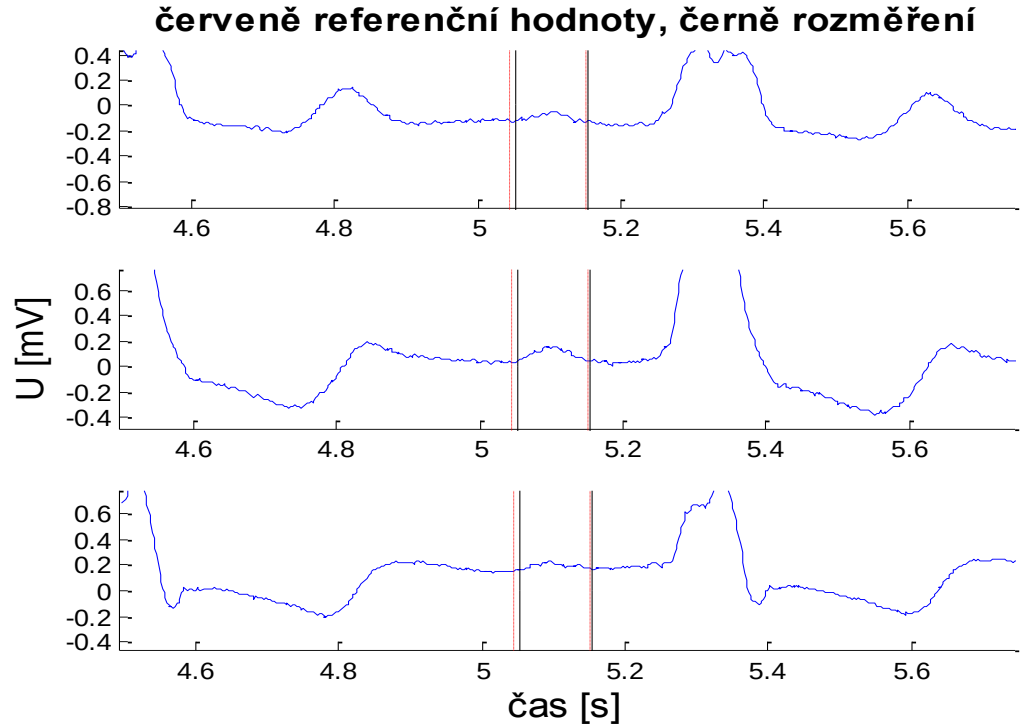


Obr. 18 Ukázka globálního rozměření signálu MO1_001 (svody I-III)

Na dalším obrázku bude uvedena výhodnost shlukové analýzy na signálu číslo 65, kde je patrno, že při lokálním rozměření nedošlo k vůbec žádné detekci začátku a konce vlny P u prvního svodu viz Obr. 19, tento nedostatek byl způsoben nenadetekováním vlny R v tomto svodu. Díky shlukové analýze aplikované na dvanáctisvodový záznam po globálním rozměření viz Obr. 20, byl tento nedostatek odstraněn a vlna P byla poměrně přesně rozměřena.

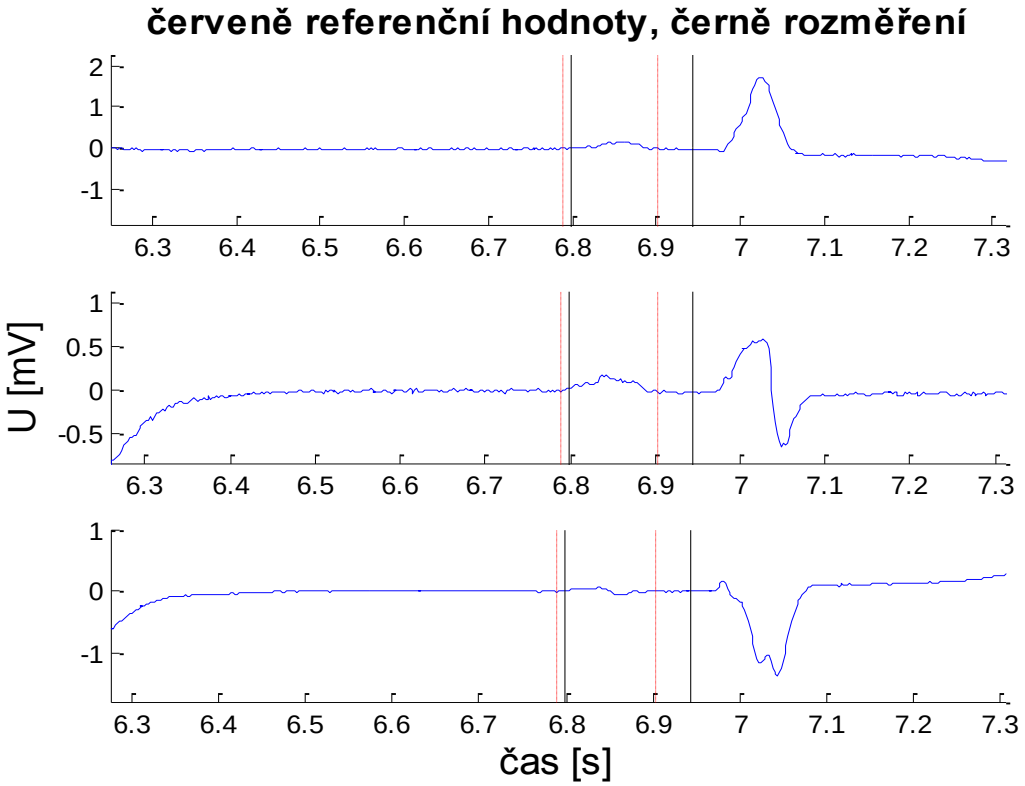


Obr. 19 Ukázka lokálního rozměření signálu MO1_065 (svody I-III)



Obr. 20 Ukázka globálního rozměření signálu MO1_065 (svody I-III)

Dalším obrázkem je Obr. 21, který ukazuje na chybné rozměření zejména konce vlny P u signálu 117, což je signál s velmi specifickou a různorodou morfologií nepodobnou jiným signálům. Tento signál proto také způsobuje komplikaci v detekci více autorům rozměřovacích algoritmů či algoritmů zaměřených na detekci komplexů QRS.



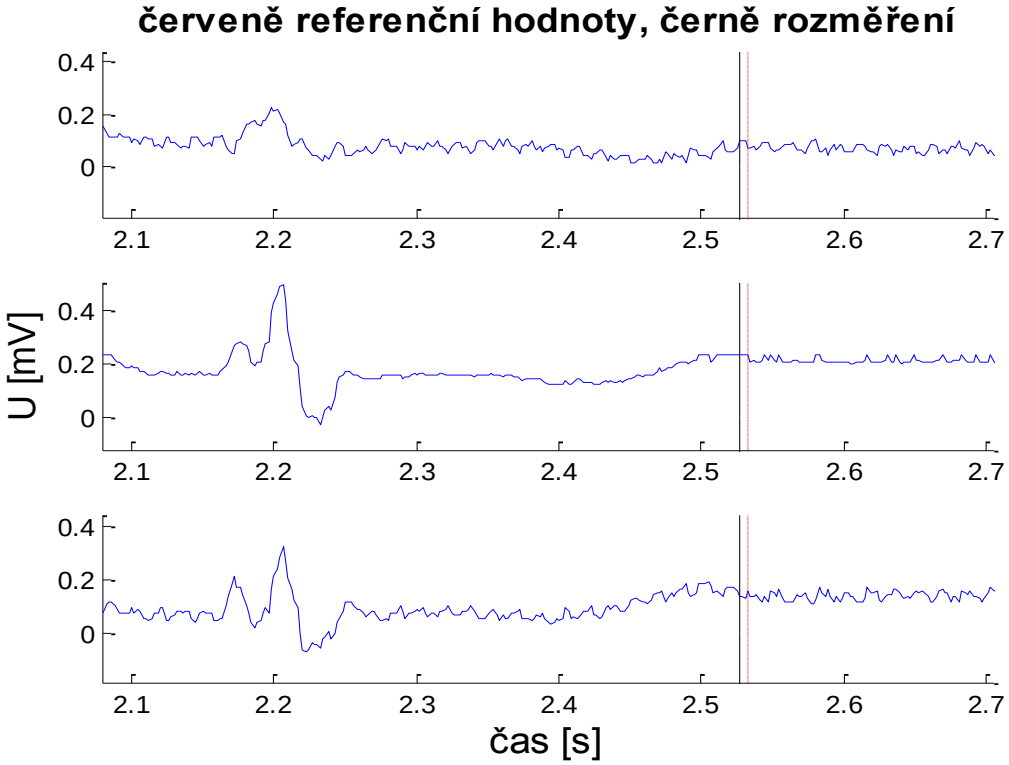
Obr. 21 Ukázka globálního rozměření signálu MO1_117 (svody I-III)

6.3 Rozměření vlny T

Algoritmus k rozměření vlny T je téměř shodný jako algoritmus k rozměření vlny P viz Obr. 17. Dochází tedy v signálu DERFI ke zpřesnění poloh S vln, poté je v okně za touto vlnou v závislosti na tepové frekvenci detekována vlna T, jako průchod nulovou hladinou mezi maximem a minimem. Od pozice T vlny je nalezen na pravou stranu v určitém okně pík odpovídající hodnotě maximální strmosti signálu p_{end}. Po nalezení píku p_{end} je za ním hledána úroveň signálu, odpovídající vydělením píku konstantou 1,75. V Tab. 2 jsou pak opět tepové frekvence rozděleny do tří kategorií. V tabulce jsou uvedeny hodnoty refrakterních fází za vlnou S, kdy se ještě vlna T neočekává a délky oken, ve kterých je tato vlna hledána.

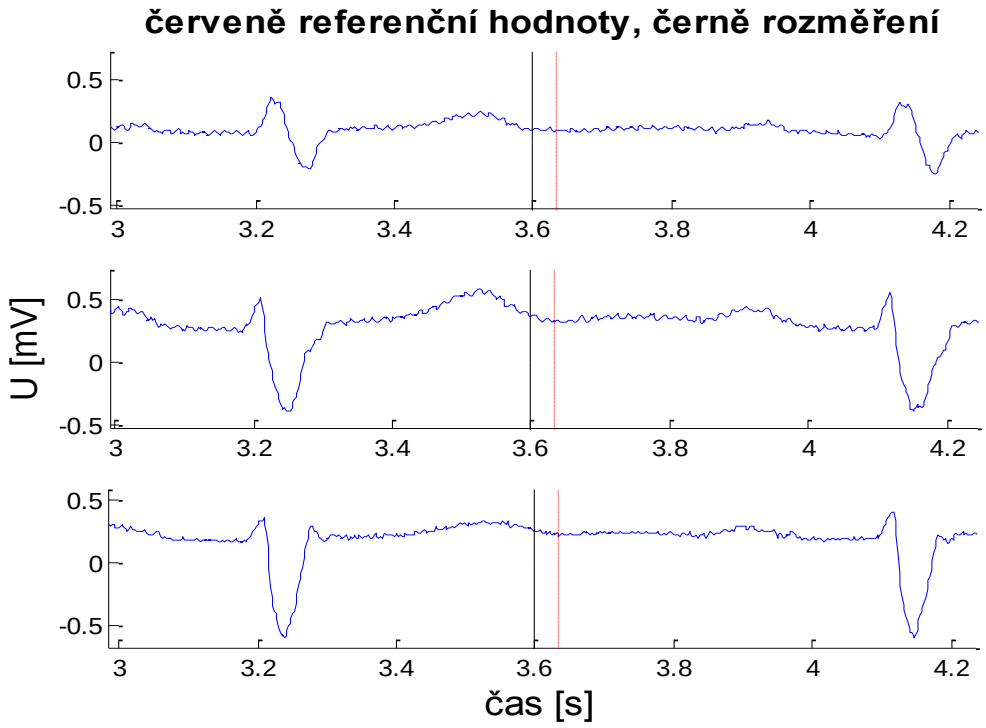
Tab. 2 : Délky oken a refrakterních fází pro rozměření vlny T

Tepová frekvence [tep/min]	Délka okna [ms]	Refrakterní fáze [ms]
≥ 102	140	90
101 - 61	190	106
≤ 60	260	110



Obr. 22 Ukázka globálního rozměření signálu MO1_012 (svody I-III)

Na předchozím obrázku Obr. 22, je uvedeno rozměření konce vlny T u signálu 12, jak je patrno, tato vlna není okem téměř vůbec patrná, ale po vhodném předzpracování se ji podařilo zdárně nadetekovat. A na Obr. 23 je uvedeno rozměření vlny T u prvního signálu z databáze, které nebylo velmi přesné, z důvodu méně vhodného nastavení délky okna u tohoto signálu.

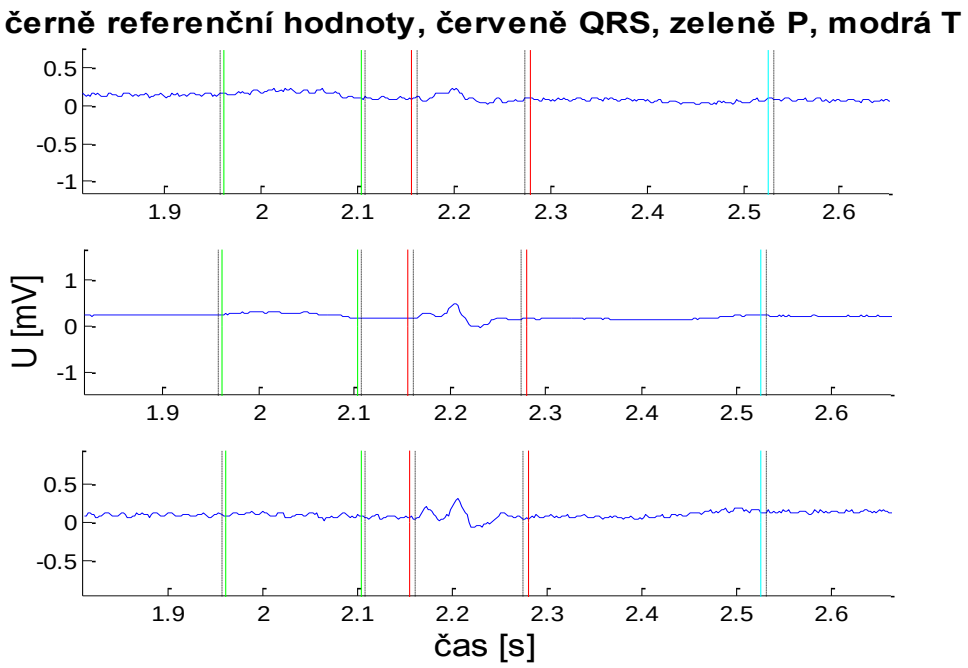


Obr. 23 Ukázka globálního rozměření signálu MO1_001 (svody I-III)

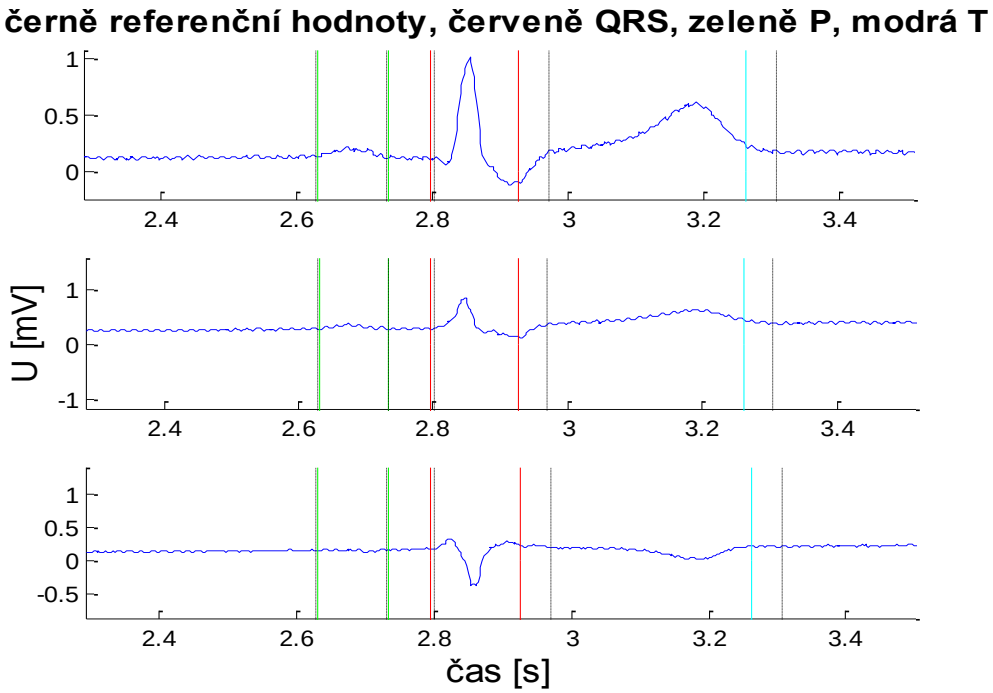
V případě obou ukázek rozměření konce vlny T je patrné, že došlo k posunutí detekcí směrem doleva vzhledem k referenčním pozicím. Tento problém je patrný i z histogramu Obr. 29, který ukazuje, že všechny pozice jsou tímto způsobem posunuty. Tento nedostatek algoritmu však může být jednoduše odstraněn posunutím všech nadetekovaných hodnot o určitou hodnotu doprava, avšak směrodatná odchylka, která v případě detekce T vlny vychází relativně dobře, se nezmění. I když to tedy vypadá, že u těchto signálů se detekce konce T vlny nezdařila, globálně můžeme hovořit o opaku.

6.4 Ukázky kompletního rozměření

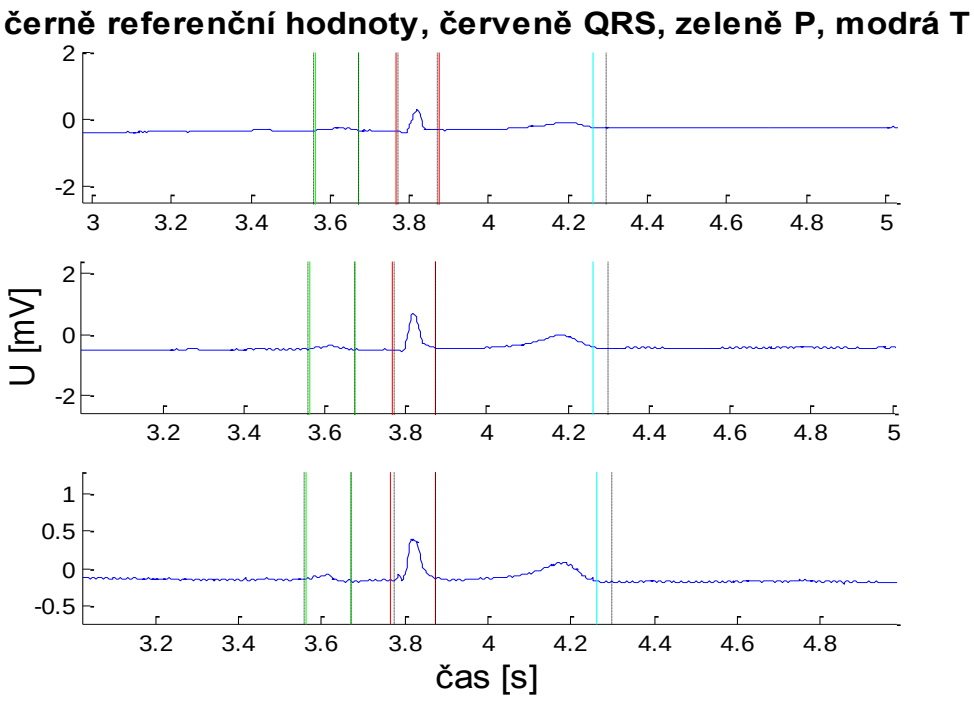
V následující kapitole budou uvedeny ukázky kompletního rozměření u signálů 12, 14, 101 a 117. Tyto signály byly vybrány z toho důvodu, aby byly ukázány jak problematické detekce, tak signály přesně rozměřené. Obrázky budou stručně okomentovány k vysvětlení, co bylo pravděpodobnou příčinou selhání přesného rozměření.



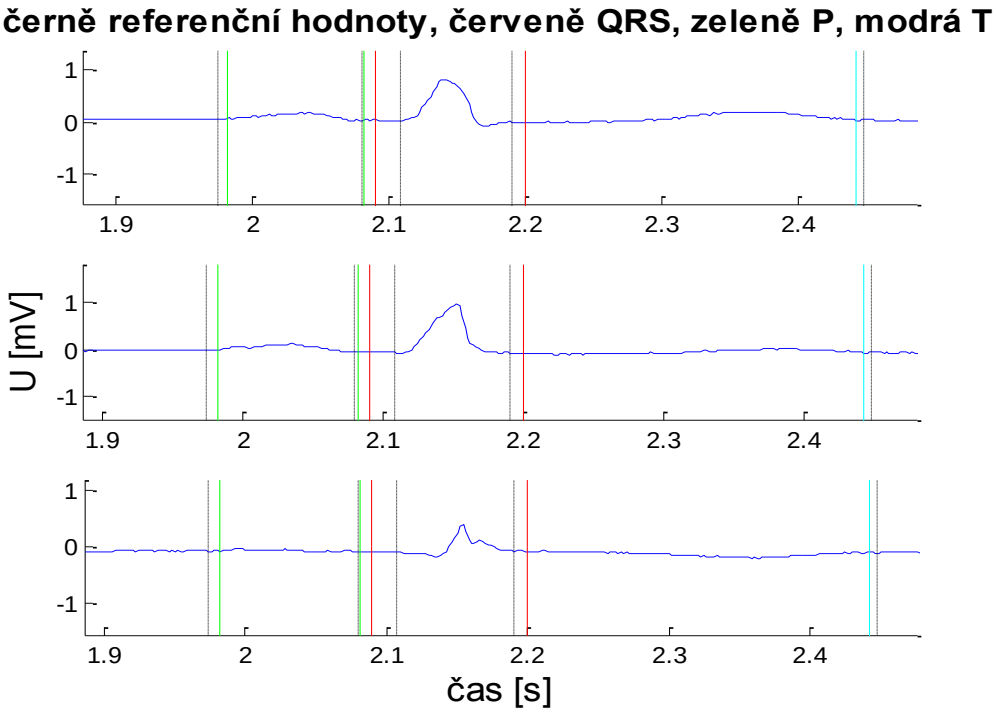
Obr. 24 Ukázka globálního rozměření signálu MO1_012 (svody I-III)



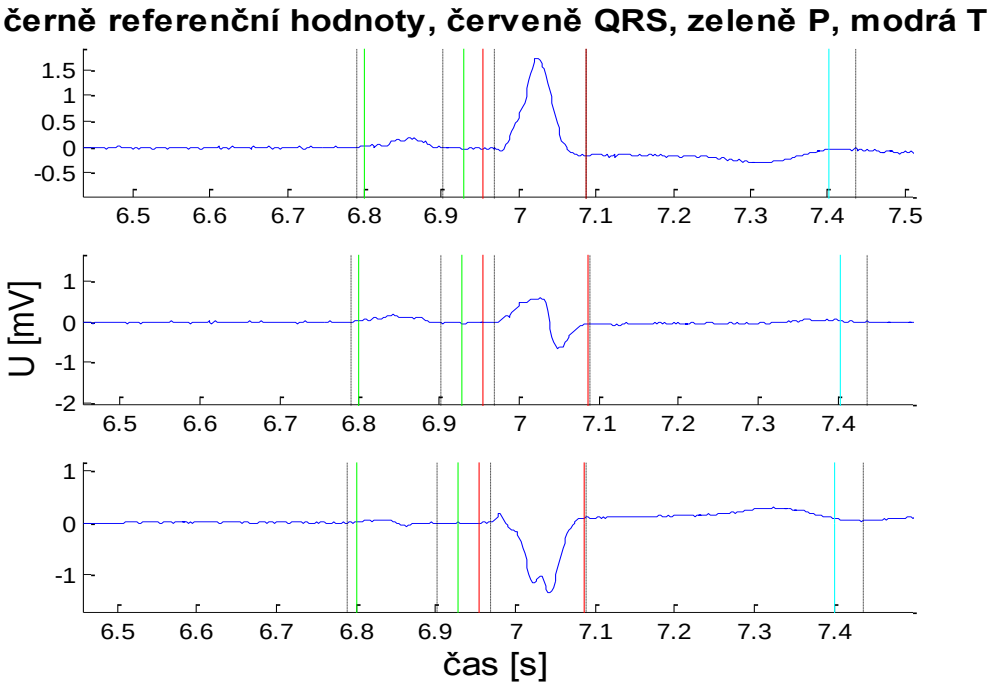
Obr. 25 Ukázka globálního rozměření signálu MO1_014 (svody I-III)



Obr. 26 Ukázka globálního rozměření signálu MO1_015 (svody I-III)



Obr. 27 Ukázka globálního rozměření signálu MO1_101 (svody I-III)



Obr. 28 Ukázka globálního rozměření signálu MO1_117 (svody I-III)

Na Obr. 24 je uvedeno zdařilé rozměření signálu číslo 12, stejně tak zdařilé bylo i u rozměření u signálu 15. Obr. 26. Problém však nastal u signálu 14, viz Obr. 25, kde u rozměření konce QRS detektor selhal z důvodu ne příliš vhodné filtrace tohoto signálu. Horní mezní kmitočet 24 Hz pro signál EKGDER, je v tomto případě příliš vysoký. Vzhledem k tomu, že detekce konce vlny T pak vychází z detekce vlny S, můžeme usuzovat, že i problematická detekce konce vlny T byla způsobena touto příčinou. Komplikovaná morfologie signálu č. 117 (Obr. 28) se projevila i do derivovaného signálu a tím pádem i do detekce, která je u tří bodů z pěti velmi nepřesná. Chyba rozměření QRS začátku u signálu 101 (Obr. 27) byla zapříčiněna spíše nevhodností konstanty p_b, než čímkoliv jiným, pro tento signál byla příliš vysoká.

6.5 Vyhodnocení

Abychom byli schopni porovnat výkonnost jednotlivých rozměřovacích algoritmů vůči sobě, je třeba jejich přesnost vyhodnotit. Toto vyhodnocení se realizuje pomocí senzitivity, prediktivity a směrodatné odchylky detekovaných bodů. Rozměřovací algoritmus uvedený v této práci byl však hodnocen pouze pomocí senzitivity a směrodatné odchylky, protože k určení prediktivity by bylo třeba znát referenční hodnoty všech detekovaných cyklů, což ovšem signály z databáze CSE, na kterých byl algoritmus testován, nesplňují.

Podle vzorce uvedeného v [2] se sensitivita vyjadřuje jako procento správných detekcí z celkového počtu detekcí, jež měly být uskutečněny. Výpočet je tedy následující:

$$Se = \frac{TP}{TP+FN} \cdot 100 \ [\%], \tag{6}$$

kde *TP* (True Positive) vyjadřuje počet správných detekcí a *FN* (False Negative) počet neuskutečněných detekcí. Jejich součet udává počet všech detekcí, jež měly být vykonány. V následující tabulce (Tab. 3) jsou pak uvedeny výpočty sensitivit algoritmu pro detekci začátku a konce vlny P, začátku a konce komplexu QRS a konce vlny T.

Tab. 3: Výpočty sensitivity algoritmu bakalářské práce a semestrální práce

metoda	parametry	začátek P	konec P	začátek QRS	konec QRS	konec T
Semestrální projekt	$Se[\%]$	N	N	97,6	96,7	N
Bakalářská práce	$Se[\%]$	100	98,21	100	97,6	100

Jak je z Tab. 3 patrné, podařilo se dokonce u tří bodů dosáhnout 100 % senzitivity. Navíc u obou bodů rozměřených ze semestrální práce se podařilo tuto hodnotu zlepšit.

Dalším parametrem, který se používá k objektivizaci přesnosti rozměření, je směrodatná odchylka, kterou vypočteme následujícím vztahem:

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n}(x_i - \bar{x})^2}, \tag{7}$$

kde n je počet prvků ve vektoru, x_i je hodnota i - tého prvku a $\bar{x}$ je aritmetický průměr všech odchylek.

V následující tabulce (Tab. 4) jsou zeleně zvýrazněny hodnoty, které splňují kritéria σ_{ref} CSE, parametry které jej nesplňují, jsou zvýrazněny červeně. Počet testovaných signálů je dán hodnotou n, směrodatná odchylka je σ a průměrná odchylka μ. Údaj ve formě *N* v tabulce znamená, že daný parametr nebyl v práci uveden.

Tab. 4: Srovnání algoritmu s jinými autory rozměřovacích algoritmů

metoda	parametry	začátek P	konec P	začátek QRS	konec QRS	konec T
De Chazal	n [-]	N	N	32	27	N
[3]	μ ± σ [ms]	N	N	0,9 ± 3,6	-0,6 ± 7,1	N
Sahambi	n [-]	N	N	N	N	N
[14]	μ ± σ [ms]	N ± 4,0	N ± 6,0	1,3 ± 2,0	N ± 4,0	N ± 20,0
Alvarado	n [-]	25	25	25	25	25
[1]	μ ± σ [ms]	N	N	-4,5 ± 1,5	7,6 ± 1,8	8,2 ± 3,6
Martinéz	n [-]	25	24	32	27	26
[11]	μ ± σ [ms]	-4,9 ± 5,4	-1,0 ± 6,4	1,3 ± 6,3	5,8 ± 10,9	1,3 ± 21,8
Chouhan	n [-]	N	N	N	N	N
[4]	μ ± σ [ms]	3,2 ± 9,2	9,4 ± 27,6	-7,5 ± 6,6	0,9 ± 9,2	-18,5 ± 14,4
Laguna	n [-]	111	111	121	121	121
[8]	μ ± σ [ms]	-0,1 ± 5,7	0,5 ± 8,3	-3,6 ± 4,2	0,0 ± 7,7	9,7 ± 16,5
Semestrální	n [-]	N	N	120	119	N
projekt (2012)	μ ± σ [ms]	N	N	´-10,4 ± 9,9	12,8 ± 10,7	N
Bakalářská	n [-]	112	110	123	120	123
práce (2013)	μ ± σ [ms]	3,8 ± 9,3	5,8 ± 14,3	-9,0 ± 6,4	5,0 ± 9,7	-20,1 ± 12
Kritéria směrodatných odchylek podle CSE						
---	σ_{ref} [ms]	10,2	12,7	6,5	11,6	30,6

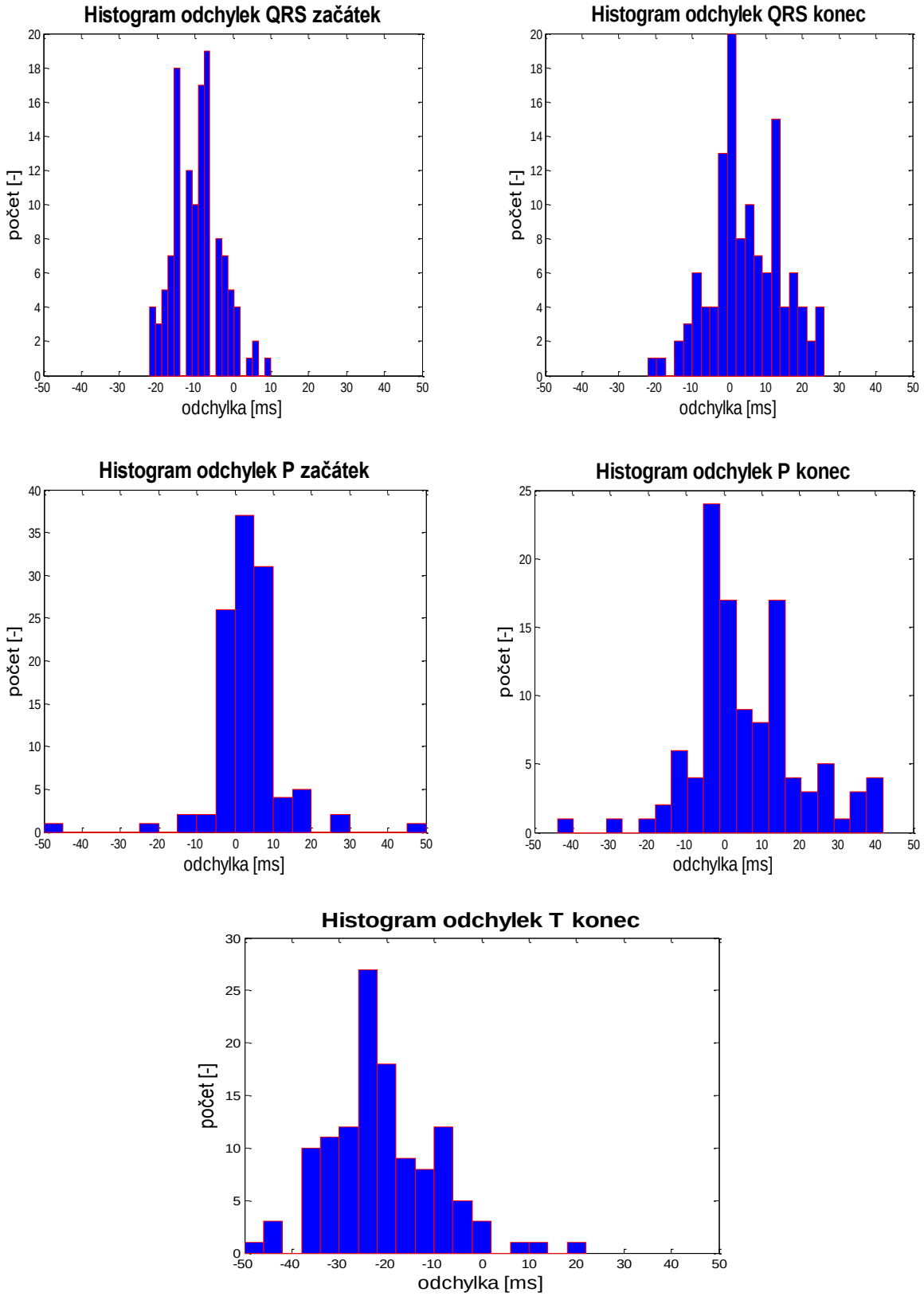
Z tabulky je tedy zjevné, že algoritmus obstál v kritériích CSE v rozměření čtyř z pěti bodů a to konkrétně při rozměření začátku vlny P, začátku a konce komplexu QRS a konce vlny T. Při rozměření konce vlny P však tyto kritéria nesplnil. S algoritmem Laguna, Jané a Camminal [8] se ještě moc srovnávat nemůže, protože algoritmus Laguna splnil kritéria rozměření ve všech bodech. Algoritmus použitý v bakalářské práci je ve čtyřech bodech rozměření horší, pouze u rozměření konce vlny T se dosáhlo lepších výsledků. Zde algoritmus dokonce splnil i přísnější kritérium CSE, které by v případě rozměření konce vlny T bylo

15,3 ms. U popisu algoritmu Laguna však nejsou uvedeny hodnoty senzitivit, kterých dosahuje, jsou zde pouze počty signálů, na kterých bylo testování prováděno. Je tedy třeba brát v úvahu i fakt, že v případě rozměření některých bodů, byl algoritmus použitý v této práci aplikován na více signálů

Dále je z tabulky také patrné, že po srovnání algoritmu použitého v bakalářské práci a algoritmu autorů Chouhan a Mehta [4], využívající k rozměření rysového signálu, vychází z tohoto porovnání lépe algoritmus použitý v bakalářské práci, protože ve třech bodech dosahuje lepších výsledků. Navíc algoritmus Chouhan hned ve dvou případech nesplňuje kritéria CSE. Co se týče algoritmu Martinéz [11], z výsledků by se dalo usuzovat, že dopadl lépe nežli algoritmus z této práce, nicméně je třeba uvažovat fakt, že byl použitý na nesrovnatelně menším počtu signálů.

Dále bych v této kapitole ještě chtěla zmínit poznatek, že by bylo možné s tímto algoritmem, dosáhnout ještě o něco lepší výsledků v případě, že by filtrace signálu DERFI probíhala odlišně pro rozměření vlny P a vlny T. Nicméně vzhledem k tomu, že by došlo k prodloužení doby trvání výpočtu v programu Matlab a přitom dosažené výsledky nebyly zase natolik lepší, tak byl ve finální práci použit program o něco obecnější.

Na následujících obrázcích (Obr. 29) jsou vyneseny histogramy odchylek. Histogramy by měly mít Gaussovské rozložení symetrické okolo 0. Je zjevné, že všechny jsou více či méně posunuty. Nejhůře v tomto případě dopadlo rozměření T konce. Tato chyba se však dá vyřešit přičtením konstanty k detekovaným bodům. To je i ten důvod proč se k porovnávání robustnosti jednotlivých algoritmů nevyužívá odchylka průměrná, ale směrodatná (směrodatnou odchylku přičtení konstanty neovlivní). Nejblíže Gaussovskému rozložení je histogram zobrazující odchylky od referenčních pozic v případě rozměření začátku komplexu QRS, což potvrzují i dosažené výsledky, které vyšly úplně nejlépe v případě rozměření tohoto bodu, kdy senzitivita dosáhla 100 % a směrodatná odchylka byla 6,4 ms.



Obr. 29 Histogramy odchylek od referenčních pozic pěti detekovaných bodů

7 Závěr

V této bakalářské práci byla nejdříve uvedena stručná část věnující se elektrokardiografii, další část byla věnována známým metodám detekce komplexů QRS. Poté byly v obsahu bakalářské práce popsány jednotlivé rozměřovací algoritmy a to zejména diferenční algoritmus od autorů Laguna, Jané, Camminal [8].

Stěžejní částí práce byla realizace tohoto algoritmu, který sice nedosahuje tak dobrých výsledků jako od autorů této práce, i přesto jej netřeba považovat za zcela nevhodný. Zejména díky shlukové analýze se podařilo dosáhnout reprezentativních výsledků a to i přes to, že algoritmus založený na diferencích nepatří mezi nejmodernější rozměřovací algoritmy. V případě rozměření začátku vlny P, začátku komplexu QRS a konce vlny T byla senzitivita detektoru 100 %. U rozměření konce vlny P byla senzitivita 98,21 % a u konce komplexu QRS 97,6 %. V případě rozměření čtyř bodů z pěti se podařilo splnit kritéria CSE a v případě jednoho bodu dokonce přísnější kritérium. Pouze v případě rozmeření konce vlny P se nepodařilo toto kritérium dodržet, nicméně došlo k překročení o pouhých 1,6 ms. Domnívám se, že po přeprogramování detekce R vlny, na ještě spolehlivější algoritmus, který by si poradil s extrémními změnami v úrovni signálů, by bylo možné dosáhnout ještě lepších výsledků, protože robustní detektor R vln je alfou a omegou celého rozměření.

Závěrem bylo uvedeno srovnání i s jinými algoritmy zabývajícími se rozměřováním signálů EKG, čímž byl splněn i poslední bod zadání, kde algoritmus Laguna [8] dosahuje lepších výsledků, nicméně algoritmy Martinéz [11] či Chouhan [4] vykazují výsledky srovnatelné, ba dokonce v některých případech i horší, proto výsledky algoritmu použitého v bakalářské práci mohou být považovány za uspokojující.

Literatura

[1] ALVARADO, C.; ARREGUI, J.; RAMOS, J. et al. Automatic Detection of ECG Ventricular Activity Waves using Continuous Spline Wavelet Transform. 11th Int. Conf. on Electrical and Electronics Engineering ICEEE 2005, Mexico City, Mexico 2005, pp. 189-192. ISBN 0-7803-9230-2.

[2] ANSI/AAMI EC57: Testing and reporting performance results of cardiac rhythm and ST segment measurement algorithms (AAMI recommended Practice/ American National Standard), 1998

[3] De CHAZAL, P.; CELLER, B. Automatic measurement of the QRS onset and offset in individual ECG leads. 18th Ann. Int. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Amsterdam, The Netherlands 1996, Vol. 4, pp. 1399-1400.

[4] CHOUHAN, V. S.; MEHTA, S. S.; LINGAYAT, N. S. Delineation of QRS-complex, P and T-wave in 12-lead ECG. IJCSNS International Journal of Computer Science and Network Security, Vol. 8, No. 4, pp. 185-190, 2008.

[5] KOHLER, B.U., HENNING, C., ORGLMEISTER, R. The principles of software QRS detection. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine. 2002, vol. 21, no. 1, p. 42-57.

[6] KOZUMPLÍK, Jiří. Analýza a interpretace biologických dat: DTWT a EKG. 2008. 55s. Výukový text FEKT VUT Brno

[7] KOZUMPLÍK, Jiří. *Analýza biologických signálů.* Brno: Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Vysoké učení technické v Brně, 2011.

[8] LAGUNA, P.,JANÉ, R., CAMINAL, P. Automatic detection of wave boundaries in multilead ECG signals: Validation with the CSE database. Computers and biomedical research. 1994, vol. 27, no. 1, pp.45–60.

[9] LI, C.; ZHENG, C.; TAI, C. Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 42, No. 1, pp. 21-28, 1995.

[10] MALLAT, S. Multifrequency channel decompositions of images and wavelet models. IEEE Transactions on Acoustics, Speech and Signal Processing, Vol. 37, No. 12, pp. 2091-2110, 1989.

[11] MARTÍNEZ, J. P.; ALMEIDA, R.; OLMOS, S.; ROCHA, A. P.; LAGUNA, P. A wavelet-based ECG delineator: evaluation on standard databases. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 51, No. 4, pp. 570-581, 2004.

[12] OSMANČÍK, Pavel. Ekg-ucebnice [online]. 2012 [cit. 2012-11-26]. ISBN 978-80-260-1763-9. Dostupné z: http://www.ekg-ucebnice.cz

[13] PAN, J.; TOMPKINS, W. J. A real-time QRS detection algorithm. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 32, No. 3, pp. 230-236, 1985.

[14] SAHAMBI, J. S.; TANDON, S.; BHATT, R. K. P. Using wavelet transform for ECG characterization. IEEE Engineering in Medicine and Biology, Vol. 16, No. 1, pp. 77-83, 1997.

[15] The CSE working party. Recommendations for measurement standards in quantitative electrocardiography. European Heart Journal, Vol. 6, No. 10, pp. 815-825, 1985.

[16] V.S. Chouhan, and S.S. Mehta, "Threshold-based Detectionof P and T-wave in ECG using New Feature Signal" International Journal of Computer Science and Network Security, Vol. 8, No.2, pp. 144-153, February 2008.html

[17] VÍTEK, M.; HRUBEŠ, J.; KOZUMPLÍK, J. A Wavelet-Based ECG Delineation in Multilead ECG Signals: Evaluation on the CSE Database. In World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, Munich, Germany 2009, pp. 177-180. ISBN 978-3-642-03881-5.

[18] VÍTEK, M.; KOZUMPLÍK, J. Detekce komplexů QRS v signálech EKG založená na spojité vlnkové transformaci. Elektrorevue – elektronický časopis pro elektrotechniku [online], Květen 2009, pp. 1-5 [cit. 16. června 2010]. Dostupný na WWW: http://www.elektrorevue.cz. ISSN 1213-1539.

[19] WILHELM, Zdeněk. *Stručný přehled fyziologie člověka pro bakalářské studijní programy*. Brno: Masarykova univerzita v Brně, 2002, 116 s. ISBN 80-210-2837-8., pp 27-35

Seznam zkratek a symbolů

σ	směrodatná odchylka
Se	sensitivita
CWT	spojitá vlnková transformace
CSE	databáze EKG signálů
p_b	pík odpovídající maximální strmosti signálu v časovém okně před vlnou Q, (P)
p_{end}	pík odpovídající maximální strmosti signálu v časovém okně po vlně S, (P, T)
σ_{ref}	kritéria CSE pro rozměřovací algoritmy signalů EKG
PP	filtr typu pásmová propusť
DP	filtr typu dolní propusť
EKGINT	Signál po předzpracování (filtrace PP, derivace, umocnění, integrace)
EKGDER	Signál po předzpracování (filtrace PP, derivace)
EKGDERFI	Signál po předzpracování (filtrace PP, derivace, filtrace DP)

Seznam příloh

Přílohou k této bakalářské práci je CD, jehož obsahem jsou:

A. záznamy signálů EKG z databáze CSE
B. referenční pozice pěti významných bodů signálů EKG
C. program (EKG_rozmereni)
D. elektronická verze bakalářské práce