



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

DETEKCE KOMPLEXU QRS S VYUŽITÍM TRANSFORMACE SVODŮ

DETECTION OF QRS COMPLEX USING LEADS TRANSFORMATION

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

JAKUB KAŠPAR

VEDOUcí PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. MARTIN VÍTEK, Ph.D.

BRNO 2014



**VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ**

**Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií**

Ústav biomedicínského inženýrství

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor
Biomedicínská technika a bioinformatika

Student: Jakub Kašpar

ID: 144050

Ročník: 3

Akademický rok: 2013/2014

NÁZEV TÉMATU:

Detekce komplexu QRS s využitím transformace svodů

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Nastudujte a popište základní principy a metody detekce komplexů QRS. Vypracujte literární rešerši v této oblasti. 2) Navrhněte a popište vlastní blokové schéma obecného detektoru QRS. Nastudujte a popište metody umožňující transformace svodů mezi různými svodovými systémy. 3) Zvolte jednu metodu detekce komplexů QRS, popište ji a realizujte v prostředí Matlab. Metodu dále otestujte na kompletní databázi CSE. Dosažené výsledky srovnajte s výsledky dosaženými jinými metodami. 4) Realizujte nejméně tři různé transformační přístupy pro navýšení počtu dostupných svodů. 5) S využitím shlukové analýzy kombinujte pozice detekované v transformovaných svodech za účelem zvýšení účinnosti detekce. Dosažené výsledky diskutujte.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] KOHLER, B.U.; HENNING, C.; ORGLMEISTER, R. The principles of software QRS detection. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, Vol. 21, No. 1, pp. 42-57, 2002.
- [2] DAWSON, D.; YANG, H.; MALSHE, M. et al. Linear affine transformations between 3-lead (Frank XYZ leads) vectorcardiogram and 12-lead electrocardiogram signals. Journal of electrocardiology, Vol. 42, No. 6, pp. 622-630, 2009.
- [3] HILL, T.; LEWICKI, P. Statistics: Methods and applications. StatSoft, Inc., November 2005. 800 pp. ISBN 1884233597.

Termín zadání: 10.2.2014

Termín odevzdání: 30.5.2014

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

Smyslem této práce je seznámit se se způsoby detekce komplexu QRS a způsoby transformace EKG svodů. Dále vybrat jednu z již známých detekčních metod a detailně ji popsat. Tuto metodu následně realizovat v prostředí MATLAB a ověřit její funkčnost na signálech z databáze CSE.

KLÍČOVÁ SLOVA

detekce komplexů QRS, transformace svodů EKG, dynamický práh, CSE databáze

ABSTRACT

Main goal of this work is get acquainted with the methods of QRS detection and the principle of ECG transformation. Than to describe one of the already designed QRS detection metod, realise it in MATLAB and evaluate its functionality with signals from CSE database.

KEY WORDS

QRS detection, ECG leads transformation, dynamic treshold, CSE database

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

KAŠPAR, J. Detekce komplexu QRS s využitím transformace svodů. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2014. 42 s. Vedoucí semestrální práce Ing. Martin Vitek, Ph.D.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma „*Detekce komplexu QRS s využitím transformace svodů*“ jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

V Brně dne

.....
Jakub Kašpar

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji svému vedoucímu Ing. Martinu Vítkoví Ph.D. za cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne

.....
Jakub Kašpar

OBSAH

Obsah	6
1 Úvod	7
2 Elektrokardiografie	8
2 Základní metody detekce QRS	10
2.1 Detekce pomocí umocnění.....	10
2.2 Detekce pomocí obálky signálu	12
2.3 Metody detekce založené na digitálních filtrech	13
2.4 Vlnková transformace a detekce singularity.....	16
3 Transformace svodů mezi různými svodovými systémy	18
4 Detekce qrs za použití dynamického prahu	21
4.1 Teoretická část	21
4.2 Navrhované úpravy algoritmu	26
4.3 Realizace v programu Matlab	27
5 Vyhodnocení výsledků	37
6 Závěr	40
Literatura	41
Seznam obrázků	42

1 ÚVOD

QRS komplex je nejvýraznější útvar v celém EKG záznamu. Jedná se o záznam elektrické aktivity srdce v průběhu depolarizace komor, z jehož tvaru a délky trvání se nejčastěji zjišťují informace o aktuálním srdečním stavu. Vzhledem k jeho charakteristickému tvaru, jsou na jeho základě postaveny některé automatické detektory srdečního pulzu, je používán jako vstupní bod klasifikace srdečního cyklu a také se často využívá v EKG kompresních algoritmech. V podstatě je tedy základem pro veškeré programy, sloužící k analýze EKG záznamu. [1]

Možností sestrojení detektorů QRS komplexů je mnoho. V této práci bude nejprve stručně popsán samotný EKG signál a poté teoreticky přiblížena obecná stavba detektoru a dále zde bude stručně nastíněno několik možných způsobů detekce.

Poté je zařazena krátká část o způsobu transformace 3 ortogonálních svodů na 12 standardních svodů.

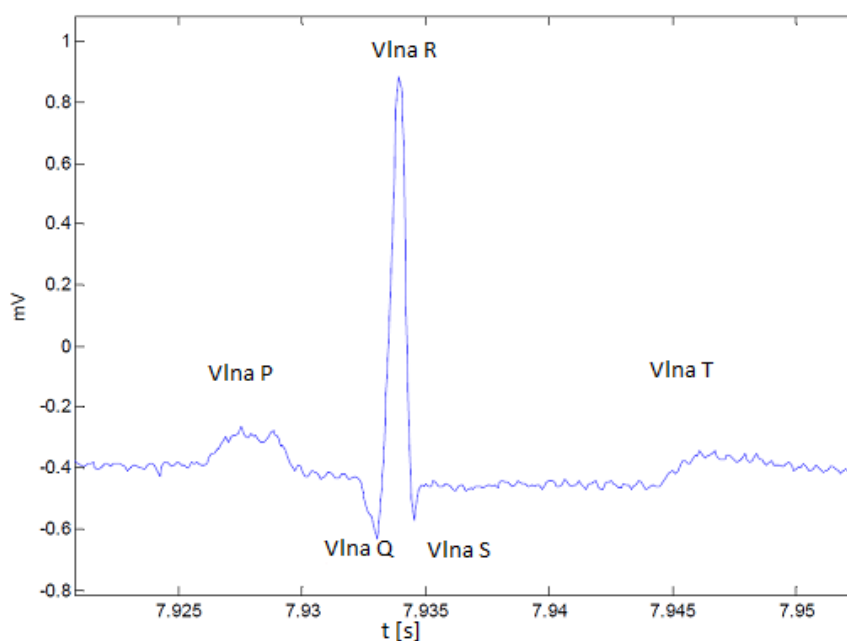
V detailnější rovině zde pak bude vysvětlen princip vylepšeného QRS detektoru, podle autorů Elgendiho, Jonkmana a De Boera a jeho realizace v programovém prostředí Matlab. Během této realizace došlo k několika problémům. Jejich popis a navržené řešení, je též popsán v této kapitole.

Na konci práce jsou pak zhodnoceny dosažené výsledky detektoru na databázi CSE a porovnání těchto výsledků s výsledky jiných způsobů detekce.

2 ELEKTROKARDIOGRAFIE

Elektrická aktivita srdce začíná v sinoatriálním uzlu, který je umístěn v pravé síni. Tvoří se zde přibližně 70 elektrických impulzů za minutu, které udávají takzvaný sinusový rytmus srdce. Je to rytmus, při kterém srdce pracuje za normálních podmínek. Jedná se o takzvanou srdeční automacii. Odtud se impuls šíří dále po stěnách síně až do atrioventrikulárního uzlu. V případě poruchy SA uzlu se impulzy tvoří zde. AV uzel však není tak výkonný a v případě jeho využívání je celková činnost srdce pomalejší. Z AV uzlu se impuls dostává do Hisova svazku. Zde dochází ke zpomalení šíření a k přesunu elektrického impulsu ze síně do komory. Zpomalení je důležité hlavně proto, aby byl dostatečný časový rozdíl mezi systolou síně a komory. Kdyby tomu tak nebylo, tak by se komory nestačily dostatečně naplnit krví. Hisův svazek je také jediným místem, odkud se elektrický impuls může dostat do komor. Nakonec prochází přes pravé a levé Tawarovo raménko a přes Purkyňova vlákna až na vnější stranu srdeční stěny. Jak elektrický impuls putuje srdcem, depolarizuje i jeho buňky a dochází k pohybu srdečních stěn, které umožňují tok krve. Srdce je svým způsobem pumpa, díky které je zajištěna krevní cirkulace a tím pádem i látková a tepelná přeměna mezi krví a buňkami., nezbytná pro lidské přežití.

Elektrokardiogram neboli EKG je grafický záznam elektrické aktivity srdce. Jak bylo již popsáno výše, putuje postupně elektrický impuls srdcem a v každé fázi dochází k určitým změnám. Obrazem těchto změn je tzv. EKG křivka zobrazena na obrázku 1.



Obrázek 1: EKG křivka

Jak je vidět, EKG křivka se skládá z několika vln. Každá z nich odpovídá určitému časovému intervalu v průběhu srdeční činnosti. Jsou to vlny P, Q, R, S a T.

Vlna P svým časem výskytu odpovídá depolarizaci síní. Nastává při přechodu elektrického impulzu z SA uzlu na stěnu síní. Doba jejího trvání činí přibližně 0,1 s a naměřené napětí je kolem 0,15 mV. Frekvenčně se pohybuje mezi 0 až 10 Hz.

Další částí křivky je seskupení z vln Q, R a S. Jedná se takzvaný QRS komplex a je to nejvýraznější objekt na celé EKG křivce. Hledání právě této části EKG signálu je věnována následující práce. QRS komplex odpovídá depolarizaci komor. Doba trvání je do 0,1 s a naměřené napětí je kolem 1,3 mV. V této době dochází i k repolarizaci síní, ta je však vzhledem k masivnosti depolarizace komor zcela zastíněna. Frekvenčně se QRS komplex pohybuje mezi 10 a 25 Hz.

Poslední zobrazenou vlnou je vlna T. Představuje repolarizaci komor. Doba trvání by měla být pod 0,2 s a naměřené napětí je kolem 0,2 mV. Frekvenčně se vlna T pohybuje v nízkých frekvencích nepřesahujících 10 Hz.

Někdy se v EKG záznamu vyskytuje i vlna U. Jedná se o takzvanou fázi plató. Naměřené napětí do 0,1 mV. Její příčina není zcela jasná.

V samotném signálu se vyskytují i různé druhy signálového rušení. Mezi nejznámější patří úzkopásmový síťový brum, kolísání nulové isolinie a myopotenciály.

Úzkopásmový síťový brum je harmonické rušení na 50 Hz. Je způsobeno indukcí signálu z elektrického rozvaděče a k jeho odstranění se využívá pásmové propusti.

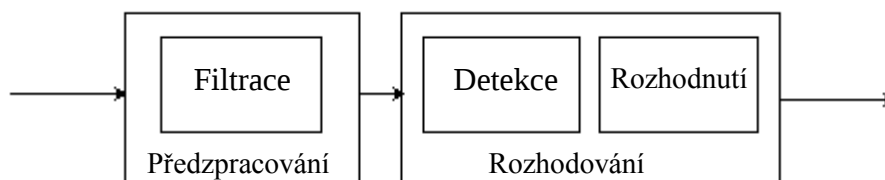
Kolísání nulové linie, nebo jinak také drift. Jedná se o náhodné změny v poloze signálu podle osy Y. Tyto změny jsou nejčastěji zapříčiněny jakýmkoliv pohybem pacienta. Pokud se jedná o pravidelné změny, můžou být na vině dechové pohyby. Drift může být zapříčiněn i různými elektrochemickými procesy mezi kůží a snímající elektrodou. Celkově spektrum driftu nepřesahuje hodnotu 2 Hz. K jeho odstranění tedy stačí využít filtr typu horní propust.

Posledním zmiňovaným druhem rušení jsou myopotenciály. Je to rušení způsobené svalovou činností vyšetřované osoby. U klidového vyšetření se vyskytuje od 100 Hz a výše. U zátěžového vyšetření má daleko širší spektrum a objevuje se již kolem hranice 20 Hz. [6]

2 ZÁKLADNÍ METODY DETEKCE QRS

Obecná stavba všech detektorů QRS komplexu je v podstatě stejná a dala by se rozdělit na dvě fáze. Fáze předzpracování a fáze rozhodovací. V první fázi je nutné upravit signál tak, aby se s ním dalo vhodně pracovat. V druhé fázi již probíhá samotná detekce. Rozdíl je tedy pouze v způsobu provedení těchto dvou fází.

Frekvenční rozsah QRS komplexu se ve většině případů pohybuje od 10 Hz do 25 Hz. Proto převážná většina algoritmů zahajuje detekční proces filtrací signálu. Je tomu tak z důvodu odstranění všech nechtěných složek a artefaktů. Patří sem například P-vlna a T-vlna, odstranění driftu, síťového brumu a i ostatního šumu. Na potlačení vln a driftu se využívá horní propust, kdežto na odstranění šumu dolní propust. Logicky se tedy využívá pásmové propusti s mezní frekvencí 10 Hz a 25 Hz. Existují však i algoritmy, které jednotlivé frekvence filtrují zvlášť, a v některých případech se pracuje pouze s horní propustí. Tohle je takzvaná fáze předzpracování, kdy je signál připraven na následnou detekci. Další fází je fáze rozhodovací. Zde dochází k samotné detekci QRS komplexu, porovnáváním hodnot v signálu s nějakým pevně daným nebo adaptivním prahem. Pokud hodnoty práh překročí, je detekován QRS komplex. To však nemusí být vždy správně, a proto by detektory měly mít v sobě zabudovaný i rozhodovací blok, ve kterém je ošetřena detekce falešných QRS komplexů. [6,7]



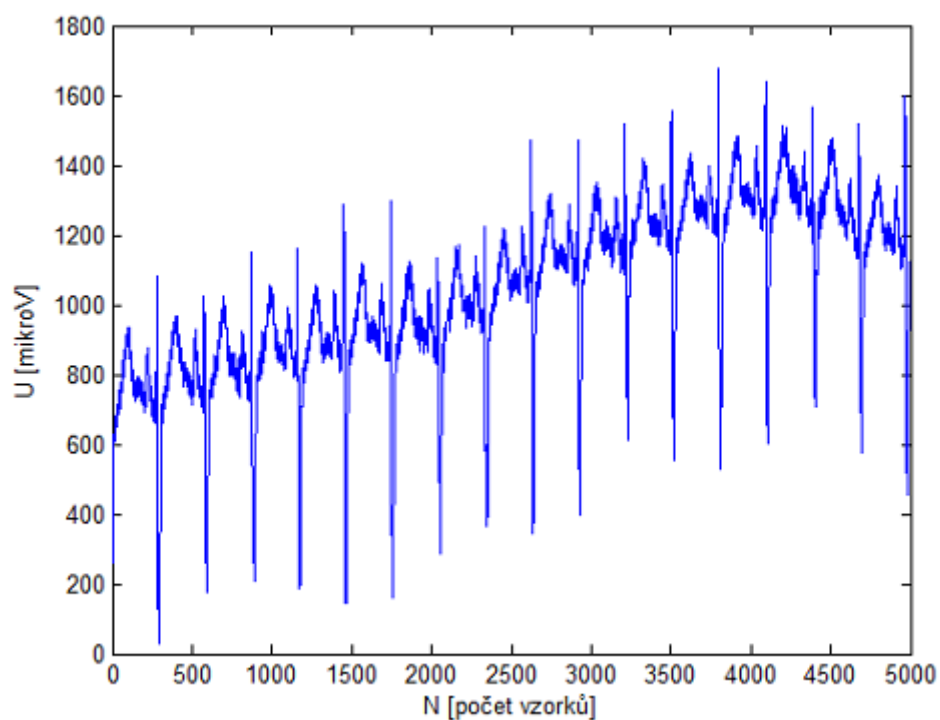
Obrázek 2. Blokové schéma obecného detektoru

2.1 Detekce pomocí umocnění

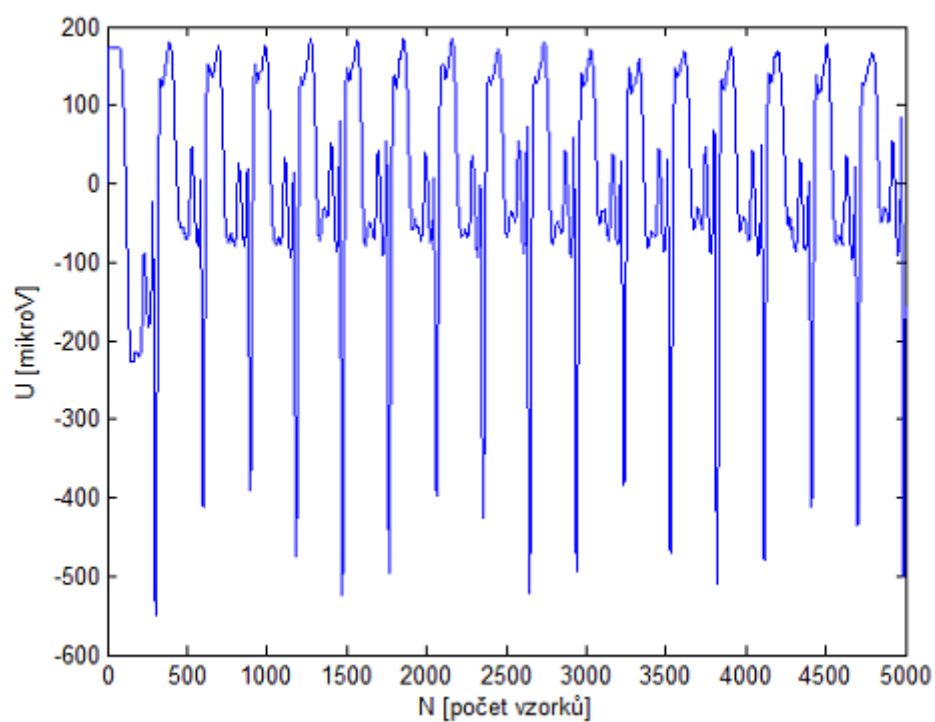
Jak už napovídá název, hlavní myšlenka této metody je založena na umocnění signálu. Jedná se o dosti základní metodu, jejíž princip se však používá i v mnoha dalších detektorech.

V první řadě je nutné signál připravit. Začíná se tedy filtrací signálu, kde se využívá pásmové propusti s dolní mezní frekvencí 10 Hz a horní mezní frekvencí 25 Hz. Tyto hodnoty jsou pouze orientační a v praxi se samozřejmě mohou lišit. Díky této filtraci jsme se zbavili zbytečných částí EKG signálu, které k detekci nebudeme potřebovat (vlny P, T a U) a zároveň byl potlačen nechtěný šum a případný drift. Pro názornost je na obrázku 3 kus EKG záznamu zatížený šumem a driftem, a na obrázku 4

ten stejný signál po projití pásmovou propustí.



Obrázek 3. Nefiltrovaný signál MO1_003_12 zatížený driftem



Obrázek 4. Stejný EKG signál po projití pásmovou propustí

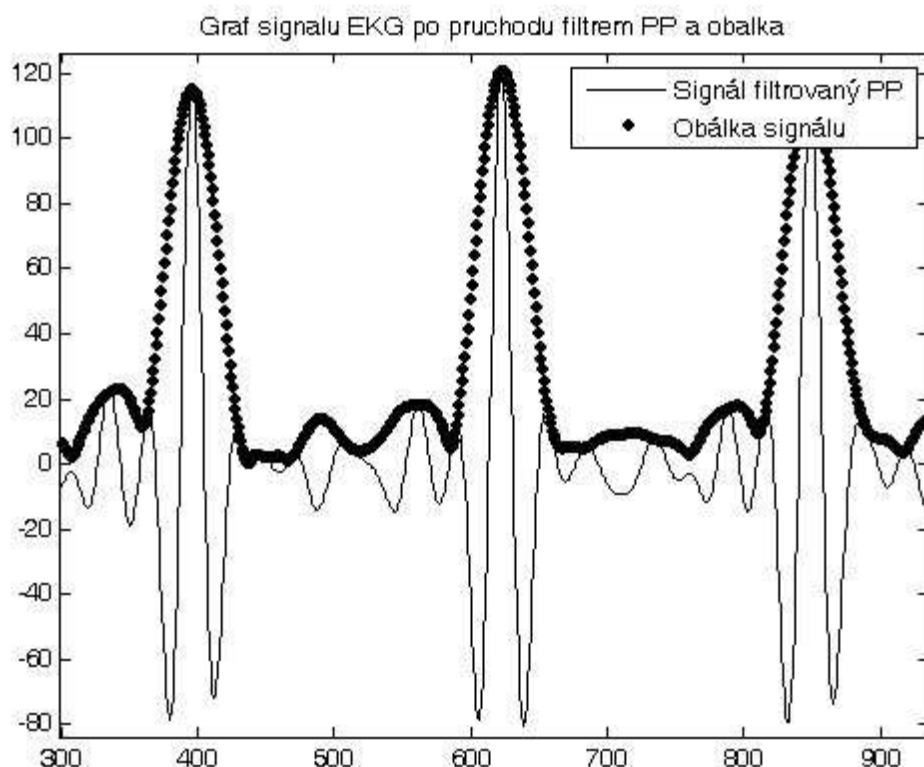
Po odstranění nechtěných složek ze signálu pásmovou propustí přichází na řadu jeho umocnění. Dosáhne se tím zvýraznění QRS komplexů a zároveň se tím dostanou všechny záporné části signálu do kladných hodnot. To je velice užitečné, zvláště v případě EKG signálu s negativními QRS komplexy. Zároveň se však zvýrazní i zbylé rušivé prvky o vyšších frekvencích. Z toho důvodu se signál nakonec nechá projít dolní propustí s mezní frekvencí 25 Hz.

Nyní se dostáváme k samotné detekci QRS komplexů v signálu. Prvně je nutné stanovit práh, podle kterého se bude určovat a zaznamenávat přítomnost QRS komplexů. Existují dva typy prahů. Pevný a adaptivní. Pevný práh je obecně dosti nevýhodný, protože se nedokáže přizpůsobovat změnám velikosti R vln a nedokáže je tedy detekovat všechny. Pevný práh může být vhodný jako rychlé řešení pro konkrétní signály, u kterých je jasně vidět velikost všech QRS komplexů. V tomto případě se tedy využije práh adaptivní, který se postupně mění v celém průběhu signálu. Jeho první hodnota se získá tak, že se nejprve nalezne maximální hodnota v krátkém časovém úseku na začátku signálu. Jako práh se potom nastaví 60% ze získaného maxima. Signál se poté projíždí po jednotlivých hodnotách. Jakmile nějaká z nich překročí stanovený práh, tak se z dalších x vzorků, kde x představuje šířku QRS komplexu v počtu hodnot, najde nové maximum, které je označeno za R vlnu, neboli vrchol QRS komplexu. Poloha tohoto vrcholu je zaznamenána. Za nový práh se vždy určí 60% z poslední nalezené R vlny.

Poslední částí detektoru je kontrola příliš krátké nebo dlouhé vzdálenosti mezi jednotlivými komplexy. Minimální vzdálenost bývá nastavována na 1/10 průměrné vzdálenosti. Maximální vzdálenost je nastavena na 1,66 násobek průměrné vzdálenosti. Pokud není do této vzdálenosti nalezen žádný QRS komplex, je pravděpodobně nastavený moc vysoký práh a musí tedy proběhnout zpětná detekce s prahem nižším. [6,7]

2.2 Detekce pomocí obálky signálu

Než se přistoupí k samotné detekci, je opět třeba signál trochu upravit. Nejprve je nutné zbavit signál nepotřebných složek, stejně jako u metody umocnění. Signál se tedy nechá projít pásmovou propustí s dolním mezním kmitočtem 10 Hz a horním mezním kmitočtem 25 Hz. Po očištění signálu je nutné vytvořit takzvanou obálku signálu. Tou je absolutní hodnota signálu analytického. Tento signál přibližně kopíruje povrch filtrovaného signálu. Příklad signálu a jeho obálky je na obrázku 5.



Obrázek 5. Ukázka signálu a jeho obálky [8]

Vytvořit analytický signál je možné dvěma způsoby. Prvním z nich je aplikování analytického filtru na signál, který jej převede do komplexní roviny. Pokud je dále signál převeden do absolutních hodnot, je získána obálka původního signálu. Druhým způsobem je získání obálky přes výpočet ve frekvenční oblasti. Do té se signál převede pomocí diskrétní Fourierovy transformace (DTFT). Tím získáme spektrum daného signálu. Z toho vynulujeme jeho druhou polovinu, čili od $\frac{1}{2}f_{vz}$ do f_{vz} , kde f_{vz} je vzorkovací frekvence signálu. Po vynulování je signál převeden zpětnou diskrétní Fourierovou transformací zpět do časového pásma. Výsledkem je analytický signál, který slouží jako obálka původního signálu. Nakonec se kvůli zvýraznění analytický signál ještě umocní a může se přistoupit k samotné detekci. Ta probíhá úplně stejně jako u metody umocnění, proto zde nebude znovu popsána.[6, 7]

2.3 Metody detekce založené na digitálních filtrech

Jedná se o algoritmy využívající více sofistikované digitální filtry. Bude zde popsáno několik různých metod založených na těchto filtrech.

První metodu využil ve své práci M. Okada. EKG signál je zde paralelně filtrován dvěma různými dolními propustmi s různým mezním kmitočtem. Rozdíl mezi výstupy

těchto filtrů, je jakoby EKG filtrované pásmovou propustí. Označme tento výstup $y_1(n)$. Ten je dále zpracováván podle vzorce 1[1,9]

$$y_2(n) = y_1(n) \left[\sum_{k=-m}^m y_1^2(n+k) \right]^2. \quad (1)$$

Tato nelineární operace vede k relativnímu potlačení nízkých hodnot a lehkému vyhlazení špiček R vln. Výsledný signál $z(n)$ je vytvořen z $y_2(n)$ vložением přídavného znaménkového omezení na výstupní signál z dolní propusti s vyšším mezním kmitočtem. Velikost rozhodovacího prahu je vypočtena ze vzorce 2 [1,9]

$$\theta = \frac{\max[z(n)]}{8}. \quad (2)$$

Druhou metodou je algoritmus MOBD, z anglického multiplication of backward difference neboli násobení zpětné difference. Jedná se v podstatě o AND kombinaci sousedních hodnot derivovaného signálu. MOBD N-tého řádu je definován podle vzorce 3 [1]

$$z(n) = \prod_{k=0}^{N-1} x(n-k) - x(n-k-1). \quad (3)$$

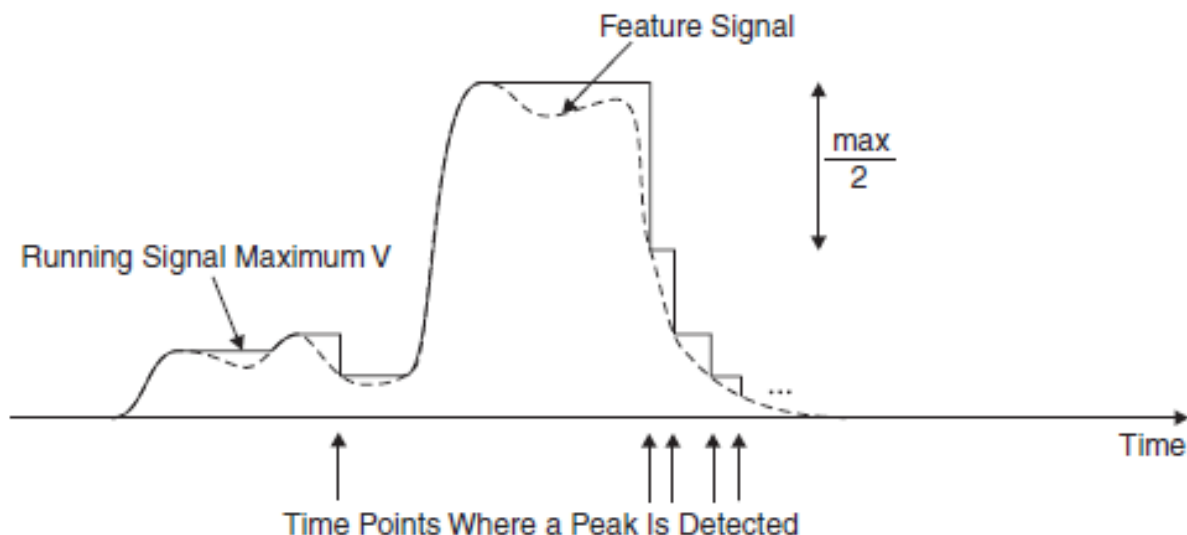
Aby nedošlo ke zkreslení během částí signálu vysoce zatížených šumem, je zavedena přídavná znaménková podmínka definovaná jako $z(n)=0$,

$$\text{pokud } \text{znaménko}[x(n-k)] \neq \text{znaménko}[x(n-k-1)]$$

kde $k=0,1,\dots,N-2$. Doporučená hodnota pro řád MOBD je $N=4$. Práh Θ je nastaven na $z_{\max}$ po refrakterní fázi. Pokud však není žádná R vlna detekována do určité doby, je práh zmenšen na polovinu. Práh je zároveň vázán spodní limitou, kterou nemůže překročit. Tato limita je též adaptivní. [1,10,11]

V poslední metodě popsané v této kapitole se zavádí nová proměnná V. EKG signál nejprve prochází pásmovou propustí a poté je diferencován. Výsledný signál je vypočten z výstupu diferenciátoru jeho umocněním a zprůměrováním. Již zmíněná proměnná V, slouží k detekci špiček. Obsahuje hodnotu posledního maxima na zpracovávaném signálu. Špičky jsou detekovány porovnáváním tohoto signálu s

hodnotou V . Pokud signálové hodnoty klesnou pod hodnotu $V/2$, je detekována špička. Jako její velikost je stanovena stávající hodnota V a poté je V přiřazena nová hodnota, odpovídající aktuální velikosti zpracovávaného signálu, neboli $V=z(n)$. Grafické znázornění tohoto principu je na obrázku 6. [1,12]



Obrázek 6. Detekce signálu porovnávání posledního maxima s hodnotou V [1]

Místo a velikost špičky jsou zaznamenávány do polohového vektoru, který se poté používá v rozhodovací fázi. V té jsou zpětně stanoveny dvě nové hodnoty. Úroveň špiček QRS L_p a úroveň šumu L_n . Využije se k tomu vzorců 4 a 5 [1,12]

$$L_p(n) = \lambda_p \cdot L_p(n-1) + (1 - \lambda_p) \cdot A_p, \quad (4)$$

$$L_N(n) = \lambda_N \cdot L_N(n-1) + (1 - \lambda_N) \cdot A_N, \quad (5)$$

kde λ_N a λ_p jsou faktory zapomínání a A_p je špička amplitudy. V závislosti na určení špičky jako QRS komplex nebo šum, je aktualizována hodnota L_p nebo L_N pomocí již zmíněných rovnic 4 a 5. Detekční práh je následně určen z rovnice 6 [1]

$$\theta = L_N + \tau \cdot (L_p - L_N), \quad (6)$$

kde pozitivní prahový koeficient $\tau < 1$ je tvarový parametr.

2.4 Vlnková transformace a detekce singularity

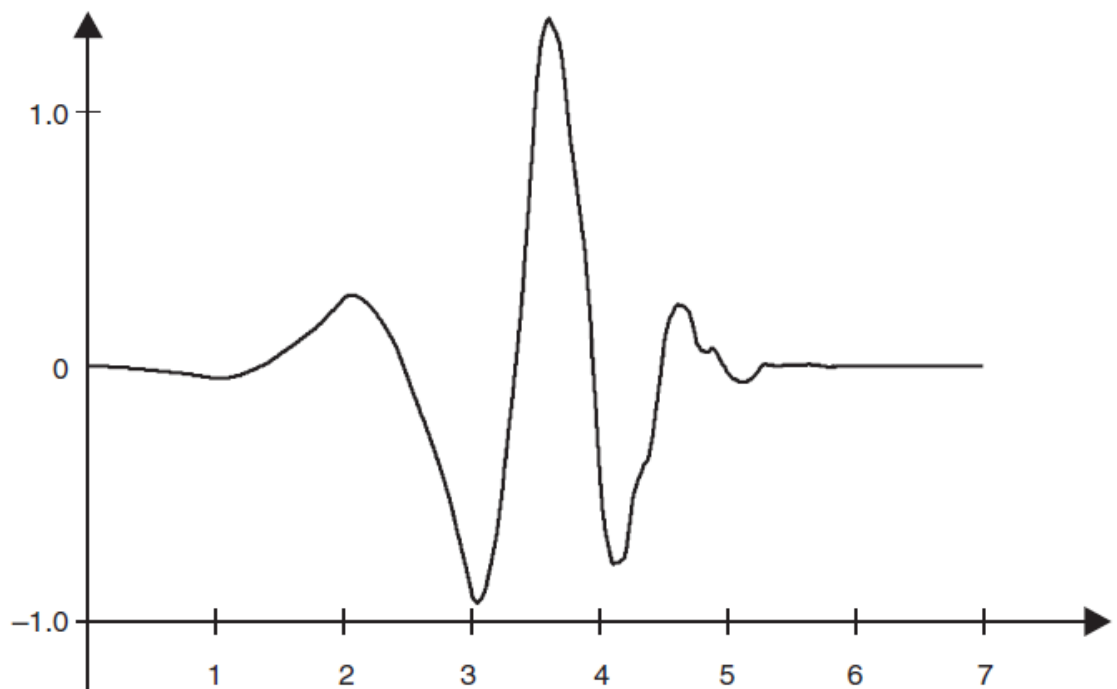
Zde se jedná o velice stručné seznámení se základním principem, na kterém je založeno mnoho detekčních metod. Vlnková transformace (WT) funkce $f(t)$ je integrální transformací definovanou podle vzorce 7[1]

$$Wf(a, b) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \Psi_{a,b}^*(t) dt, \quad (7)$$

kde $\Psi^*(t)$ je komplexním sdružením k vlnkové funkci $\Psi(t)$. Tato transformace vytváří časově závislou reprezentaci, která je podobná jako časově-frekvenční reprezentace vytvořená rychlou Fourierovou transformací (STFT). Na rozdíl od STFT, WT používá sadu funkcí, které umožňují proměnlivé časové a frekvenční rozlišení pro různé frekvenční skupiny. U vyšších frekvencí je lepší časové rozlišení, zatímco u nižších frekvencí je lepší frekvenční rozlišení. Tyto funkce $\Psi_{a,b}$, jsou odvozeny z mateřské funkce $\Psi(t)$, podle vzorce 8[1]

$$\Psi_{a,b} = \frac{1}{\sqrt{2}} \cdot \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right), \quad (8)$$

kde a je dilatační parametr, na kterém závisí roztažení, či zúžení vlnky a b je translační parametr, určující posunutí vlnky na časové ose. Škálový parametr a je ve WT srovnatelný s frekvenčním parametrem u STFT. Mateřská vlnka je krátký kmit s nulovou střední hodnotou. Příklad takové vlnkové funkce je na obrázku 7.



Obrázek 7. Vlnková funkce s nulovou střední hodnotou [1]

Většina detekčních metod založených na vlnkové transformaci využívá principu podle Mallata a Hwanga, který je založený na užití lokálních maxim vlnového signálu. Cílem je najít podobnost mezi singularitou funkce $f(t)$ a lokálním maximem v jeho vlnkové transformaci $Wf(a,t)$. Bylo zjištěno, že rysy původní funkce se vyznačují dvojicemi protilehlých extrémů, vyskytujících se skrze několik měřítek WT. Vyhodnocení jednotlivých rysů je prováděno pomocí lokálního Lipschitzova parametru α jehož hodnota je získána z rovnic 9 a 10.[1, 5, 13]

$$\alpha_j = \log_2 |WT(2^{j+1}, n^{j+1})| - \log_2 |WT(2^j, n^j)|, \quad (9)$$

$$\alpha = \frac{\alpha_1 + \alpha_2}{2}. \quad (10)$$

3 TRANSFORMACE SVODŮ MEZI RŮZNÝMI SVODOVÝMI SYSTÉMY

V současné době se používají pro měření EKG hlavně dva druhy svodového zapojení. Jedná se o zapojení pomocí 3 ortogonálních svodů nebo 12 standardních svodů. Oba svodové systémy mají co do kvality obsažené informace stejnou váhu. Když se však přistoupí k softwarové detekci, tak z 12svodového záznamu se dosahuje výrazně lepších výsledků. Vzhledem k trendu dnešní doby, kdy je cílem získat při použití co nejmenších zdrojů co největší zisk, se začalo zkoumat, jak dosáhnout v automatické analýze 3 ortogonálních svodů, stejně dobrých výsledků jako u analýzy 12tisvodové. Přišlo se s možností transformace 3 ortogonálních svodů na 12 svodů standardních, ze kterých budou zjištěny požadované informace, které se potom zobrazí v původním záznamu z ortogonálních svodů. Kromě 3 ortogonálních svodů existuje celá řada systémů s menším než 12tisvodovým zapojením. Základní princip transformace je však všude stejný. Transformace menšího počtu svodů na 12tisvodové EKG je popsáno v rovnici 11 [5]

$$S = M \cdot O, \quad (11)$$

kde S je matice s hodnotami 12svodového standardního systému, M je transformační matice a O je původní matice s nízkým počtem svodů.

Tabulka 1. Dowerova transformační matice

Svody	X	Y	Z
I	0,632	-0,235	0,059
II	0,235	1,066	-0,132
III	-0,397	1,301	-0,191
aVR	-0,434	-0,415	0,037
aVL	0,515	-0,768	0,125
aVF	-0,081	1,184	-0,162
V1	-0,515	0,157	-0,917
V2	0,044	0,164	-0,139
V3	0,882	0,098	-1,277
V4	1,213	0,127	-0,601
V5	1,125	0,127	-0,086
V6	0,831	0,076	0,23

V této práci bylo pro zlepšení detekčních výsledků využito Dowerovi matice, Dawsonovi matice pro zdravé jedince a Dawsonovi matice pro pacienty se srdeční vadou. Tyto transformační matice jsou uvedeny v tabulkách 1 až 3.

Tabulka 2: Dawsonova matice pro zdravé jedince

Svody	X	Y	Z
I	0,5142	-0,0582	-0,0948
II	0,2211	0,9545	-0,0454
III	-0,2932	1,0127	0,0494
aVR	-0,3676	-0,4481	0,0701
aVL	0,4037	-0,5354	-0,0721
aVF	-0,036	0,9836	0,002
V1	-0,45	-0,1448	-0,801
V2	-0,1905	-0,3183	-1,7516
V3	0,3532	-0,0945	-1,6875
V4	1,0004	0,0569	-0,9643
V5	1,0996	0,3009	-0,2366
V6	0,8619	0,2574	0,1077

Tabulka 3: Dawsonova matice pro pacienty se srdeční vadou

Svody	X	Y	Z
I	0,7998	-0,16	0,0634
II	0,2647	0,8977	-0,0285
III	-0,5351	1,0576	-0,0919
aVR	-0,5322	-0,3688	-0,0175
aVL	0,6674	-0,6088	0,0777
aVF	-0,1352	0,9776	-0,0602
V1	-0,5325	-0,3213	-0,9793
V2	0,001	-0,6852	-1,7674
V3	0,5269	-0,3857	-1,8725
V4	1,055	-0,1265	-1,2897
V5	1,136	0,1941	-0,2893
V6	0,8176	0,3113	0,1049

Možná je také transformace z 12svodového standardního systému zpět na 3svodový ortogonální. V tom případě je však nutné transformační matici upravit dle vzorce 12 a výsledná ortogonální matice se vypočte ze vzorce 13 [5]

$$I = (M^T \cdot M)^{-1} \cdot M^T, \quad (12)$$

$$O = I \cdot S, \quad (13)$$

kde I je upravená transformační matice, použita ke zpětné transformaci na standardní svody. [4, 5]

4 DETEKCE QRS ZA POUŽITÍ DYNAMICKÉHO PRAHU

4.1 Teoretická část

Tato metoda je navržena autory Elgendim, Jinkmanem a De Boearem, jako vylepšená alternativa k původní verzi navržené podle Chouhana. Vzhledem však k některým nesrovnalostem v návodu publikovaném výše zmíněnými autory, bylo nutno použít při praktické realizaci trochu vlastní invence. Je tomu z důvodu nedostatečného popsání konstrukce metody, nerovnostem mezi slovním popisem a blokovými schématy a možné optimalizaci dat, která není v publikaci zmíněna.

Tato metoda má celkem dlouhou fázi předzpracování. Signál se kombinuje a prochází mnoha úpravami, než dochází k samotné detekci. Prvním krokem je odstranění driftu a nechtěných frekvencí. Na to, aby byl signál očištěn od všech frekvencí, které nejsou pro detekci QRS komplexu potřeba se použije Butterworthův filtr, nastavený jako pásmová propust, s dolním mezním kmitočtem 1 Hz a horním mezním kmitočtem 13 Hz. Tento způsob filtrace byl navržen jako alternativa k původnímu polynomičkému filtru čtvrtého stupně, který se používal na odstranění driftu. Nevýhodou tohoto filtru bylo odstranění některých frekvencí, nutných k detekci QRS komplexu. Butterworthův filtr sice také odstraňuje kromě šumu frekvence ze samotného EKG záznamu, ale ty se na detekci nijak nepodílejí a samotná detekce je bez těchto frekvencí lepší. Tento signál je nazván $S(n)$.

Po filtraci se od $S(n)$ odečte jeho střední hodnota a celý signál se následně umocní na druhou. Celý signál se tím dostane do kladných hodnot a dojde k zvýraznění špiček. Označme tento signál $F1$. Nyní se vytvoří nová funkce $G1$, která je gradientem $F1$. Zde dochází k prvnímu rozdílu mezi návodem a realitou. Zatímco v návodu je signál stále celý v kladných hodnotách, v reálném detektoru jsou na výstupu i záporné hodnoty. Způsob dosažení takového výstupu není autory nijak vysvětlen a absence signálu v takovémto tvaru způsobovala časté selhávání detektoru. Z toho důvodu bylo navrženo následující řešení. Gradient $G1$, stejně jako všechny další gradienty zmíněné dále, se umocní na druhou. Bylo vyzkoušeno i použití absolutní hodnoty, ale v tomto případě detektor dosahoval horších výsledků, než s umocněním. Z důvodu umocnění $G1$ však bylo nutné zrušit umocnění ve fázi $F1$, protože pokud byly v signálu nějaké pohybové artefakty, tak dvojitým umocněním se dostaly výrazně nad užitečný signál, což způsobovalo problémy při výpočtu detekčního prahu. Jeho hodnota byla výrazně vyšší než QRS komplexu a nedocházelo tak k žádné detekci.

Nyní přichází na řadu aplikování pohyblivého průměrovacího filtru, s oknem o velikosti závisící na vzorkovací frekvenci signálu, na signál $G1$. Autoři uvádí, že pro vzorkovací frekvenci 360 Hz odpovídá okno velikosti 21 hodnot. Zde se pracuje se signály s vzorkovací frekvencí 500 Hz. Za použití trojčlenky je tedy zjištěno, že v našem případě má okno velikost 29 hodnot, což odpovídá přibližně polovině délky trvání QRS komplexu. Filtr pracuje s hodnotami od $(n-14)$ do $(n+14)$ s centrem v (n) , kde $n=1,2,\dots,5000$. Celkově se takovéto filtry používají v celém programu čtyři a jsou popsány v následujících vzorcích. [3]

$$FG1(n) = \frac{1}{29} \sum_{i=n-14}^{n+14} G1(i), \quad (14)$$

$$FG2(n) = \frac{1}{29} \sum_{i=n-14}^{n+14} G2(i), \quad (15)$$

$$FG3(n) = \frac{1}{29} \sum_{i=n-14}^{n+14} G3(i), \quad (16)$$

$$FG4(n) = \frac{1}{29} \sum_{i=n-14}^{n+14} pre_fc4(i). \quad (17)$$

Nyní je tedy připravený signál $FG1$, který bude dále kombinován se signálem $FG3$. K jeho vytvoření je však třeba vrátit zpět k signálu $S(n)$. Ten se transformuje přes sigmoidální funkci a vytvoříme funkci TS . Bohužel autoři opět neuvádí žádné specifické parametry, které by tato funkce měla mít. Z funkce TS vytvoříme funkci $G2$ která je jejím gradientem. $G2$ má stejný problém s hodnotami jako $G1$, ten je však opět vyřešen umocněním. Aplikací průměrovacího filtru se vytvoří $FG2$ podle vzorce 15. Nyní se mezi sebou vynásobí signál $S(n)$ s právě vytvořeným $FG2$. Touto kombinací se dosáhlo zvýšení strmosti QRS komplexů. Z takto vytvořeného signálu s názvem pre_fc3 se opět udělá gradient $G3$ a nechá se projít průměrovacím filtrem, jehož výstup je $FG3$. Nyní se vytváří signál pre_fc4 , součtem nově vytvořeného signálu $FG3$ a signálu ze začátku předzpracování $FG1$. Zde se rozchází v článku sami autoři metody, protože v blokovém schématu mají znázorněnu kombinaci $FG1$ s $FG3$, ale ve slovním popisu proměnných je to kombinace mezi $FG1$ a $FG2$. Zde jsem se přiklonil k řešení podle

blokového schématu, protože pokud by šlo o kombinaci signálu FG1 a FG2, bylo celé vytvoření signálu FG3 naprosto zbytečné, neboť se s ním nikde dále v algoritmu nepracuje.

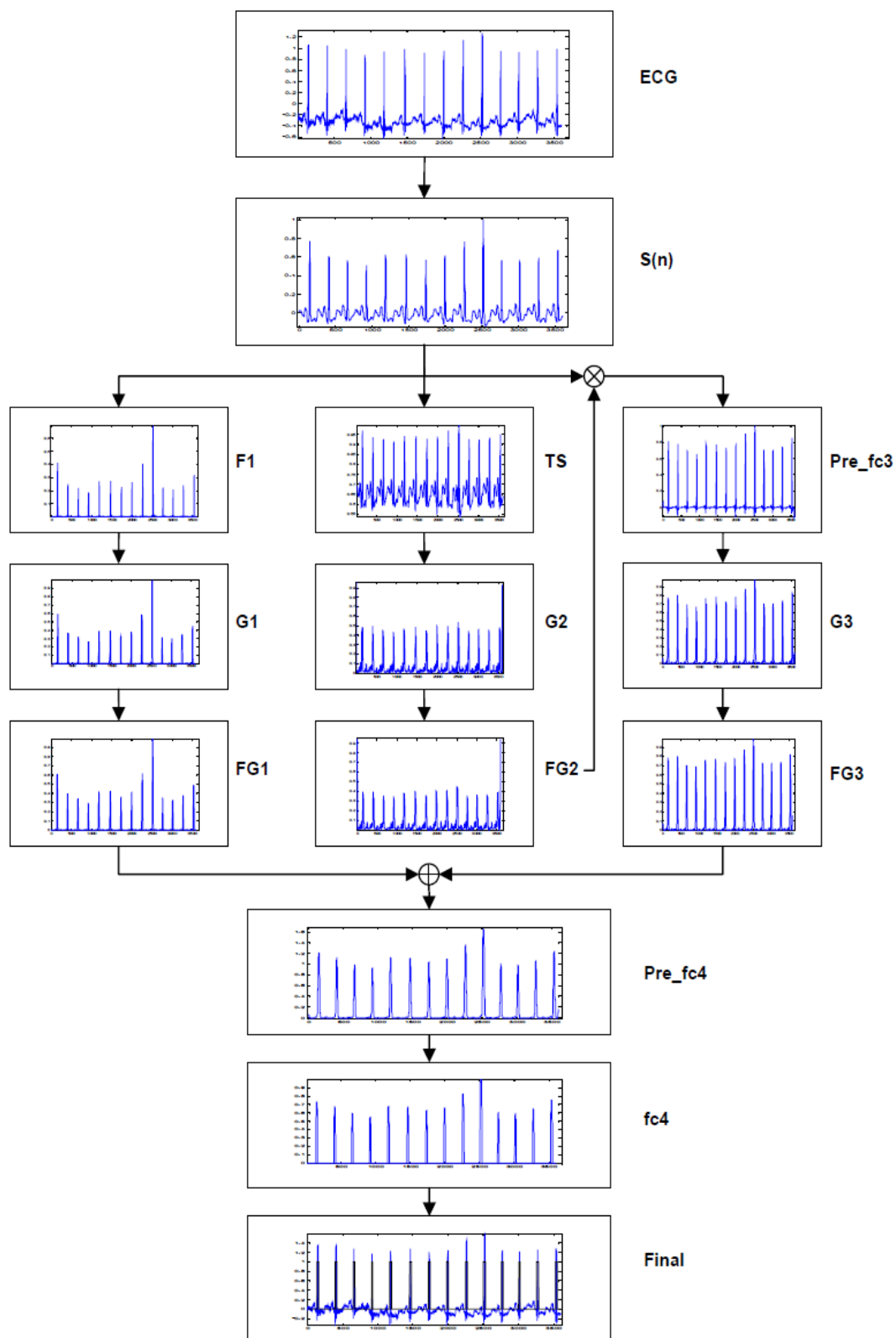
Od tohoto bodu se v návodu objevují i různé nové proměnné, které nejsou nikde popsány. Pravděpodobně se jedná jen o přejmenované již známé proměnné, ale není to nikde uvedeno. Z toho důvodu bude dále popsán princip metody vypracovaný mnou.

Nyní se využije posledního průměrovacího filtru k vytvoření signálu FG4, který se porovnává s prahem. Práh THR se vypočítá jako součet průměru z FG4 se směrodatnou odchylkou z FG4. Původně se práh počítal z hodnot G4, ale tato alternativa se ukázala jako nevýhodná. Porovnáváním FG4 s THR se vytváří nový signál fc4. Pokud je hodnota FG4(n) větší než hodnota prahu, zapíše se na fc4(n) hodnota FG4(n). Pokud tomu tak není, zapíše se hodnota 0. Následuje už pouze krok normalizace, kdy se do konečného vektoru C_q zapíšou všechny hodnoty větší než nula na nějakou stejnou hodnotu, podobnou průměrné výšce QRS komplexů. Tím bychom měli mít ve vektoru C_q označený každý QRS komplex od začátku do konce. Pro testování na databázi CSE je však nutné mít pouze jednu souřadnici označující R vlnu. Tento problém je jednoduše vyřešen vybráním středních hodnot ze souřadnic detekovaných QRS komplexů, které jsou následně ukládány do vektoru C_q_means . Celé schéma postupu, navržené autory metody, je na obrázku 8. Algoritmus mnou vytvořený má schéma úplně stejné, až na poslední krok, který upravuje detekované pozice. [3]

Součástí detektoru je i zpětná detekce nezachycených QRS komplexů. Nejprve se do nového vektoru zapíše vzdálenosti mezi jednotlivými RR intervaly. Z těch se vypočte medián a průměr. Vybere se nižší hodnota M, a ta se použije jako přibližná hodnota nejčastěji se vyskytující vzdálenosti mezi RR intervaly. Pokud je nějaká zapsaná hodnota vzdálenosti větší než $1,5 * M$, dojde v tomto intervalu k nové detekci se sníženým prahem na poloviční hodnotu. Přehled všech veličin použitých v algoritmu je v následující tabulce.

Tabulka 4. Přehled proměnných v metodě

S - výstup po filtraci Buttherworthovym filtrem
F1 - umocněný S na druhou
TS - sigmoidální funkce k S
G1 - gradient F1
FG1 - výstup průměrovacího filtru použitého na G1
G2 - gradient TS
FG2 - výstup průměrovacího filtru použitého na G2
Pre_fc3 - kombinace S a FG2
G3 - gradient Pre_fc3
FG3 - výstup průměrovacího filtru použitého na G3
Pre_fc4 - součet FG1 a FG3
G4 - gradient Pre_fc4
FG4 - výstup průměrovacího filtru použitého na Pre_fc4
THR1 - práh získaný z $\text{mean}(G4) + \text{std}(G4)$
fc4 - hodnoty $FG4 > THR1$
Cq - pozice začátků a konců QRS komplexů
Cq_means - Pozice R vln



Obrázek 8. Blokové schéma detektoru s dynamickým prahem [3]

4.2 Navrhované úpravy algoritmu

Při sestrojování detektoru se narazí na několik nejasností. Z těch menších jsou to například chybějící parametry transformační sigmoidální funkce, či rozdíly mezi blokovým schématem a slovním popisem principu, na kterém detektor funguje. Hlavním problémem je však mnohokrát používaný gradient. Autoři zde bohužel neuvádí žádnou bližší specifikaci, o co by se mělo konkrétně jednat, a program v tomhle místě z velké části selhává. Podle obrázků v návodu má dojít k lehkému vyhlazení signálu a potlačení ostatních vln mimo QRS komplex. Při realizaci se však některé části signálu, včetně QRS komplexů dostávají do záporných hodnot, což je pro detekci nežádoucí. Tento problém byl při realizaci vyřešen umocněním všech gradientů na druhou. Po této úpravě detektor začal dosahovat mnohem lepších výsledků.

Další úpravou, která přispěla k zlepšení výsledků detekce, byla změna signálu, ze kterého se počítá konečný práh. Místo posledního gradientního signálu je lepší využít úplně poslední signál, na kterém se poté QRS komplexy detekují.

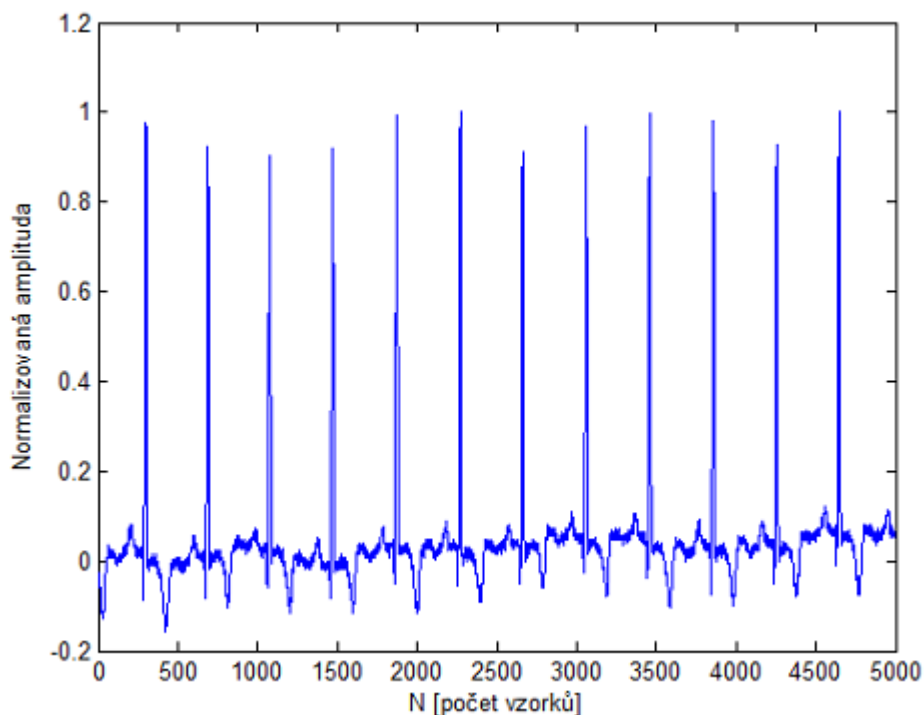
Nezbytným přídavkem, který se musel do detekčního algoritmu přidat, bylo průměrování detekovaných R vln. Původní detektor totiž zaznamenával celou délku QRS komplexu, což je pro testování na CSE databázi, kde je vždy zaznamenána jen jedna pozice R vlny, nepřijatelné. Přidalo se tedy posuvné okno, které při nalezení QRS komplexu všechny hodnoty jeho pozice zprůměruje a výsledná pozice je poté zapsána jako konečná R vlna, která se porovnává s referenčními hodnotami v CSE databázi.

Při testování se narazilo na pár případů, kdy detektor nebyl schopen správně detekovat žádný QRS komplex. V drtivé většině případů byl tento problém způsoben náhlým mnohonásobným zvětšením či zmenšením amplitudy, která se vytváří pohyby pacienta při snímání. Takto velký výkyv značně ovlivní velikost detekčního prahu, což znemožní detekci ve zbytku signálu, i když by tam za normálních okolností detekce proběhla bez problému. Na začátek celého detektoru byl tedy přidán algoritmus, který po částech projíždí signál a hledá v něm maxima a minima. Poté každou z těchto hodnot porovnává s jejich mediánem. Pokud je některá z nich více než 4,5 krát větší, jsou v okně, kde se daná extrémní hodnota nacházela, všechny hodnoty větší jak medián přepsány na medián. Tím se ze signálu odstraní extrémní hodnoty a je možno detekovat ostatní QRS komplexy. Nevýhodou tohoto řešení je možnost navýšení počtu chybně detekovaných QRS komplexů v takto upravených signálech.[14]

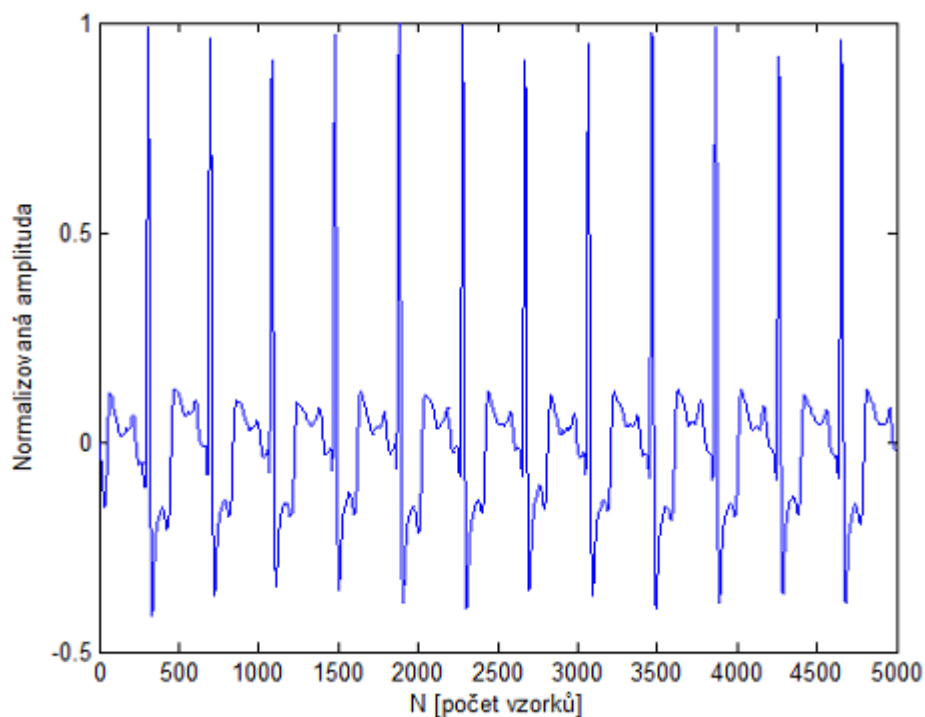
4.3 Realizace v programu Matlab

V této části práce je vysvětlen postup realizace výše zmíněného detektoru v programu Matlab.

Jako první je nutné načíst celý EKG záznam. Jedná se o matici s dvanácti řádky. Každý řádek odpovídá jednomu svodu. Program je navržen tak, že každý se svod zpracovává jednotlivě. Celý program je tedy ve for cyklu, který zajišťuje, že jsou postupně detekovány QRS komplexy ze všech svodů. Vybraný svod je filtrován Butherworthovou pásmovou propustí. K tomu je nejprve nutné nastavit parametry tohoto filtru a jeho mezní kmitočty. Ty mají být 1 Hz a 13 Hz. Filtr však nepracuje s absolutními hodnotami frekvencí a tyto je třeba převést na hodnoty v rozmezí 0 až 1, kde 1 je maximální frekvence, která se v signálu vyskytuje. Vzorkovací frekvence signálu je 500 Hz, maximální frekvence by tedy měla být poloviční. Stačí tedy vydělit mezní frekvence 250 a výsledek dosadit do vstupu funkce. Po filtraci je získána ze signálu střední hodnota a následně od něj odečtena. Signál poté prochází normalizací, kdy je dělen svým maximem. Původní signál a signál po filtraci je zobrazen na obrázku 9 a 10.



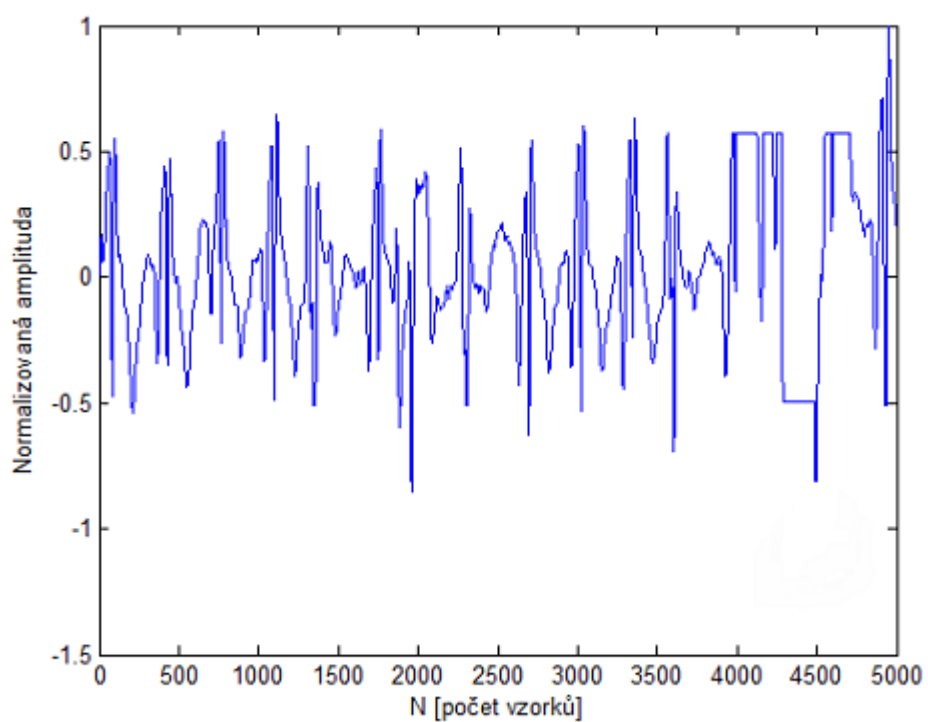
Obrázek 9: Původní normalizovaný signál



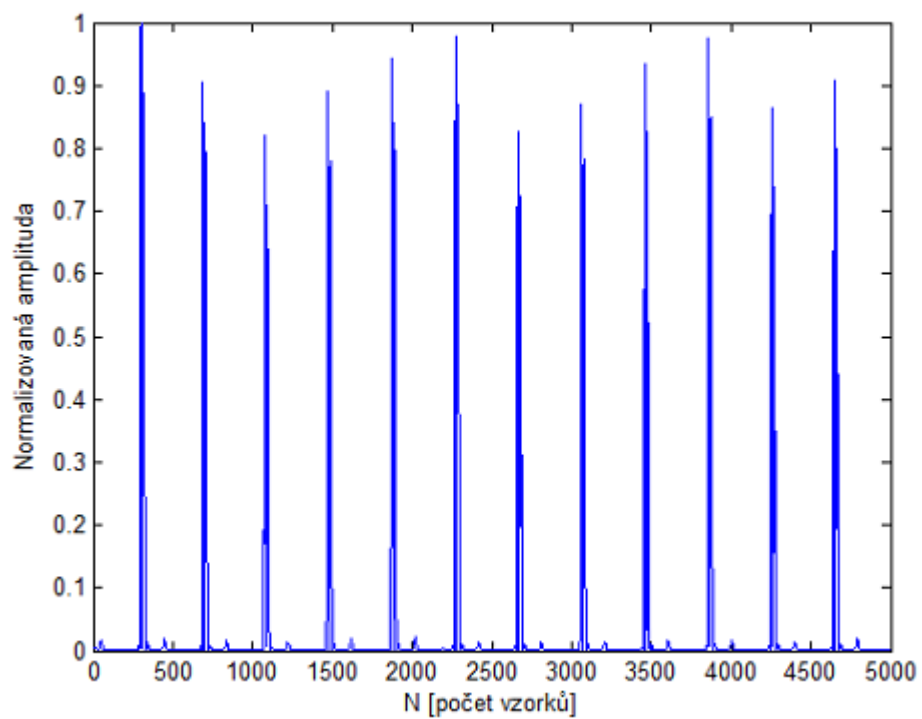
Obrázek 10: Filtrovaný a normalizovaný signál

Nyní se využije algoritmu pro omezení amplitudy. Signál je rozdělen na části, ve kterých je nalezen extrém. Tyto extrémy jsou uloženy a je z nich vytvořen medián. S takto vytvořeným mediánem jsou poté všechny extrémy porovnávány. Je-li některý z nich 4,5 krát větší, jsou v části signálu, ze které extrém pochází, všechny hodnoty větší než zjištěný medián, přepsány na medián. Problémový signál, na který byl aplikován algoritmus omezení amplitudy, je na obrázku 11.

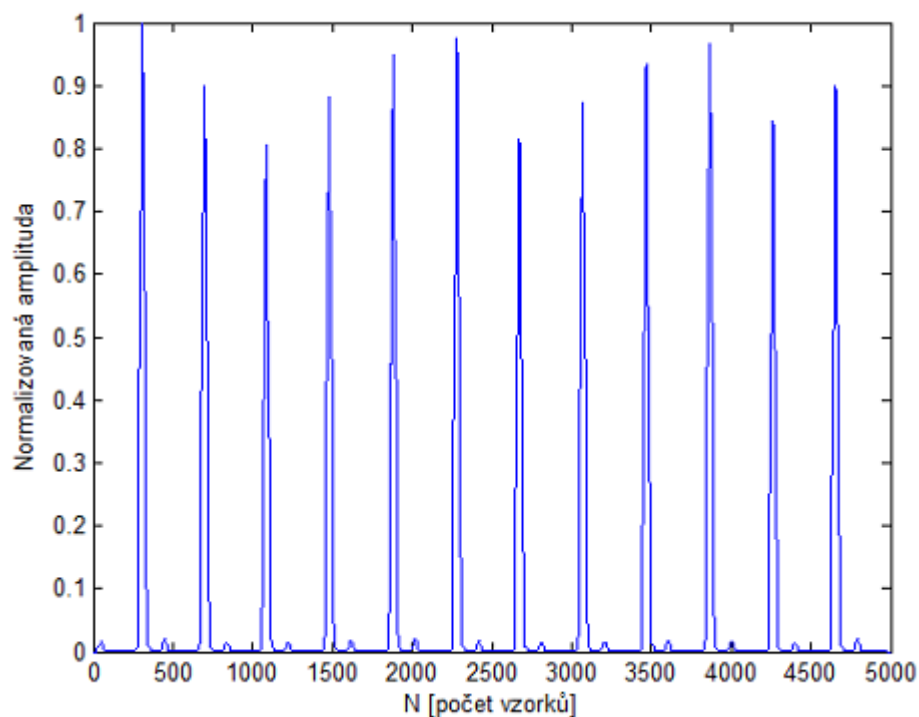
Gradient signálu se získá jednoduše pomocí stejnojmenného příkazu. Ten se poté umocní na druhou. Dochází tak k převrácení záporných hodnot a ke zvýraznění špiček. Gradient signálu je zobrazen na obrázku 12. Dále se signál dostává do průměrovacího filtru. Ten je tvořen jednoduchým for cyklem s oknem o délce 29 vzorků. Během této filtrace dochází ke zkrácení signálu o posledních 15 hodnot, a proto jsou v rámci zachování původní délky signálu v následujícím kroku nahrazeny tyto pozice nulami. Signál po projití průměrovacím filtrem je na obrázku 13.



Obrázek 11: Problémový signál s omezenou amplitudou



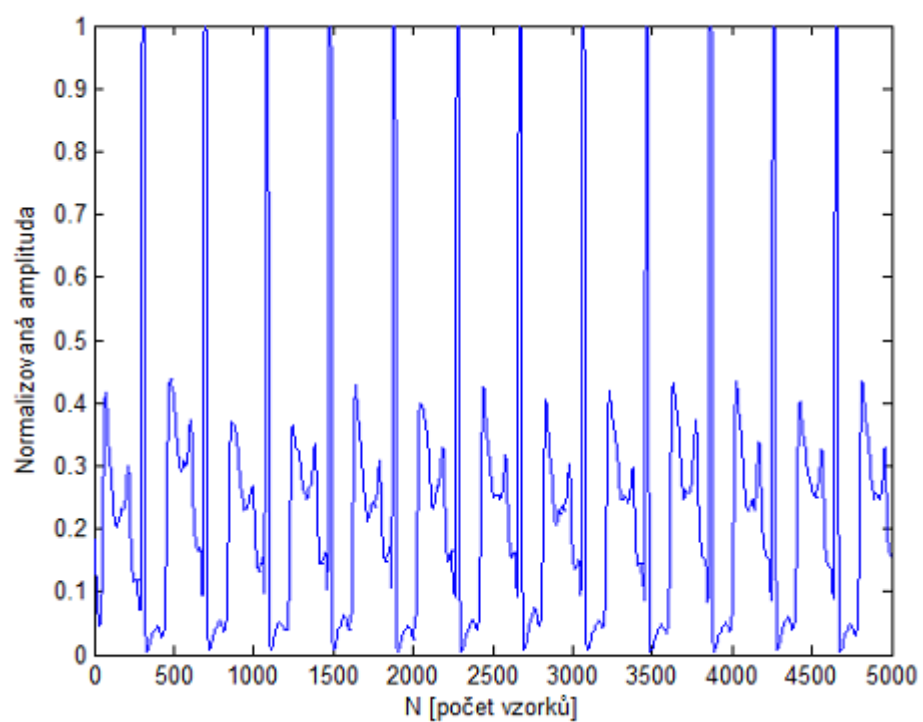
Obrázek 12: Gradient filtrovaného signálu



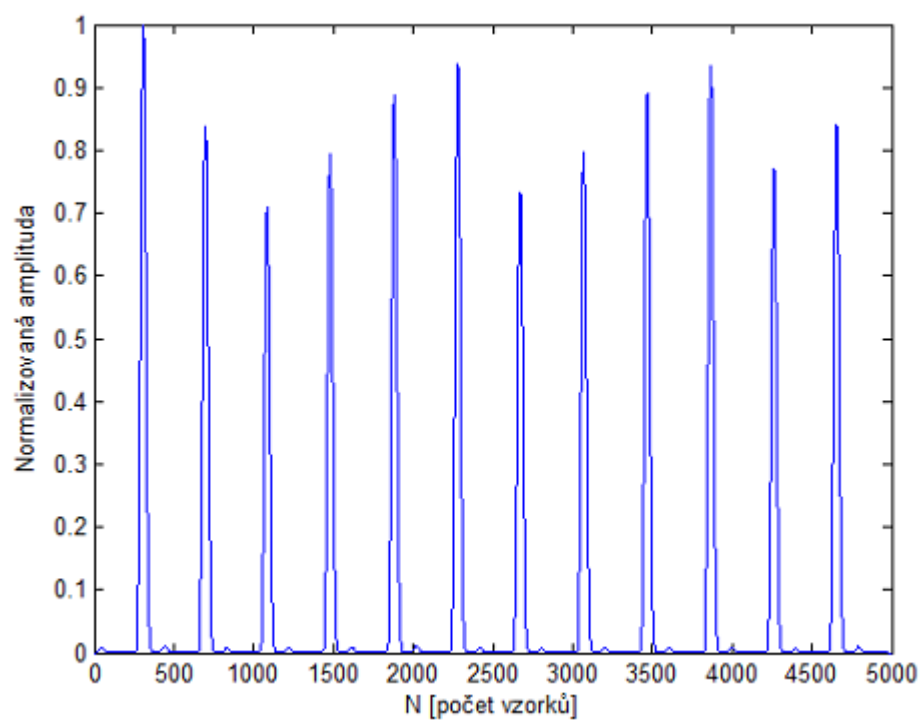
Obrázek 13: Signál po projití průměrovacím filtrem

Další operací je vytvoření nového signálu pomocí sigmoidální transformační funkce. Vzhledem k tomu že nejsou udány žádné doporučení, podle čeho nastavit parametry transformační funkce, byl jsem nucen experimentovat s různými hodnotami a výsledky porovnávat s transformovaným EKG signálem v návodu. K transformaci se využilo funkce $\text{sigmf}(x,a,c)$, kde x je signál který se chce transformovat, a udává strmlost transformační funkce a c náleží hodnotě, ve které bude transformační funkce rovna hodnotě 0,5. Nejpodobnějších výsledků jako v návodu, bylo dosaženo s hodnotami $a=0,01$ a $c=150$. Signál po transformaci sigmoidální funkcí je na obrázku 14.

Dále se stále opakují stejné for cykly průměrovacích filtrů a jednoduché operace pro vytvoření všech potřebných signálů FG1 až FG4. K samotné detekci je pak využito for cyklu doplněného podmínkou. Bere se každá hodnota z FG4 a porovnává se s vypočteným prahem. Pokud je větší než práh, zapíše se hodnota FG4(n) do vektoru $\text{fc4}(n)$, který značí pozice QRS komplexu. Pokud hodnota není větší jak práh, je $\text{fc4}(n)=0$. Hodnoty v tomto vektoru jsou dále normalizovány tak, že všechny hodnoty větší než nula, jsou rovny jedné. Tímto krokem jsou všechny detekční čáry stejně velké a jejich velikost je možno upravovat podle potřeby, v závislosti na velikosti původního signálu. Tento krok nemá v programu žádný funkční význam, jde jen o estetickou úpravu. Signál FG4, na kterém je realizována detekce, je na obrázku 15.



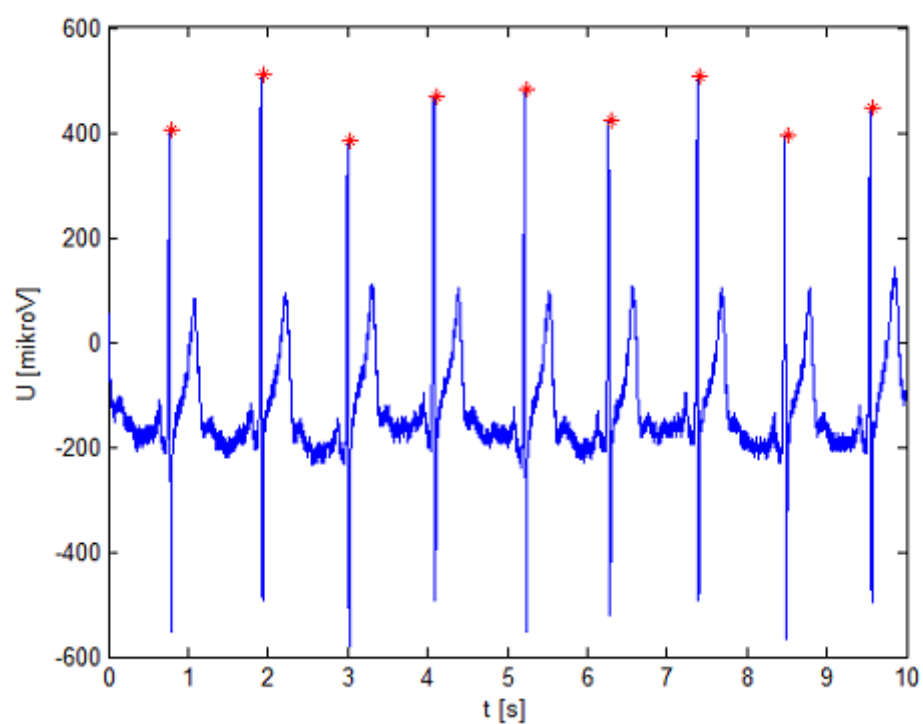
Obrázek 14: Signál po transformaci sigmoidální funkcí



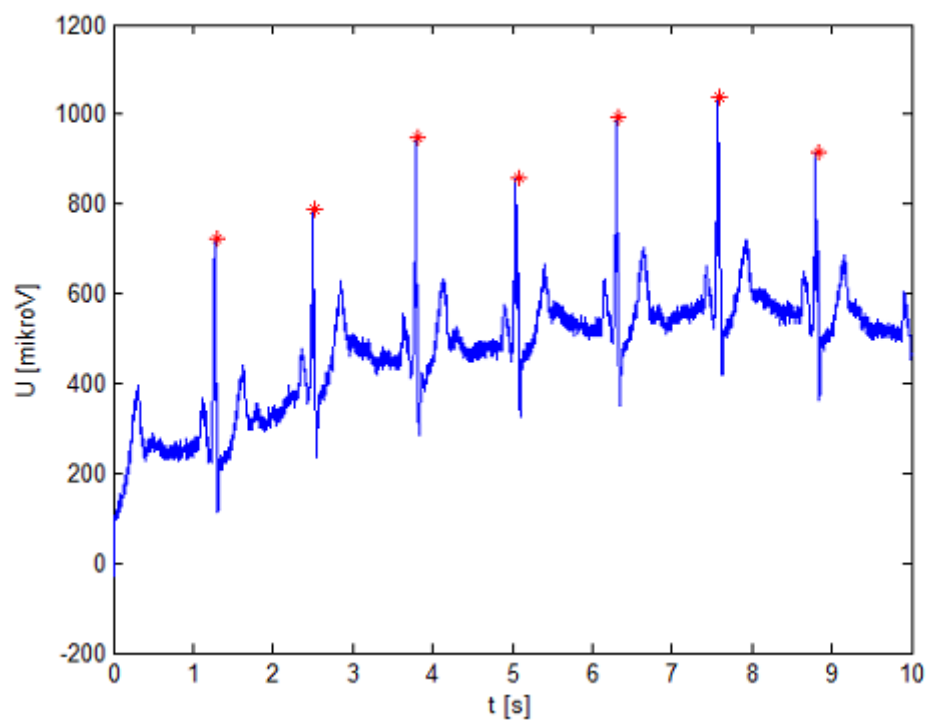
Obrázek 15: Signál FG4

Nyní přichází na řadu zprůměrování detekovaných hodnot jednotlivých pozic QRS komplexů. Jak bylo zmíněno v teoretické části, při práci s databází CSE je nutné při ověřování správnosti detekce mít pouze jednu souřadnici detekované R vlny. Z toho důvodu jsou zavedeny dva while cykly. První z nich projíždí postupně celý vektor detekčních čar. Pokud narazí na nenulovou hodnotu, spustí se druhý while cyklus, který od této hodnoty hledá v okně dlouhém 150 hodnot všechny další nenulové hodnoty. Délka okna je nastavena tak, že by neměla přesahovat vzdálenost mezi dvěma RR intervaly. Pozice nenulových hodnot nalezených v tomto okně se zprůměrují a výsledná hodnota je použita jako detekční čára pro R vlnu. První while cyklus pak pokračuje dál, od konce okna druhého while cyklu. Tato průměrovací část má nevýhodu v tom, že jsou-li kolem QRS komplexu nějaké chybně detekované R vlny, mohou vychýlit pozici detekční čáry správně detekované R vlny.

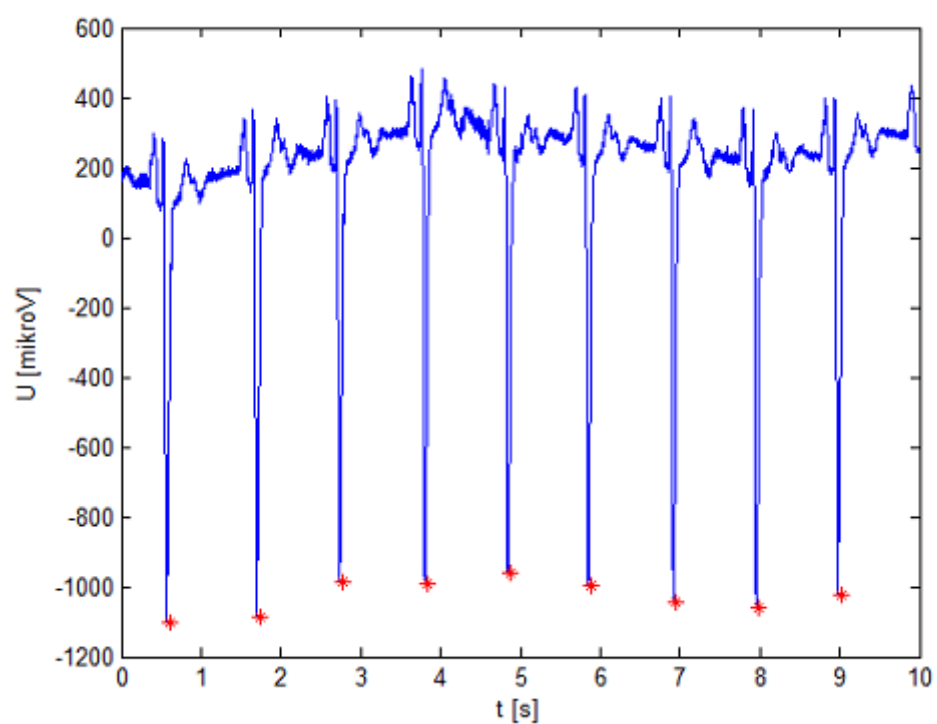
Poslední částí naprogramovaného detektoru je zpětná detekce nezachycených R vln. Nejprve se vypočítá difference mezi pozicemi aktuálních detekovaných R vln. Z těchto hodnot se zjistí medián a průměr. Podle autorů metody stačí zjistit pouze modus, ovšem Matlab má tu nevýhodu, že pokud se v daném vektoru žádná hodnota neopakuje, tím pádem v něm není žádná hodnota nejčastější, dá na výstup nejmenší hodnotu zkoumaného vektoru, což může dělat v některých případech potíže. Proto je zde raději využito hodnot mediánu a průměru. Jakožto přibližná vzdálenost mezi RR intervaly v daném signálu se potom bere nižší z těchto dvou zjištěných hodnot. Všechny zjištěné difference se poté porovnávají s 1,5 násobkem této hodnoty. Pokud je některá s diferencí větší, dochází k zapsání začátku a konce délky okna, ve kterém bude probíhat zpětná detekce. Po porovnání všech diferencí, je v zaznamenaných oknech provedena nová detekce s naprosto stejným postupem jako při první detekci, jen se sníženým prahem na poloviční velikost. Příklady možných výstupů detekce jsou na obrázcích 16 až 23.



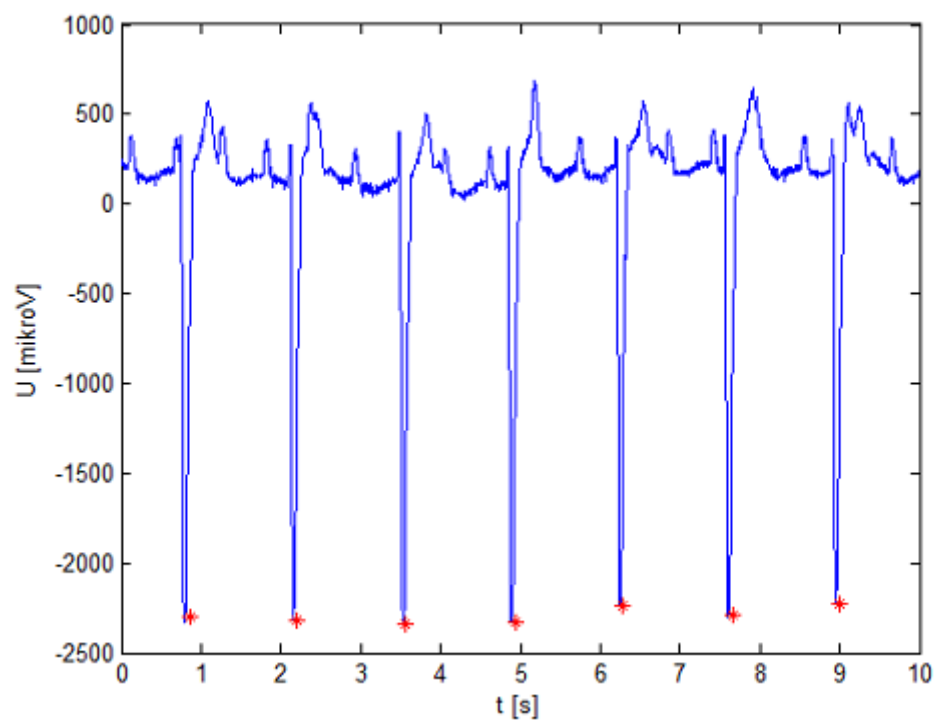
Obrázek 16. První svod signálu MO1_055_12 se správnou detekcí QRS komplexů



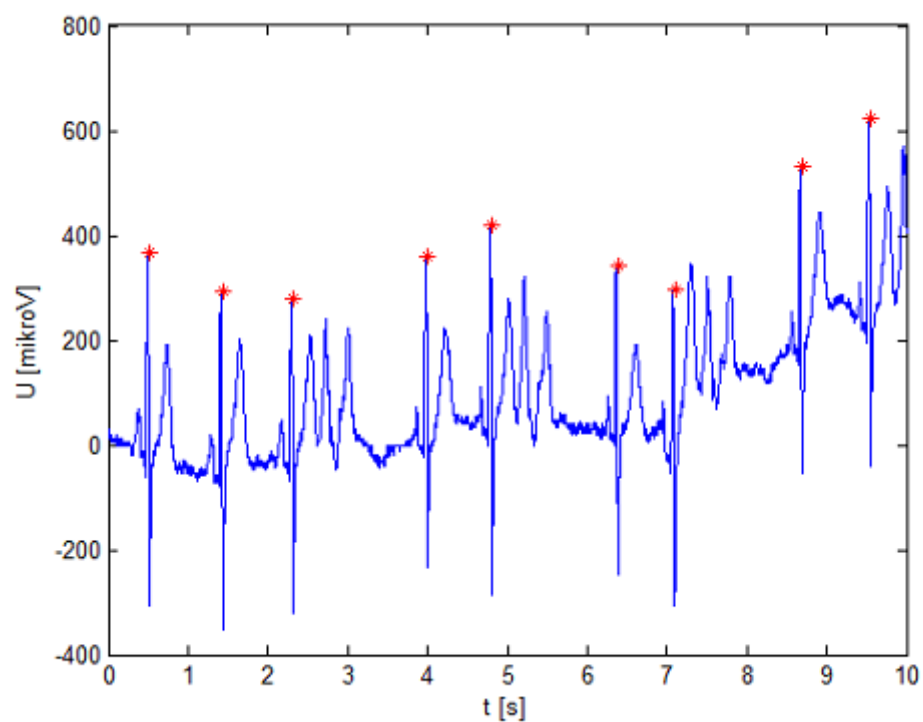
Obrázek 17. Třetí svod signálu MO1_021_12 zatížený driftem se správnou detekcí QRS komplexů



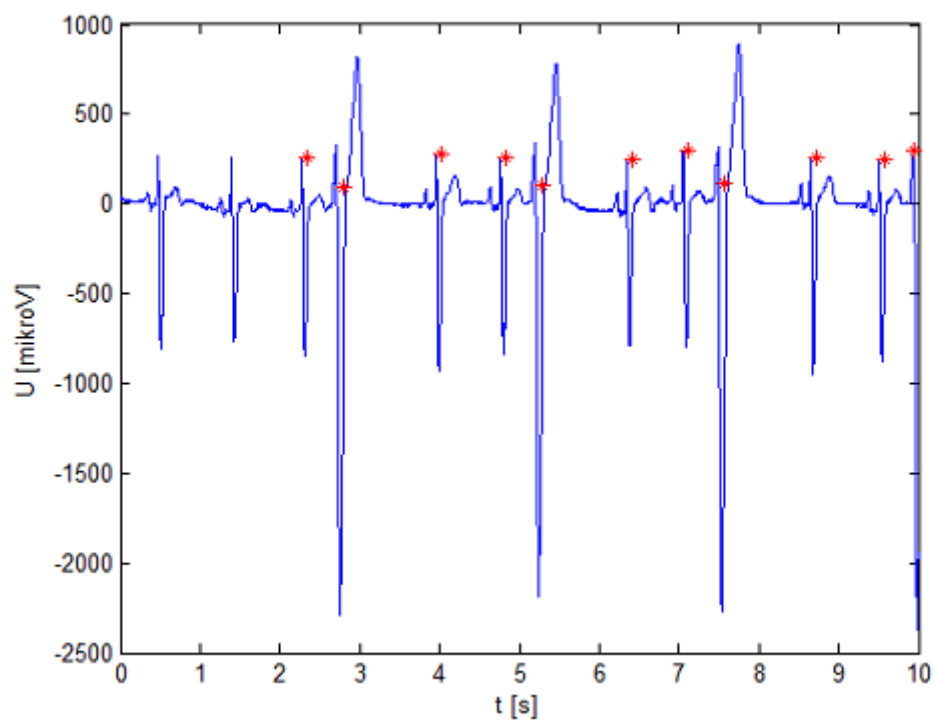
Obrázek 18. Šestý svod signálu MO1_033_12 se zápornými R vlnami



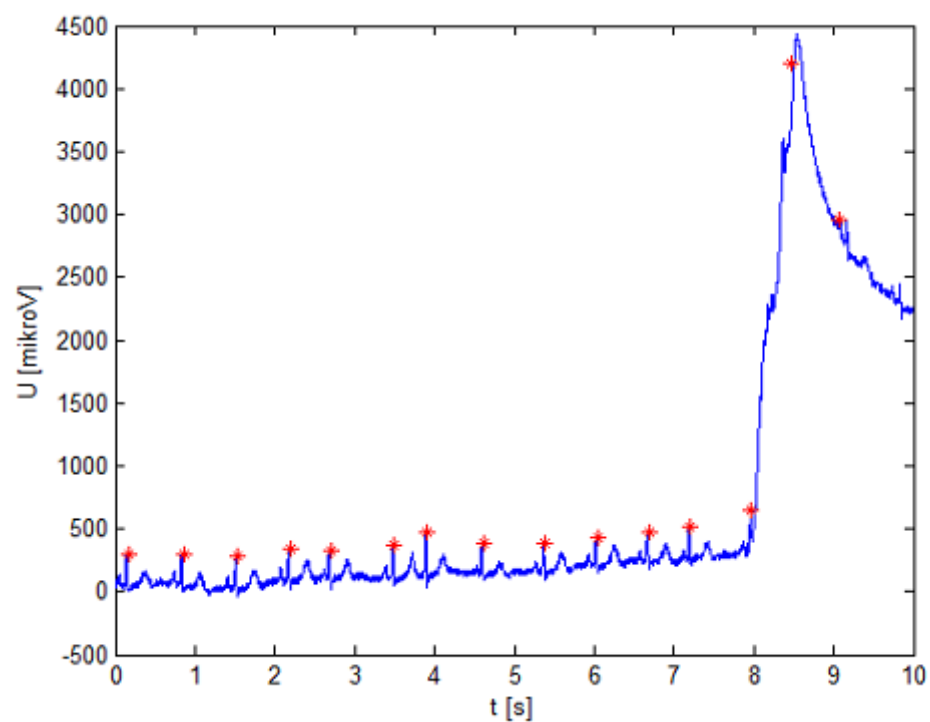
Obrázek 19. Druhý svod signálu MO1_010_03 se zápornými R vlnami



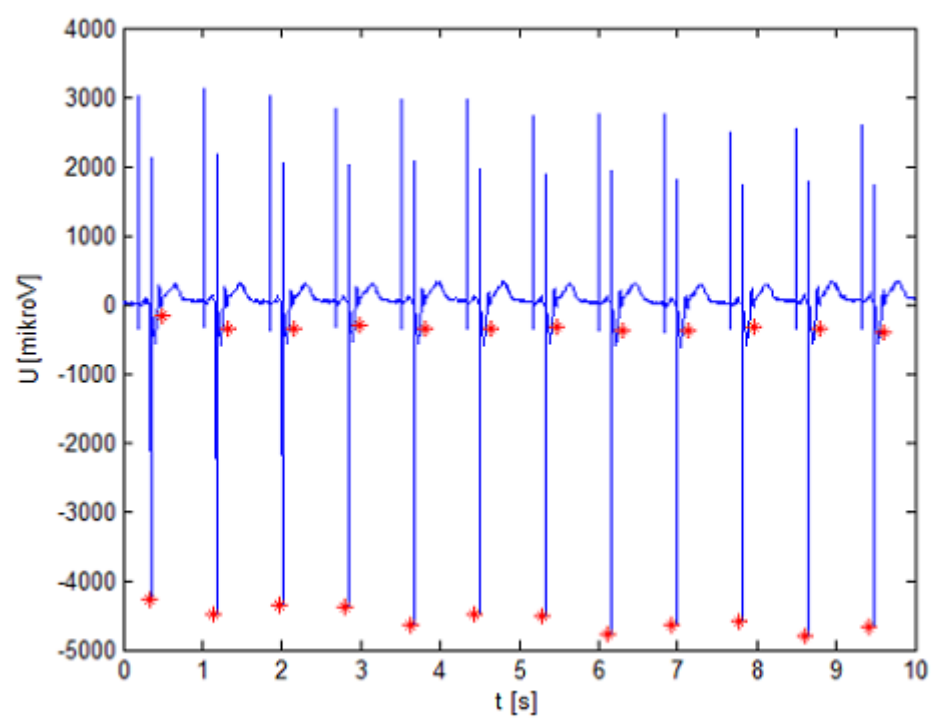
Obrázek 20. První svod signálu MO1_034_12 s nedetekovanými některými R vlnami



Obrázek 21. Sedmý svod signálu MO1_034_12 s velmi problémovou detekcí v důsledku artefaktů



Obrázek 22. První svod signálu MO1_006_12 s problémovou detekcí v důsledku vysoké amplitudy



Obrázek 23. Signál z 12svodového EKG s falešně pozitivními R vlnami

5 VYHODNOCENÍ VÝSLEDKŮ

Naprogramovaný detektor byl testován na reálných EKG záznamech z databáze CSE. Signály jsou ve formě matic o dvanácti řádcích, s tím že každý řádek představuje jeden svod. Záznamy mají 5000 hodnot, což odpovídá přibližně 10 vteřinám měření. Vzorkovací frekvence signálu je 500 Hz. Celkem bylo použito 125 EKG záznamů.

Z výsledků dosažených detektorem jsou spočítány dvě hodnoty hodnotící jeho účinnost. Jedná se o senzitivitu (SE) a pozitivní předpovědní hodnotu (+P). SE udává kolik procent z celkového počtu QRS komplexů, bylo skutečně detekováno. +P udává kolik procent z detekovaných QRS komplexů jsou skutečně QRS komplexy. Vzorce pro výpočet těchto hodnot jsou následující.

$$SE = \frac{TP}{TP + FN} \cdot 100, \quad (18)$$

$$+P = \frac{TP}{TP + FP} \cdot 100, \quad (19)$$

kde TP je správně detekovaný QRS komplex, FN chybně nedetekovaný QRS komplex a FP je chybně detekovaný QRS komplex. Hodnoty SE a +P je možné dále vyhodnocovat v lokální, nebo v globální oblasti. Při vyhodnocování v lokální oblasti jsou použity detekční výsledky z každého svodu záznamu. Jedná se tedy o přesnější určení kvality detektoru. U vyhodnocování v globální oblasti se zjišťuje, jestli byl daný QRS komplex detekován alespoň v polovině svodů. Globální výsledky tedy mohou eliminovat neschopnost detekovat některé QRS komplexy v problémových místech signálu.

Výsledky detektoru byly vyhodnocovány pomocí algoritmu CSE_QRS_tester. Jedná se o program, který pomocí shlukové analýzy porovnává výsledné pozice QRS komplexů získané detektorem, s referenčními pozicemi, které udávají skutečnou pozici QRS komplexů v záznamu. Bylo zde možné nastavit toleranci, se kterou budou detekované QRS komplexy ještě označeny jako správně detekované. Tato tolerance byla nastavena na hodnotu 60, což odpovídá přibližně šířce QRS komplexu. U každého záznamu jsou získány jednotlivé hodnoty TP, FN a FP a z těch je dále vypočtena výsledná hodnota SE a +P. Z celkového počtu 17070 QRS komplexů detektor správně zachytil 16464. Nesprávně detekovaných QRS komplexů bylo 203. Jedná se o výsledky ze standardních svodů. Dosazením do předchozích vzorců dostáváme následující hodnoty.

$$SE = \frac{TP}{TP + FN} \cdot 100 = \frac{16464}{16464 + 606} \cdot 100 = 96,57 \% \quad (20)$$

$$+P = \frac{TP}{TP + FP} \cdot 100 = \frac{16464}{16464 + 203} \cdot 100 = 98,82 \% \quad (21)$$

Z vypočítaných výsledků je vidět, že navržený detektor se kvalitou v podstatě blíží kvalitě detektoru navrženého autory. Jejich detektor dosáhl senzitivity 97,5% a pozitivní prediktivní hodnoty 99,9%. Tyto hodnoty účinnosti však byly dosaženy testováním na datech z databáze MIT, která obsahuje pouze 19 EKG záznamů. Navíc autoři neuvádí, jestli se jedná o hodnoty lokální, nebo globální.

Detektor byl testován také na standardních svodech v globální oblasti, ortogonálních svodech v lokální i globální oblasti a na ortogonálních svodech transformovaných pomocí Dowerovi a Dawsonových matic. Výsledky veškerého testování jsou uvedeny v tabulce 5.

Tabulka 5: Výsledky detektoru u testovaných dat

Popisné statistiky	Standardní svody	Ortogonalní svody	Orto. sv. Dower	Orto. sv. Dawson HC	Orto. sv. Dawson MI
Se	96,57	97,22	x	x	x
+P	98,82	98,76	x	x	x
SeG	99,32	99,12	99,32	99,19	99,52
+PG	100	99,86	100	100	99,93

Jak je vidět z uvedených výsledků, hodnota senzitivity je lepší pro ortogonální svody a pozitivní prediktivní hodnota je skoro shodná. V globální oblasti dosahuje detektor ještě lepších výsledků.

Pomocí transformace ortogonálních svodů na 12svodový systém se dosáhlo ve všech případech lepších výsledků, než při detekci na původních ortogonálních svodech. K transformaci byla využita Dowerova matice, Dawsonova matice pro zdravé jedince (HC) a Dawsonova matice pro pacienty se srdeční vadou (MI). Zjišťování výsledků v lokální oblasti je u transformovaných signálu zbytečné a proto nejsou v tabulce 3 uvedeny.

V porovnání s ostatními autory detektoru QRS dosáhl můj detektor spíše horších výsledků. Například detektor podle Kohlera, Hanninga a Orglemeistera, který je založený na principu procházení signálu nulou, má hodnotu senzitivity 99,7 % a pozitivní prediktivní hodnotu 99,57 %.

Detektor sestrojený Panem a Tompkinsnem z roku 1985 selhal pouze v 0,67 % případů. Autoři zde neuvádí jednotlivé hodnoty senzitivity ani pozitivní prediktivní hodnoty, ale již zmíněné procento selhání se skládá z obou těchto hodnot.

Detektor s horšími výsledky byl například Chouhanův detektor, který sloužil jako předloha původním autorům metody vylepšené detekce s dynamickým prahem. Tento detektor dosahoval senzitivity 87,9 % a pozitivní prediktivní hodnoty 97,6 %.

Ve většině případů dosahují tedy ostatní detektory lepších výsledků. Rozdíl ve výši účinnosti se však pohybuje okolo 3 %, v závislosti na detektoru. Dalo by se tedy říct, že mnou navržený detektor dosahuje podobné kvality. Je také nutné vzít v úvahu fakt, že detektory nebyly testovány na stejných sadách EKG záznamů.

Hlavním problémem celého algoritmu je záporný gradient. Řešení způsobem umocnění tohoto signálu je spíše improvizované a pravděpodobně tím eliminuje původně zamýšlený princip autorů metody.

Jednou z nedokonalostí detektoru je občasné posunutí detekčních čar. Dochází k tomu z důvodu průměrování pozic více detekčních čar k získání jedné výsledné. Pokud jde pouze o začátky a konce QRS komplexu, ze kterých se výsledná detekční čára má skládat, neměl by být v případě jejich správné detekce problém. Pokud je ale některá z těchto čar detekovaná chybně, nebo se nachází v jejich blízkosti i nějaká zcela chybná detekce, dochází k celkovému posunu a správně detekovaný QRS komplex je označen na špatném místě.

6 ZÁVĚR

Cílem této práce bylo teoreticky popsat některé možné způsoby detekce QRS komplexu, nastínit základní princip transformace 3 ortogonálních EKG svodů na 12 standardních svodů, vybrat si a detailně popsat jednu ze složitějších detekčních metod a vytvořit podle ní vlastní detektor v programovém prostředí Matlab. Pokusil jsem se o konstrukci detektoru podle autorů Elgendiho, Jonkmanové a De Boera. Vzhledem k problémům vzniklých kvůli nesrovnalostem v návodu a nedostatečně vysvětlenému postupu, byly navrženy změny v algoritmu pro získání co nejlepších výsledků, ale nejedná se tedy přímo o detektor navrhovaný zmíněnými autory. Takto upravený detektor dosahuje v lokální oblasti hodnoty senzitivity 96,57 % a pozitivní prediktivní hodnoty 98,82 %. V globální oblasti má senzitivitu 99,32 % a pozitivní prediktivní hodnotu 100 %. Původní detektor má senzitivitu 97,5 % a pozitivní prediktivní hodnotu 99,9 %. Tím se upravený detektor víceméně blíží kvalitám původního detektoru. Kvalita obou detektorů však byla testována na různých datech. Mnou upravený detektor byl testován na celé databázi CSE, obsahující 125 standardních EKG záznamů a 125 ortogonálních EKG záznamů. V rámci zlepšení výsledků detekce u záznamů z ortogonálních svodů, bylo zde využito transformačních matic pro umělé navýšení počtu svodů. Využilo se zde Dowerovi matice, Dawsonovi matice pro zdravé jedince a Dawsonovi matice pro pacienty se srdeční chorobou. Ve všech případech se po transformaci dosáhlo lepších výsledků detekce. Všechny výsledky testování kvality detekce jsou uvedeny výše v tabulce 5. Praktická část této práce byla úspěšně prezentována na konferenci EEICT.

LITERATURA

- [1] KOHLER, B. U.; HENNING, C.; ORGLMEISTER, R. The principles of software QRS detection. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, Vol. 21, No. 1, pp. 42-57, 2002.
- [2] DAWSON, D.; YANG, H.; MALSHE, M. et al. Linear affine transformations between 3-lead (Frank XYZ leads) vectorcardiogram and 12-lead electrocardiogram signals. Journal of electrocardiology, Vol. 42, No. 6, pp. 622-630, 2009.
- [3] ELGENDI, M.; JONKMAN, M.; DE BOER, F. Improved QRS Detection Algorithm using Dynamic Treshold. Improved QRS Detection Algorithm using Dynamic Treshold, Vol. 2, No. 1, pp. 16. 2009.
- [4] DOWER. A lead synthesizer for the Frank system to simulate the standard 12-lead electrocardiogram. A lead synthesizer for the Frank system to simulate the standard 12-lead electrocardiogram., Vol. 1, pp. 16. 1968.
- [5] VÍTEK, M. *Automatické rozměření signálů EKG*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 129 s. Vedoucí dizertační práce doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.
- [6] KOZUMPLÍK, J.: Zpracování biologických signálů (AABS): Detektory komplexů QRS. Elektronická přednáška FEKT VUT v Brně, 2008, <https://www.vutbr.cz/elearning/>
- [7] KOZUMPLÍK, Jiří. Analýza biologických signálů: rozpracovaná skripta. Brno, 2012.
- [8] KUBÍK, A. Detektor QRS komplexu. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 37 s, 2 příl. Vedoucí bakalářské práce Ing. Lukáš Smital.
- [9] OKADA, M. A digital filter for the QRS complex detection, IEEE Trans. Biomed. Eng. Vol. 26, pp. 700-703, 1979.
- [10] SUN, Y.; SUPPAPPOLA, S.; WRUBLEWSKI, T. A. Microcontroller-based real-time QRS detection, Biomed. Instrum. Technol., Vol.26, No. 6, pp. 477-484, 1992
- [11] SUPPAPPOLA, S.; SUN, Y. Nonlinear transforms of ECG signals for digital QRS detection: A quantitative analysis, IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 41, pp. 397-400, 1994
- [12] HAMILTON, P. S.; TOMPKINS, W. J. Quantitative investigation of QRS detection rules using the MIT/BIH arrhythmic database, IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 33, pp. 1157-1165, 1986
- [13] MALLAT, S.; HWANG, W. L. Singularity detections and processing with wavelets, IEEE Trans. Inform. Theory, Vol. 38, pp. 617-643, 1992
- [14] Kašpar, J. Realization of QRS Detector, Student EEICT, Vol. 1, pp. 64-66, 2014

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1: EKG křivka	8
Obrázek 2. Blokové schéma obecného detektoru	10
Obrázek 3. Nefiltrovaný signál MO1_003_12 zatížený driftem	11
Obrázek 4. Stejný EKG signál po projití pásmovou propustí.....	11
Obrázek 5. Ukázka signálu a jeho obálky [8]	13
Obrázek 6. Detekce signálu porovnávání posledního maxima s hodnotou V [1].....	15
Obrázek 7. Vlnková funkce s nulovou střední hodnotou [1]	17
Obrázek 8. Blokové schéma detektoru s dynamickým prahem [3]	25
Obrázek 9: Původní normalizovaný signál	27
Obrázek 10: Filtrovaný a normalizovaný signál	28
Obrázek 11: Problémový signál s omezenou amplitudou	29
Obrázek 12: Gradient filtrovaného signálu	29
Obrázek 13: Signál po projití průměrovacím filtrem.....	30
Obrázek 14: Signál po transformaci sigmoidální funkcí	31
Obrázek 15: Signál FG4	31
Obrázek 16. První svod signálu MO1_055_12 se správnou detekcí QRS komplexů	33
Obrázek 17. Třetí svod signálu MO1_021_12 zatížený driftem se správnou detekcí QRS komplexů.....	33
Obrázek 18. Šestý svod signálu MO1_033_12 se zápornými R vlnami	34
Obrázek 19. Druhý svod signálu MO1_010_03 se zápornými R vlnami	34
Obrázek 20. První svod signálu MO1_034_12 s nedetekovanými některými R vlnami	35
Obrázek 21. Sedmý svod signálu MO1_034_12 s velmi problémovou detekcí v důsledku artefaktů	35
Obrázek 22. První svod signálu MO1_006_12 s problémovou detekcí v důsledku vysoké amplitudy	36
Obrázek 23. Signál z 12svodového EKG s falešně pozitivními R vlnami	36