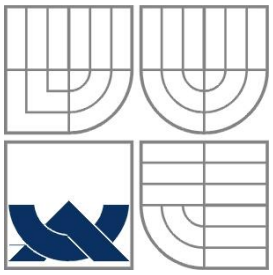
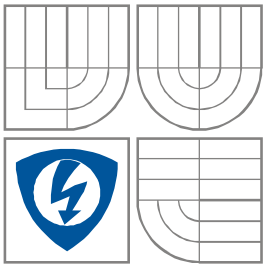


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

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 VÁCLAV NERUŠIL

AUTHOR

VEDOUCÍ PRÁCE Ing. MARTIN VÍTEK Ph.D.

SUPERVISOR

BRNO, 2012

VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor
Biomedicínská technika a bioinformatika

Student: Václav Nerušil *ID:* 125064
Ročník: 3 *Akademický rok:* 2011/2012

NÁZEV TÉMATU:

Detekce komplexu QRS s využitím transformace svodů

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Nastudujte a popište základní principy a metody detekce komplexů QRS. Vypracujte liteární 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 srovnejte 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: 6.2.2012 *Termín odevzdání:* 25.5.2012

Vedoucí práce: Ing. Martin Vítek, Ph.D.

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.
Předseda oborové rady

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

NERUŠIL, V. *Detekce komplexu QRS s využitím transformace svodů.* Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2012. 35s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Martin Vítek, Ph.D.

ABSTRAKT

Cílem této bakalářské práce je seznámení se s metodami detekce komplexu QRS a jednu zvolenou metodu detekce realizovat prostřednictvím programovacího rozhraní Matlab. Detektor je otestován na databázi CSE a výsledky jsou srovnány s jinými metodami. Druhá část této práce je věnována stručně teorii metod transformaci svodů mezi různými svodovými systémy a jejich využití pro zvýšení úspěšnosti detekce QRS.

KLÍČOVÁ SLOVA

Detekce QRS; vlnková transformace; EKG signál; transformace svodů EKG

ABSTRACT

The aim of this bachelor's thesis is to become familiar with methods of detection of the QRS complex and the one chosen detection method realize by the Matlab. The detection of QRS is tested on a database CSE and the results are compared with other methods. The second part of this thesis is devoted to the theory of transformation methods leads and their use to increase the success of QRS detection.

KEY WORDS

Detection of QRS; wavelet transform; ECG signal; transformations leads

Prohlášení

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

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

V Brně dne 25.5.2012 .....
podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce Ing. Martinu Vítkovi Ph.D za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování této bakalářské práce.

V Brně dne 25.5.2012 .....
podpis autora

Obsah

Seznam obrázků 7
1. Úvod 8
2. Metody detekce QRS komplexu 9
2.1. Detektor založený na číslicové filtraci 9
2.2. Detektory založené na diferenčních algoritmech 10
2.3. Detektory založené na vlnkové transformaci 11
2.4. Detektory založené na neuronových sítích 13
2.5. Detektory ostatních metod 14
3. Realizace detektoru komplexu QRS 15
3.1. Předzpracování 15
3.2. Využití shlukové analýzy 18
3.3. Fáze rozhodování 19
3.4. Ukázky detekce 23
3.5. Výsledky testování na databázi CSE 29
3.6. Porovnání dosažených výsledků s jinými metodami 30
4. Transformace svodů 31
4.1. Dowerova transformace 31
4.2. Dawsonova transformace 32
4.3. Realizace transformace svodů pro zvýšení úspěšnosti detekce QRS 32
5. Závěr 34
6. Seznam použité literatury 35

Seznam obrázků

Obr. 2.1: Blokové schéma obecného detektoru QRS. 9

Obr. 2.2: Vlevo: průběh mateřské vlnky *Ψ(t)*; vpravo: odpovídající frekvenční odezvy pro měřítka 2^1, 2^2, 2^3, 2^4 a 2^5. Převzato z [5]. 12

Obr. 3.1: Princip algoritmu funkce *swt* pro první krok zpracování. 15

Obr. 3.2: Princip algoritmu funkce *swt* pro další krok zpracování. 16

Obr. 3.3: a) Měřítková funkce; b) Vlnková funkce; c), d) Impulsní charakteristika výchozí rozkladové dolní a horní propusti. 16

Obr. 3.4: Porovnání signálu EKG (červeně) a transformovaného signálu (pro měřítko 2^3)..... 17

Obr. 3.5: Blokové schéma navrženého algoritmu detekce QRS pro jeden svod EKG. 18

Obr. 3.6: Ukázka stromové struktury dendrogramu 19

Obr. 3.7: Zobrazení prahové hodnoty v transformovaném signálu EKG. 20

Obr. 3.8: Ukázka lokálních extrémů nad prahem v transformovaném signálu EKG. 20

Obr. 3.9: Výsledky detekce QRS a porovnání s referenčními hodnotami pro jednotlivá měřítka. 21

Obr. 3.10: Skutečné a detekované pozice komplexů QRS v signálu *MO_053_03*, svod *X*. 22

Obr. 3.11: Lokálně detekované pozice QRS, u svodu *Z* jsou významné chyby zvýrazněny. 23

Obr. 3.12: Globálně detekované pozice QRS s využitím modulu vektoru prostorového napětí. 24

Obr. 3.13: Detekce komplexu QRS, lokální verze, signál *MO_077_03*, *FP* = 1, *FN* = 0. 25

Obr. 3.14: Detekce komplexu QRS, globální verze, signál *MO_077_03*, *FP* = 0, *FN* = 0. 25

Obr. 3.15: Detekce komplexu QRS, lokální verze, signál *MO_097_03*, *FP* = 0, *FN* = 2. 26

Obr. 3.16: Detekce komplexu QRS, globální verze, signál *MO_097_03*, *FP* = 0, *FN* = 0. 27

Obr. 3.17: Detekce komplexu QRS, lokální verze, signál *MO_005_03*, *TP* = 51, *FP* = 2, *FN* = 0. 28

Obr. 3.18: Detekce komplexu QRS, globální verze, signál *MO_005_03*, *TP* = 51, *FP* = 3, *FN* = 0. ... 28

Obr. 4.1: Blokové schéma algoritmu pro detekci QRS komplexů v transformovaných svodech 32

1. Úvod

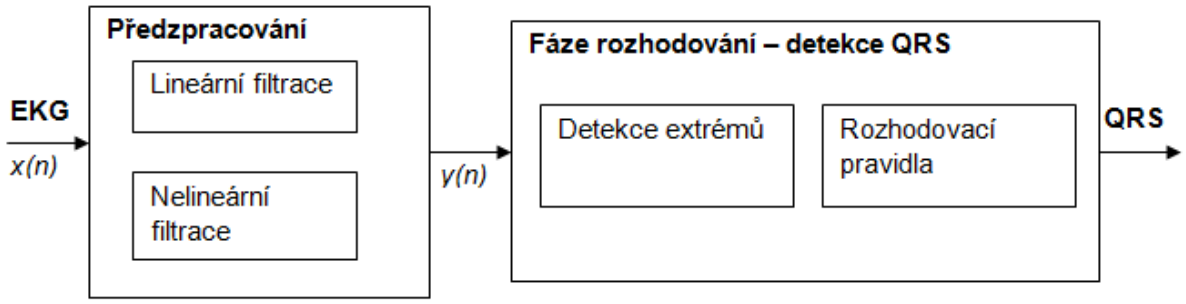
Elektrokardiografie je rozšířenou diagnostickou metodou snímání elektrické aktivity srdce. Doposud tato metoda vyšetření srdce nebyla nahrazena lepší metodou, ale naopak se hledají stále lepší zdokonalování této metody. Důraz je kladen ke spolehlivé detekci nejvýraznějšího úseku EKG křivky - komplexu QRS. Tento komplex je u nepatologických EKG křivek vyjádřením depolarizace srdečních komor a je tvořen třemi kmity. Detekce výskytu komplexu QRS nalézá uplatnění např. při analýze variability srdeční rytmu nebo také ke stanovení tepové frekvence na jednotce intenzivní péče.

V úvodu první části práce se věnuje obecnému rozboru detektoru komplexu QRS, dále je uveden teoretický rozbor významných metod detekce komplexu QRS. Teoretická část se hlouběji zabývá metodami detekcí komplexu QRS, kde pro předzpracování signálu EKG je použita vlnková transformace. Metoda využívající vlnkovou transformaci je v rámci této práce také zvolena k praktickému realizování metody detekce QRS. Tato praktická část je stěžejní náplní této bakalářské práce a je jí věnována největší pozornost. Princip navrženého detektoru a postup získání komplexu QRS ze signálu EKG je podrobně teoreticky rozebrán. Detektorem jsou hledány pozice QRS lokálně a globálně s využitím shlukové analýzy. Funkčnost detektoru je hodnocena v podkapitole ukázek detekce. Na závěr této části je úspěšnost detektoru vyhodnocena a srovnána s jinými přístupy detekce komplexu QRS.

Poslední část této práce se věnuje navyšování úspěšnosti detekce pomocí vybraných tří transformačních přístupů. Ke zvýšené úspěšnosti detekce bychom měli dospět využitím získaných více počtu svodů z transformace. K nalezení globálních pozic opět využijeme shlukovou analýzu. Stručně jsou teoreticky rozebrány vybrané transformační metody. V závěru práce jsou zhodnoceny dosažené výsledky a dosažené cíle této práce.

2. Metody detekce QRS komplexu

V současné době existuje velké množství různých metod pro detekci QRS komplexu. Všechny metody mají základní princip detekování: fázi předzpracování a rozhodovací fázi pro detekci QRS komplexů jak je uvedeno na Obr. 2.1.



Obr. 2.1: Blokové schéma obecného detektoru QRS.

Kde *x(n)* je vstupní signál EKG v číslicové formě. V bloku předzpracování dochází k úpravě signálu pomocí lineárních nebo nelineárních filtrů a jeho výstupem je předzpracovaný signál *y(n)*. Předpokládá se, že technika předzpracování dostatečně zvýrazní komplexy QRS pro snadnější určení pozic QRS. Ve fázi rozhodování již dochází k samotné detekci QRS, jsou nalezeny v upraveném signálu extrémy a určitým pravidlem stanoven práh, jimž jsou potlačeny nežádoucí extrémy. Nakonec pro danou techniku detekování jsou předem stanovené algoritmy, které rozhodnou o přítomnosti QRS komplexu. Výstupem celého blokového schéma na Obr. 2.1 je soubor pozic komplexů QRS.

Vstupní signál EKG může být poškozen artefakty [1], jako jsou rušení svalovou kontrakcí či dýcháním, pohybem pacienta, síťové rušení. apod.. Tato rušení by neměla být pro spolehlivý detektor překážkou k úspěšné detekci komplexu. Od detektoru požadujeme pokud možno co nejmenší chybovost, tedy aby nebyly detekovány komplexy, které se nevyskytují v signálu a také aby nevynechal detekci těch komplexů QRS, které v signálu přítomny jsou. Spolehlivost detektoru je možno testovat na databázích záznamů EKG, např. na databázi CSE.

2.1. Detektor založený na číslicové filtraci

Rozmezí frekvence, které je typické pro komplex QRS se pohybuje v hodnotách frekvence od 10 Hz do 25 Hz [2], tedy pomocí filtrů zvýrazníme komplex QRS (nejen digitálními filtry) a současně potlačíme nežádoucí rušení signálu, artefakty vzniklé při měření a jiné složky EKG

signálu. Nejčastěji se u metod založených na číslicové filtraci využívá filtru typu horní propust, dolní propust, pásmová zádrž nebo také nelineární způsob filtrace.

Filtry mohou být dále zapojovány paralelně, sériově. V článku [2] je uveden způsob algoritmu, kde je signál EKG filtrován dvěma různým filtry zapojených paralelně s rozdílnou mezní frekvencí. Dále je vypočten rozdíl mezi výstupy těchto filtrů *$y_1(n)$*, který je dále zpracován podle rovnice

$$y_2(n) = y_1(n)\left[\sum_{k=-m}^{m} y_1^2(n+k)\right]^2. \tag{2.1}$$

Je to nelineární rovnice, která vede k relativnímu potlačení malých hodnot a mírnému vyhlazení vrcholů. Prahová hodnota je počítána adaptivně dle rovnice

$$\Theta = max[z_n]/8, \tag{2.2}$$

kde *z(n)* je tvořen *y2(n)* tak, že je omezen dolní propustí s vyšší mezní frekvencí.

Výhodou metod využívajících číslicových filtrů je jejich často jednoduchost a především jejich nízká výpočetní složitost pro jejich realizaci [2]. Jsou také nejčastěji využívány pro předzpracování signálu EKG.

2.2. Detektory založené na diferenčních algoritmech

Tyto metody detektorů jsou ve starších technikách detekce, bývají použity různé způsoby algoritmů, pouze s užitím první derivace, první a druhé derivace nebo algoritmus číslicového filtru, zejména filtru typu horní propust uskutečněn pomocí diference. Nejpoužívanější diferenční filtry jsou vyjádřeny rovnicemi [2]:

$$y_{1(n)} = x(n+1) - x(n-1), \tag{2.3}$$

$$y_{1(n)} = 2x(n+2) + x(n+1) - x(n-1) - 2x(n-2), \tag{2.4}$$

$$y_{1(n)} = x(n) - x(n-1). \tag{2.5}$$

Definice rovnice druhé derivace

$$y_2(n) = x(n+2) - 2x(n) + x(n-2). \tag{2.6}$$

Následná detekce komplexu QRS je provedena na základě porovnávání s prahem. Obvykle hodnoty prahu jsou počítány s ohledem na měnící se vlastnosti signálu, to je provedeno podle rovnice

$$\Theta_x = 0.3 \ldots 0.4 \cdot \max[x]. \tag{2.7}$$

Tato metoda stanovení prahu se běžně používá i u jiných metod detekce komplexu QRS.

2.3. Detektory založené na vlnkové transformaci

Vlnková transformace je v poslední době častou metodou pro předzpracování signálu EKG, s poměrně dobrými výsledky spolehlivosti detekce komplexu QRS. Je to lineární transformace, pro kterou je zvolena bázová funkce tzv. vlnka. U detektorů QRS je z vlnkové transformace využívána její schopnost rozložit signál do určitých složek, které se pak objevují v různých měřítcích.

Vlnková transformace je definována jako integrální transformace, kde pomocí bázové funkce se hledají společné rysy. Výsledkem je dvojrozměrná funkce [3]

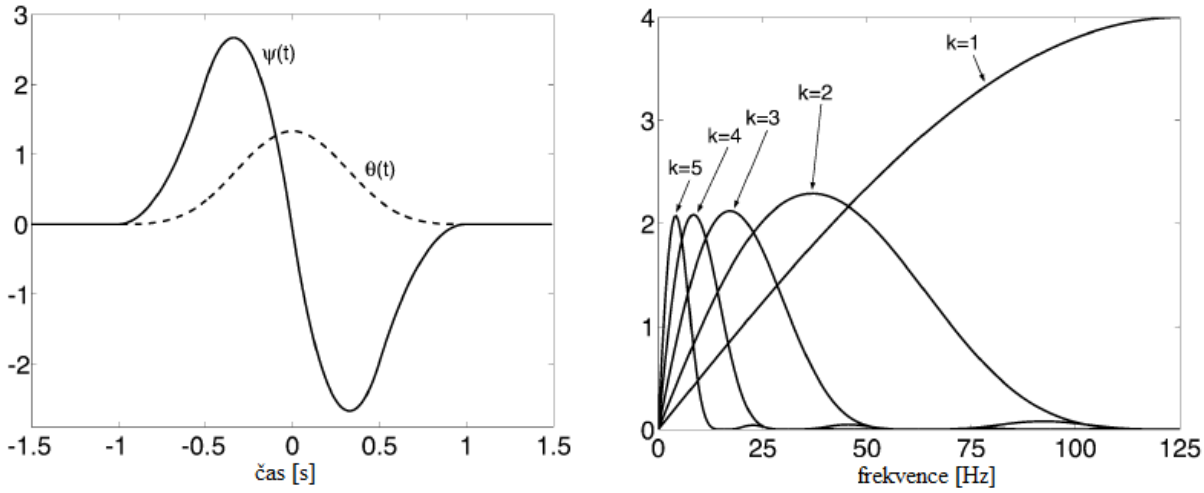
$$S_{CWT}(a,b) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)\psi_{a,b}^{*}(t)dt, \qquad a > 0, \qquad b \in R, \tag{2.8}$$

kde $\Psi^{*}(t)$ značí komplexně sdruženou funkci mateřské vlnky $\Psi(t)$.Spektrum S_{CWT} je dáno korelací mezi analyzovaným signálem $f(t)$ a bázovou funkcí tzv. vlnkou. Tato vlnka je definována podle [2] jako

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{2}} \cdot \psi\left(\frac{t-b}{a}\right). \tag{2.8}$$

Rovnice (2.8) nám podle parametru a a b určuje dilataci a měřítko vlnky. Je tedy dána jedna konkrétní vlnka tzv. mateřská vlnka $\Psi(t)$, která je stejná pro všechny vektory (a,b) a parametry a a b modifikují mateřskou vlnku do vlnek nezývanou jako rodina vlnek. Kde parametr a se označuje jako měřítko a rozhoduje o dilataci vlnky a parametr b ovlivňuje časový posun funkce podél časové osy, tímto způsobem se postupně vlnkami pokryje celý rozsah signálu $f(t)$. Vlnka by měla splňovat určité vlastnosti, např. nulová střední hodnota a také musí mít konečnou energii.

V článcích [5] a [6] jako mateřskou vlnku zvolili funkci kubický splajn viz. Obr. 2.2.



Obr. 2.2: Vlevo: průběh mateřské vlnky *Ψ(t)*; vpravo: odpovídající frekvenční odezvy pro měřítka 2^1, 2^2, 2^3, 2^4 a 2^5. Převzato z [5].

Přístupy detekce komplexů QRS jsou častěji založeny na diskrétní vlnkové transformaci. Která je definována obdobně

$$S_{CWT}(2^j, b) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)\psi^*_{2^j,b}(t)dt, \tag{2.9}$$

s tím, že měřítko *a* je vzorkováno v dyadické posloupnosti jak je patrné ze vztahu

$$a = 2^j, \qquad b = n\,2^j = k\,a, \qquad pro\ j, k\ celé, \qquad j \geq 1, \tag{2.10}$$

ale časová osa *b* je dělena rovnoměrně.

Dyadický tvar vlnkové transformace s diskrétním časem, přestože se jedná o integrální transformaci je často realizována bankami filtrů, kde se využívá filtrů typu dolní a horní propust.

Většina přístupů detekce pomocí vlnek je založena na principu Mallatova a Hwangova [2], kde se vyhodnocuje shoda mezi blízkými dvojicemi lokálních maxim vlnkových koeficientů. Tyto koeficienty se projevují jako opačné extrémy. Vyhodnocení těchto rysů je pak provedeno pomocí místního Lipschitova exponentu *α,* jenž je podle článku [2] definován rovnicemi

$$\alpha_j = \log_2\left|Wf(2^{j+1}, n^{j+1})\right| - \log_2\left|Wf(2^j, n^j)\right| \tag{2.11}$$

a

$$\alpha = \frac{\alpha_1 + \alpha_2}{2}. \tag{2.12}$$

Využití spojité vlnkové transformace pro předzpracování signálu EKG není tak běžné jako využití dyadické vlnkové transformace. Nevýhodou této metody je poměrně náročná výpočetní složitost oproti dyadické vlnkové transformaci [2]. Touto metodou se zabývali např. autoři v článku [4] a pomocí nových přístupů dosáhli dobrých výsledků senzitivity 99,29%. Svůj přístup detekce založili na volbě jednoho měřítka pro které dosáhli nejlepších výsledků.

Metoda banky filtrů je úzce spojena s vlnkovou metodou. Bankou filtrů se rozkládá signál EKG na počet požadovaných uzlů, pro každý uzel náleží určité pásmo rozloženého signálu. V přístupu založeném na této metodě v článku [7] touto metodou autoři dosáhli velmi dobrých výsledků při stanovení prahu z průměru chybovosti detektoru 0,175%, což je velmi dobrý výsledek.

2.4. Detektory založené na neuronových sítích

Nelineární zpracování, třídění a optimalizace signálu jsou široce používány umělé neuronové sítě. Výsledky v mnoha aplikacích prokázaly větší výhodnosti než běžné lineární přístupy. Pro zpracování signálu EKG se využívá nejvíce vícevrstvý perceptron, radiální bázové funkce a vektorová kvantizace samoučení. Sítě vícevrstvého perceptronu se skládá z několika vrstev vzájemně propojených neuronů, kde každý neuron zastává funkci

$$y = f\left(w_0 + \sum_{i=0}^{N} w_i x_i\right) \tag{2.13}$$

kde w_i jsou váhy přidělenému vstupu x_i a *f(.)* jako lineární nebo nelineární.

Pro realizace radiální bázové funkce platí vztah

$$y(n) = \sum_{i=+}^{N} w_i exp\left(\frac{x(n) - c_i}{\sigma_i}\right), \tag{2.14}$$

kde *x(n)* označuje vstupní vektorová data. *N* je počet neuronů, koeficienty jsou w_i a c_i jsou centrální vektory. Radiální bázová funkce je úzce spojena s fuzzy logikou, což je výhodné pro větší předvídatelnost a tím také i pro lepší spolehlivost oproti vícevrstvého perceptronu.

Pro sítě zakládající se na znalosti vektorové kvantizace se skládají ze vstupní vrstvy a lineární vrstvy. Konkurenční vrstva se automaticky učí zařadit vstupní vektory do podtříd, kde maximální počet podtříd *N* se rovná počtu konkurenčních neuronů. Lineární vrstva slučuje podtřídy první vrstvy uživatelem definované cílové skupiny [2].

2.5. Detektory ostatních metod

Pro detekci komplexu QRS jsou definovány další metody, avšak méně významné než uvedené čtyři samostatně v podkapitolách.

Detekce pomocí genetických algoritmů využívá navržených optimálních kombinací polynomiálních filtrů pro předzpracování EKG a parametrů pro fázi rozhodování. Touto metodou je dosaženo úspěšnosti srovnatelnou s metodou založenou na vlnkové transformaci.

Další metody jsou založené např. na adaptivních filtrech nebo skrytých Markových modelech, které modelují data pomocí pravděpodobnostní funkce, dále metoda transformace délky a energie, průchod nulovou hladinou [11], Hilbertova transformace a detekci založenou na odhadu maximum a posteriori (MAP).

3. Realizace detektoru komplexu QRS

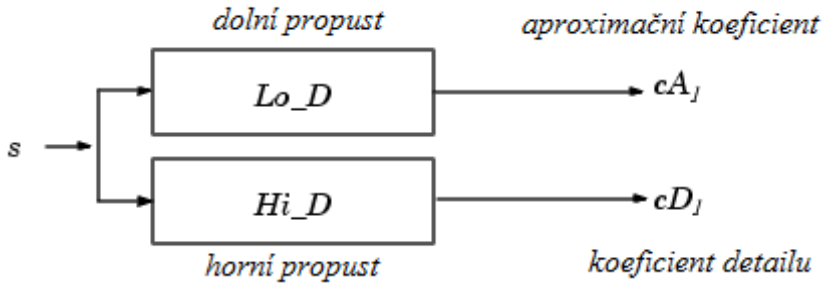
Praktická část této práce obsahuje realizaci zvoleného detektoru QRS komplexů a následné otestování úspěšnosti tohoto detektoru na databázi CSE pro originální EKG. Zvolil jsem metodu založenou na dyadické vlnkové transformaci. Touto metodou je dosahováno dobrých výsledků a byly popsány různé postupy realizace tohoto detektoru. Snahou této práce bylo nalézt vlastní algoritmus pro rozhodovací pravidla ke stanovení pozic komplexu QRS. Naprogramovaný detektor je uložen v souboru pod názvem *Detektor_QRS.m.*

3.1. Předzpracování

Cílem fáze předzpracování je vstupní signál EKG upravit tak, aby byly co nejlépe zvýrazněny oblasti výskytu komplexu QRS. Jak již bylo uvedeno v kapitole 2, QRS komplex se nachází v určitém frekvenčním pásmu. Této informace využijeme pro realizaci detektoru s využitím vlnkové transformace.

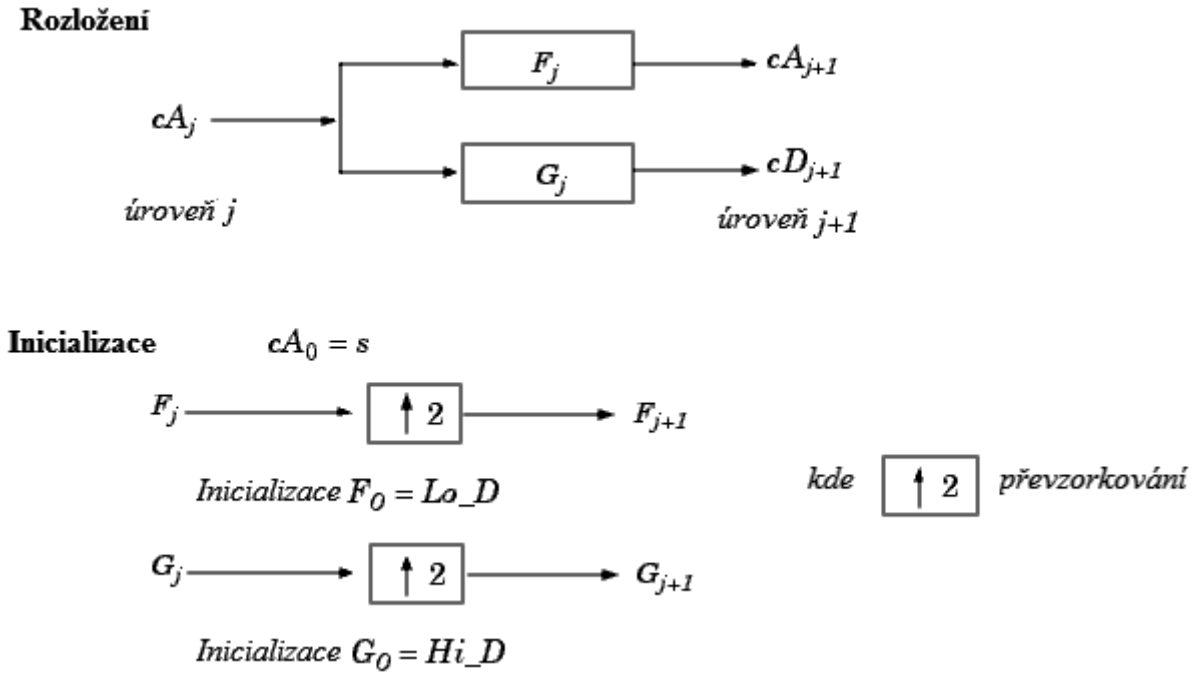
Realizace detektoru byla provedena v programovém rozhraní Matlab, které obsahuje funkci *swt* pro dyadickou vlnkovou transformaci nebo funkci *cwt* pro spojitou vlnkovou transformaci. Bylo pro předzpracování signálu použito funkce *swt*. Dyadická forma vlnkové transformace častěji využívána pro předzpracování a je také méně náročná na výpočetní složitost [2].

Princip algoritmu funkce *swt* v Matlabu je popsána v uživatelské podpoře tohoto programu [8]. Nejprve vstupní signál *s* konečné délky *N* vytvoří dva výstupy: aproximační koeficient cA_j a koeficient detailu cD_j. Tyto vektory jsou získávány prostřednictvím filtrů typu dolní a horní propust, jak je uvedeno na Obr. 3.1.



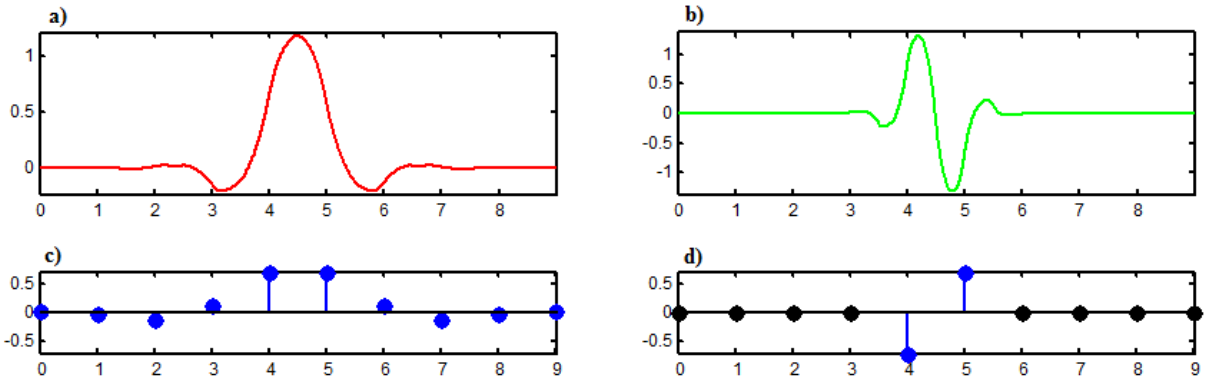
Obr. 3.1: Princip algoritmu funkce *swt* pro první krok zpracování.

Ve druhém kroku rozkladu se již zabýváme pouze koeficienty aproximace cA_j, dále jsou opět filtrovány upravenými filtry (F_{j+1} a G_{j+1}) horní a dolní propust získané převzorkováním. Krok následující je schematicky vysvětlen na Obr. 3.2



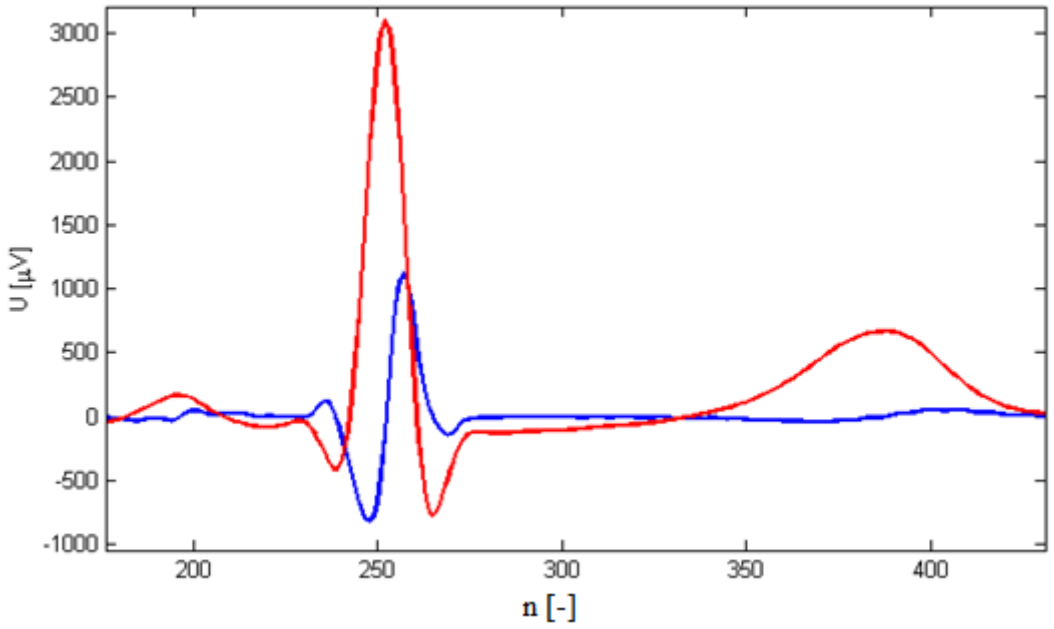
Obr. 3.2: Princip algoritmu funkce *swt* pro další krok zpracování.

Vstupním realizačním parametrem funkce *swt* je signál, v našem případě signál EKG z databáze CSE, dále volba měřítka a volba vlnky. Zvolena byla vlnka *bior1.5* z rodiny biortogonálních vlnek, která je předdefinována Matlabem, její podoba je na Obr. 3.3: a) Měřítková funkce; b) Vlnková funkce; c), d) Impulsní charakteristika výchozí rozkladové dolní a horní propusti.Obr. 3.3.



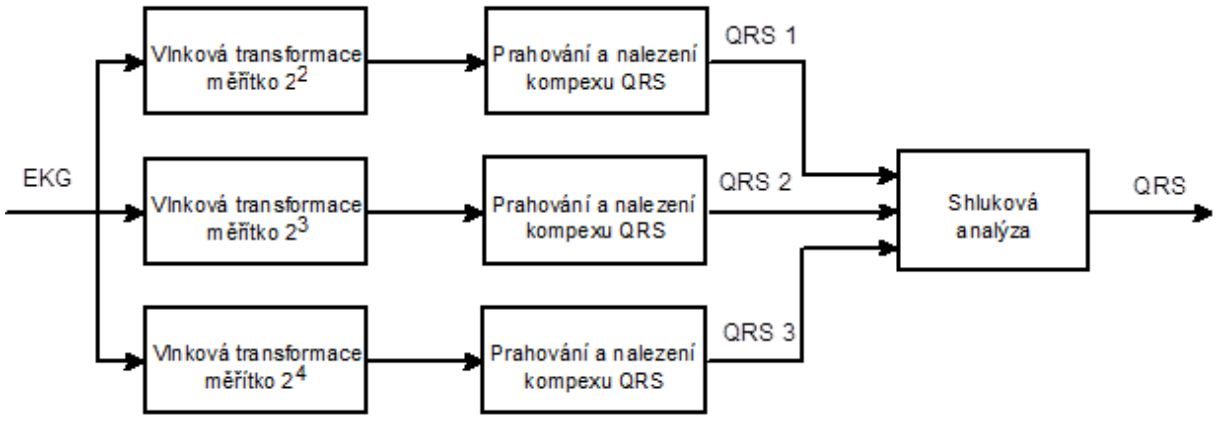
Obr. 3.3: a) Měřítková funkce; b) Vlnková funkce; c), d) Impulsní charakteristika výchozí rozkladové dolní a horní propusti.

Výstupem matlabovské funkce *swt* je pět průběhů signálu (načtený EKG signál a transformované signály s měřítkem 2^1, 2^2, 2^3 a 2^4). Na Obr. 3.4 je porovnáván úsek EKG v původním tvaru (červeně) s úsekem transformovaného signálu EKG pro měřítko 2^3 (modře). Je patrné, že bylo dosaženo cíle potlačit nežádoucí složky signálu jako jsou vlna P a vlna T. Porovnáním získáváme cennou informaci o konkrétní pozici R-vlny pro transformovaný signál. Při programování detekce pozice QRS komplexu budeme z této znalosti vycházet a hledat v transformovaném signálu průchod nulou mezi opačnými extrémy.



Obr. 3.4: Porovnání signálu EKG (červeně) a transformovaného signálu (pro měřítko 2^3).

Navržený program v prvém kroku načte signál EKG, je zapotřebí signál prodloužit o minimálně osm vzorků (minimální počet vzorků pro měřítko 2^4 je 5008), v našem případě je signál prodloužen hodnotou posledního vzorku načteného signálu. Pomocí funkce *swt* je signál transformován, k detekci a následnému porovnání detekovaných QRS komplexů mezi měřítky jsou využita měřítka 2^2, 2^3 a 2^4. Blokové schéma navržené metody detekce komplexu QRS je na Obr. 3.5.



Obr. 3.5: Blokové schéma navrženého algoritmu detekce QRS pro jeden svod EKG.

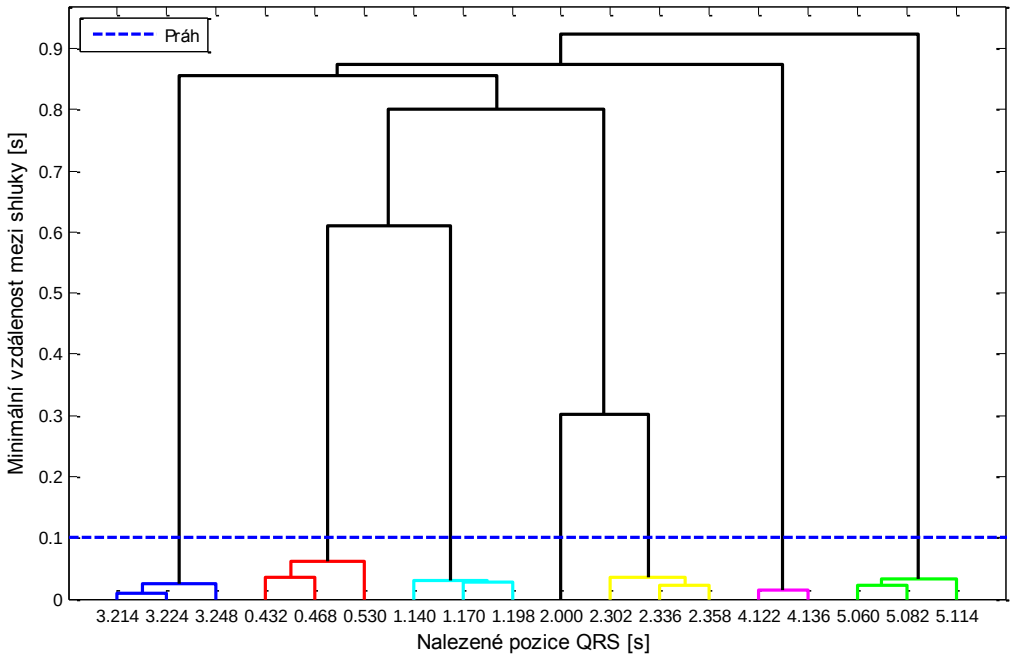
3.2. Využití shlukové analýzy

Pomocnou funkcí navrženého algoritmu detektoru je funkce pod názvem *shlukova.m.* Tato funkce slouží ke shlukování pozic QRS komplexů na jedné pozici, kde se nachází současně více opačných extrémů, dále ke shlukování pozic z jednotlivých měřítek a nakonec i pro globální detekci (bude uvedeno v následující podkapitole).

Obecně cílem shlukové analýzy je seskupovat podobné objekty do tzv. shluků, v našem případě nalézt a shluknout nejbližší pozice QRS komplexů, které od sebe nejsou příliš vzdáleny. Pro výpočet podobností mezi jednotlivými páry pozic je užito výpočtu Euklidovské vzdálenosti, tento výpočet je proveden pro všechny vyskytující se kombinace dvojice pozic. Z vypočtených vzdáleností jsou postupně vytvářeny shluky, přičemž rozhodující pro vytvoření jednoho shluku z dvou objektů je vzájemná vzdálenost. Vzdálenost mezi objekty pro vytvoření shluku je právě ta nejmenší, tedy hledáme dva sobě si nejbližší objekty. Proces se opakuje a opět se hledá další nejbližší dvojice objektů.

Pro lepší orientaci ve vzájemných podobnostech pozic možné vytvořit stromovou strukturu tzv. dendrogram. Z této stromové struktury je následně vybrán ten soubor shluků, který je vzájemně maximálně vzdálen 50 vzorků (100 ms). Ukázka dendrogramu s vyznačenou prahovou hodnotou je na Obr. 3.6. Algoritmus se dále zabývá pouze shluky, které protíná prahová hodnota, tyto shluky byly vytvořeny z 18 pozic komplexů QRS. Posledním kritériem pro rozhodnutí, zda je hodnota shluku hledanou pozicí, je počet shluknutých pozic QRS ve shluku. Na uvedeném obrázku je vidět, že prahová hodnota protíná celkem 7 souborů shluků, kde jich pět obsahuje tři pozice QRS, jeden shluk pozice dvě a

poslední obsahuje pouze jednu pozici QRS, v tomto případě je tato pozice považována za falešnou a je vyřazena. Konkrétně tento uvedený postup je využit pro shlukování hodnot mezi měřítky a také k nalezení globálních pozic QRS.



Obr. 3.6: Ukázka stromové struktury dendrogramu

3.3. Fáze rozhodování

Z fáze předzpracování máme k dispozici tři transformované průběhy EKG (pro měřítka 2^2, 2^3 a 2^4). V jednotlivých měřítcích bude program detekovat QRS zvlášť. Nejprve je stanovena prahová hodnota prahovým kritériem, pro které existuje několik způsobů výpočtu [7]:

a) práh vypočtený z průměru:

$$prah = k_1 \cdot \text{průměr}(x), \tag{3.1}$$

b) práh vypočtený ze směrodatné odchylky:

$$prah = k_2 \cdot \sqrt{\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N}(x_i - \bar{x})^2}, \tag{3.2}$$

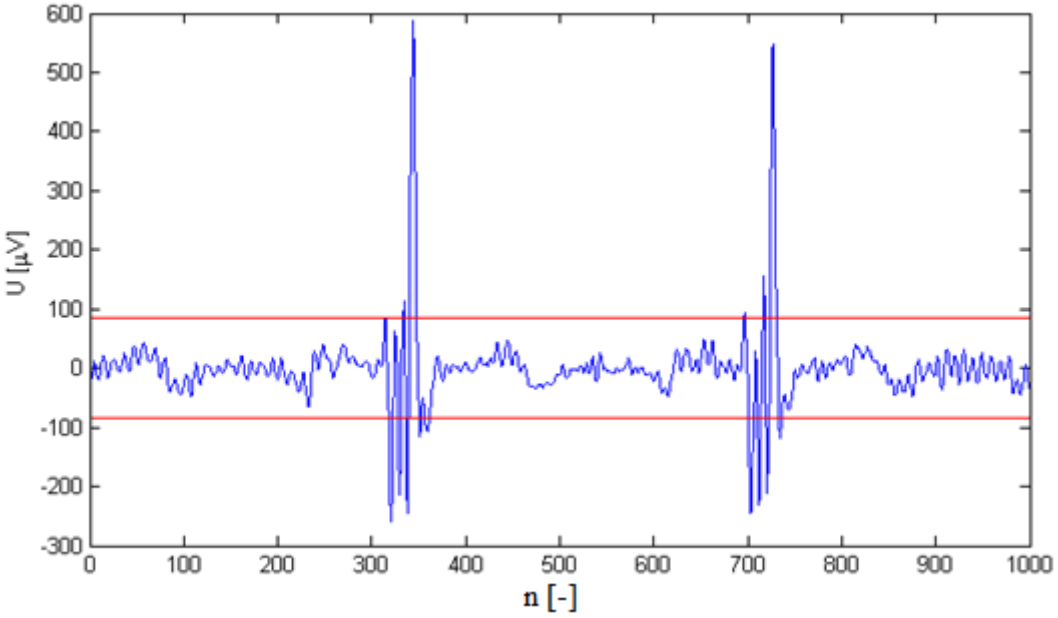
c) práh vypočtený z maxima:

$$prah = k_3 \cdot \max(x), \tag{3.3}$$

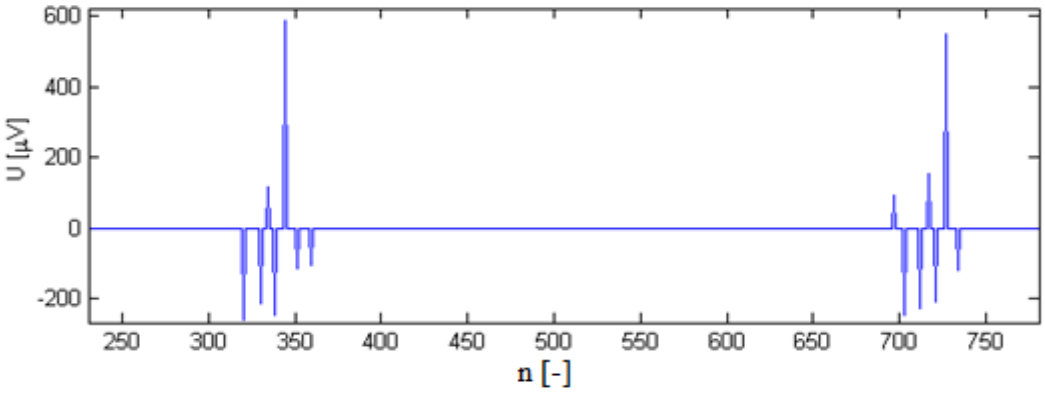
kde x je transformovaný signál EKG délky N a $k_{1...3}$ je zvolená konstanta, která může být ve zvláštních případech proměnná v závislosti na změnách v dalších vstupních signálech.

V našem případě je práh stanoven výpočtem ze směrodatné odchylky a byla stanovena pevná konstanta pro všechny vstupní signály. Hodnota konstanty byla určena testováním a byla zvolena na základě nejvyšší úspěšnosti detekce. Ukázka prahové hodnoty zobrazené současně s transformovaným signálem je na

Obr. 3.7. Vzorky n, jejichž absolutní hodnoty x_n<*prah*, jsou tyto hodnoty nahrazeny nulou. Z obrázku je zřejmé, že nelze stanovit pouze požadované lokální extrémy, ale je jich současně více.

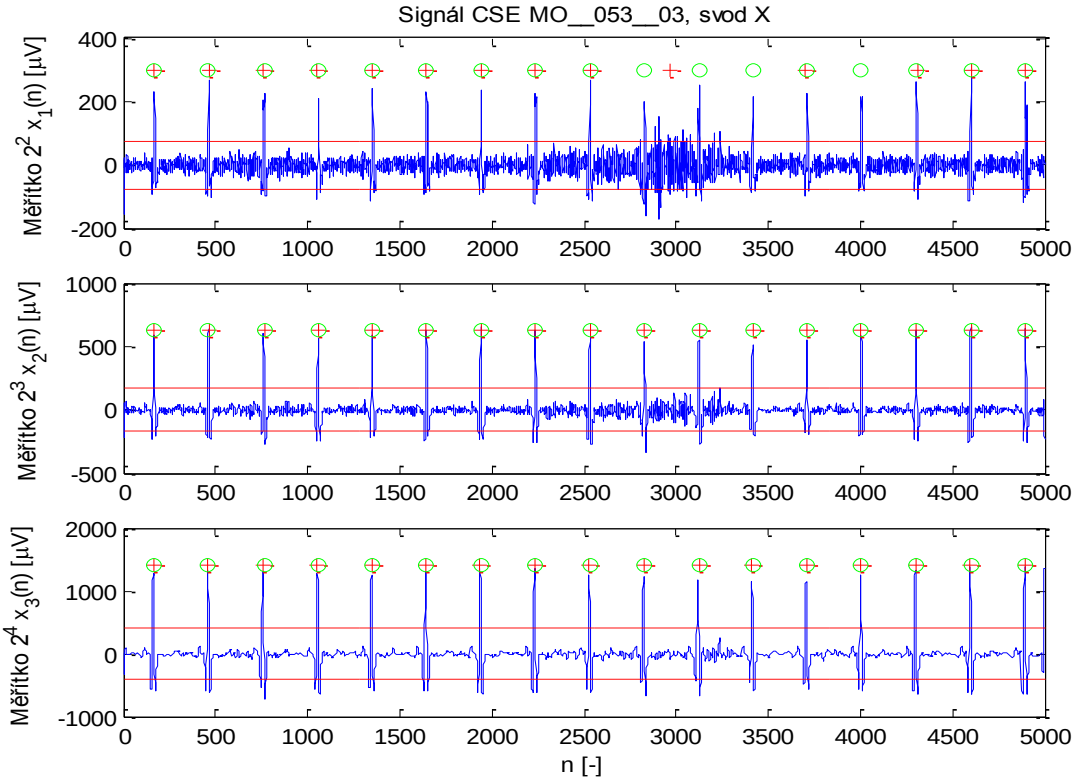


Obr. 3.7: Zobrazení prahové hodnoty v transformovaném signálu EKG.



Obr. 3.8: Ukázka lokálních extrémů nad prahem v transformovaném signálu EKG.

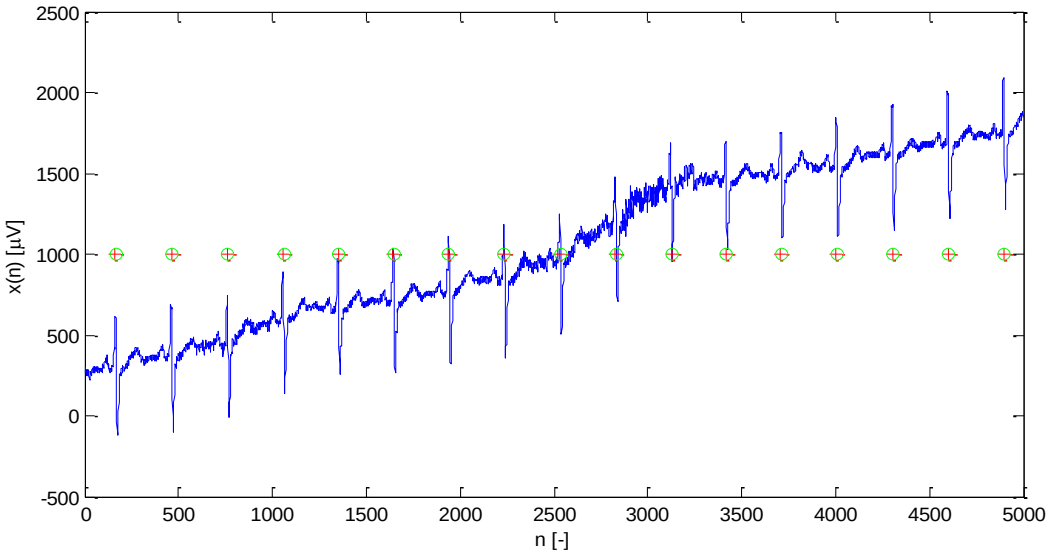
Na Obr. 3.8 je ukázka nalezených hodnot lokálních extrémů, které byly v absolutní hodnotě vyšší než práh. Dalším algoritmem jsou odstraněny nežádoucí lokální extrémy, tj. zachovají se pouze dvojice opačných extrémů pro něž platí, že refrakterní doba je menší než 100 ms. Nakonec pomocí shlukové analýzy jsou pozice v okolí jednoho komplexu QRS shluknuty do jediné hodnoty, jak již bylo uvedeno výše, v oblasti QRS komplexu je nalezeno více průchodů nulou opačných extrému. Výsledkem je tedy soubor pozic QRS detekovaných pro dané měřítko. Předchozí postup se opakuje pro další dvě měřítka. Ukázka výsledků detekcí v jednotlivých měřítcích jsou na Obr. 3.9, znak červené „+“ značí detekovaný QRS komplex navrženým algoritmem a zelený kruh je skutečná pozice komplexu QRS.



Obr. 3.9: Výsledky detekce QRS a porovnání s referenčními hodnotami pro jednotlivá měřítka.

Z obrázku je patrné, že detekce v měřítku 2^2 není stoprocentně úspěšná, zatímco v měřítku 2^3 a 2^4 jsou nalezeny všechny hledané pozice a ani nejsou přítomny falešné hodnoty detekce. Dále tedy následuje krok, ve kterém se hledá daná pozice porovnáváním mezi jednotlivými měřítky, neboli hledání jednoho komplexu QRS na dané pozici. V našem případě je toho provedeno pomocí shlukové analýzy, kde jsou soubory pozic QRS ze všech měřítek shluknuty do jednoho souboru komplexů QRS tím způsobem, že pokud je pozice

detekovaná alespoň ve dvou měřítcích, je pozice určena jako pozice komplexu QRS. Na Obr. 3.10 je ukázka úspěšné detekce komplexů QRS v signálu *MO1_053_03* ve svodu X.



Obr. 3.10: Skutečné a detekované pozice komplexů QRS v signálu *MO_053_03*, svod *X*.

Výše uvedený princip navrženého detektoru se opakuje pro další analyzované svody EKG. Výsledné měřené údaje jsou považovány za lokální pozice komplexů, neboli detekce v jednotlivých svodech zvlášť. Pro získání globálních hodnot pozic QRS existují různé metody provedení. Pomocí globální detekce hledáme pozice komplexů QRS, které jsou pro všechny svody stejné. Opět využijeme shlukové analýzy stejným způsobem jako při shlukování pozic získaných z jednotlivých měřítek. Daná pozice komplexu QRS se musí nalézat alespoň ve dvou svodech aby byla určena jako globální pozice. Teoreticky bychom měli dosáhnout výrazně lepších výsledků.

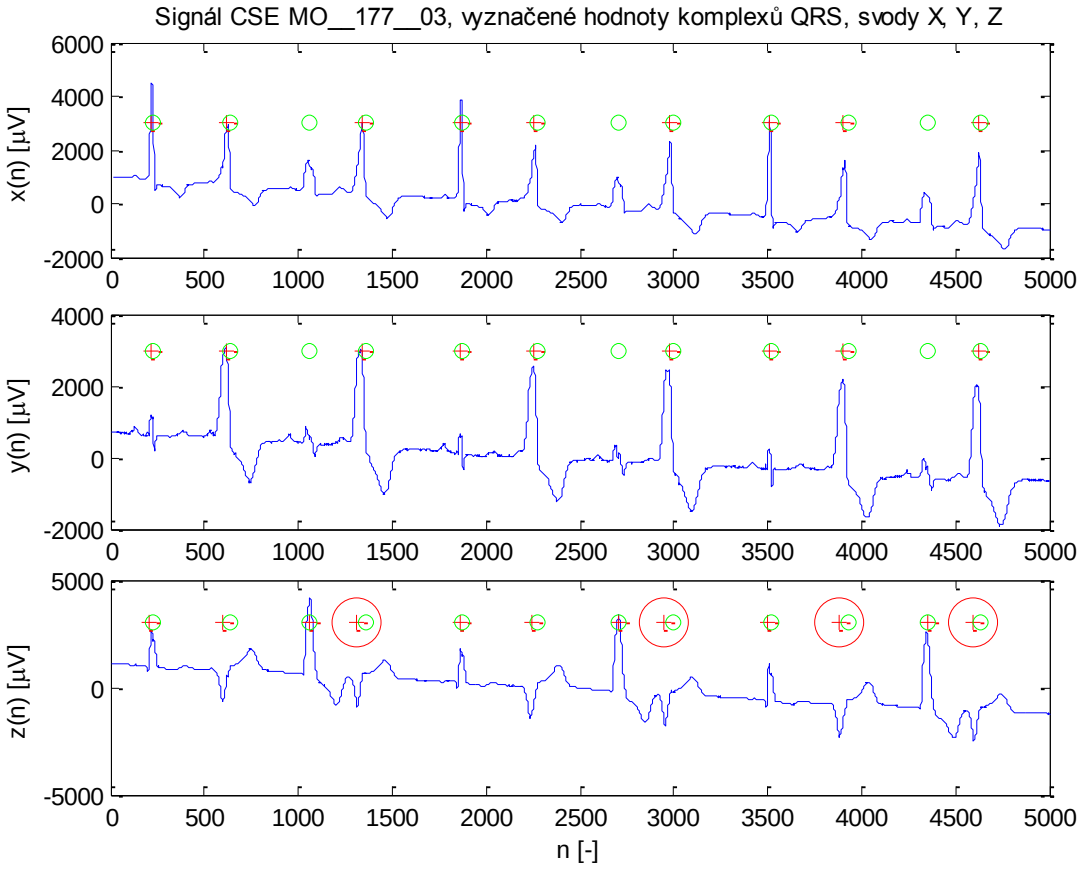
Navržený algoritmus detektoru byl rozšířen globálním hledáním pozic QRS komplexů další metodou. Využívá všech ortogonálních svodů (*X*,*Y* a *Z*), ze kterých je vypočítán jeden signál, modul vektoru prostorového napětí, podle vzorce:

$$p(n) = \sqrt{x(n)^2 + y(n)^2 + z(n)^2}, \tag{3.4}$$

kde *x(n)*, *y(n)* a *z(n)* jsou signály z jednotlivých svodů. Následně je v tomto signálu provedena detekce stejným algoritmem jako u lokální detekce ale s jinou hodnotou *k* z rovnice (3.2). Výhodou této metody oproti využití shlukové analýzy je ta, že detekujeme komplexy QRS pouze z jednoho signálu, čímž se sníží počet výpočtů.

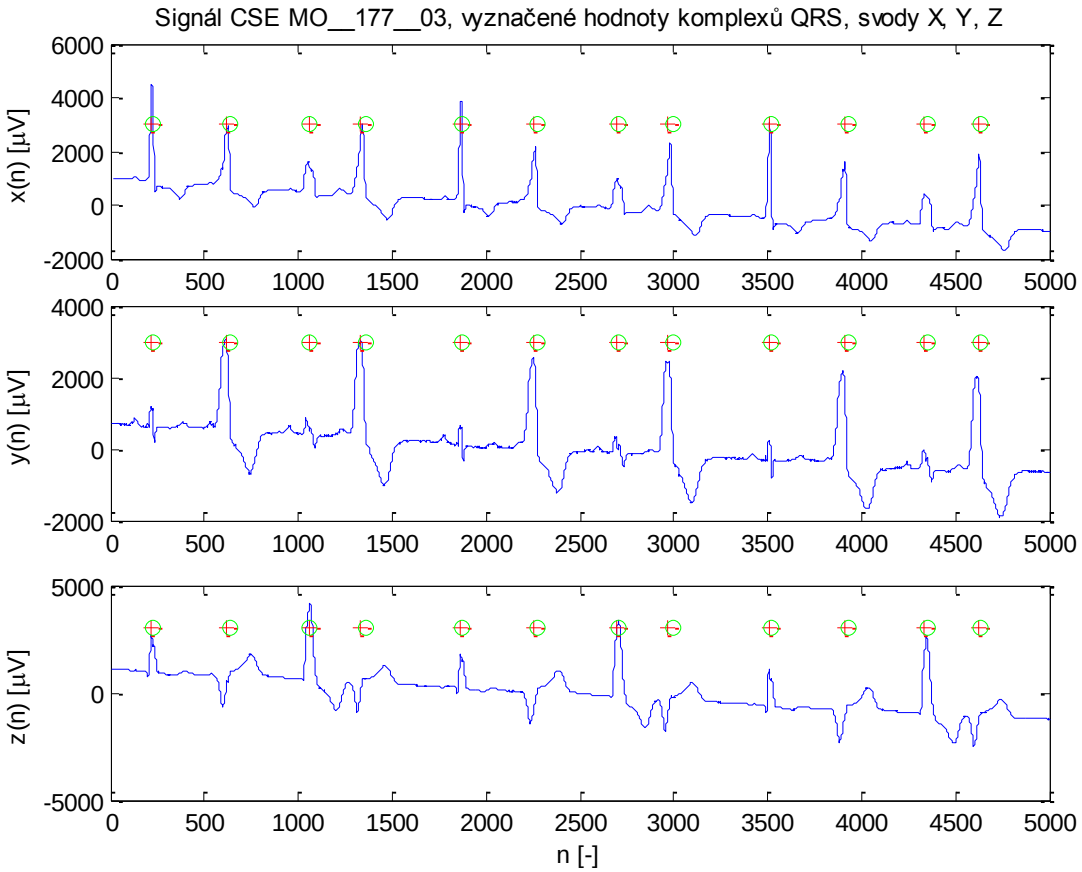
3.4. Ukázky detekce

Tato podkapitola je věnována některým grafickým ukázkám nalezení či nenalezení pozic QRS. Všechny ukázky jsou na signálech z databáze CSE, ortogonálních svodů. Velmi problematický signál k detekování QRS pozic z databáze CSE je signál *MO_117_03*. Zde jsme při lokální detekci narazili na nejnižší úspěšnost detekce. Na Obr.3.11 je zobrazena detekce ve všech svodech, která však byla v každém svodu poměrně velmi neúspěšná. Neúspěšnost detekce na svodu *X* a *Y* je na stejných pozicích, tři přítomné komplexy QRS nebyly nalezeny. U svodu *Z* byly na první pohled lokalizovány všechny hledané pozice, avšak čtyři nalezené pozice se od referenčních hodnot liší natolik, že již nepatří do rozsahu odchylky od referenčních hodnot, čímž získáme jak čtyři falešně pozitivní hodnoty, tak čtyři hodnoty falešně negativní (tyto pozice jsou na obrázku zvýrazněny ve velkém kruhu). Celkově tedy, ze 36 vyskytujících se pozic QRS detektor nenalezl deset pozic a navíc čtyři pozice které nalezl byly falešné. U globální verze detektoru využívající shlukovou analýzu došlo ke zlepšení, v tomto případě byly vyloučeny falešně pozitivní a falešně negativní pozice ve třetím svodu.



Obr. 3.11: Lokálně detekované pozice QRS, u svodu *Z* jsou významné chyby zvýrazněny.

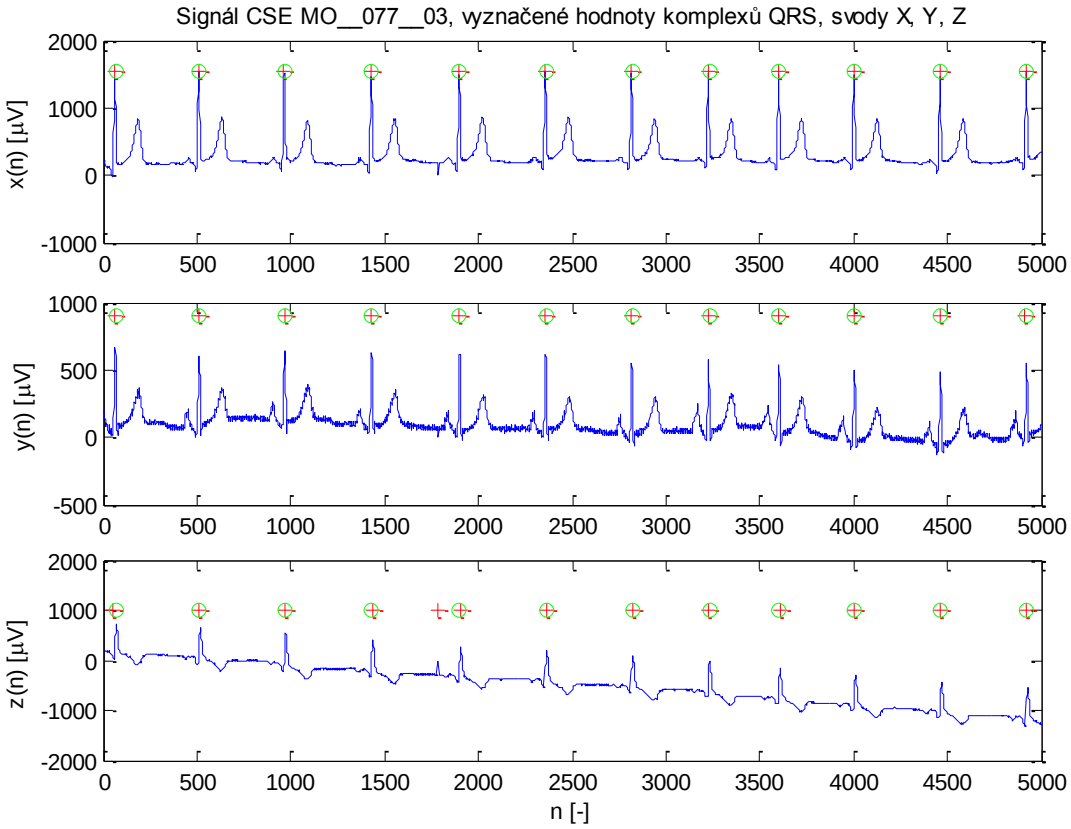
Nejlepších výsledků u tohoto signálu jsme dosáhli globální verzí detektoru využívající modul vektoru prostorového napětí, kde detektor nechyboval. Nalezené pozice touto metodou v signále jsou na obrázku Obr.3.12.



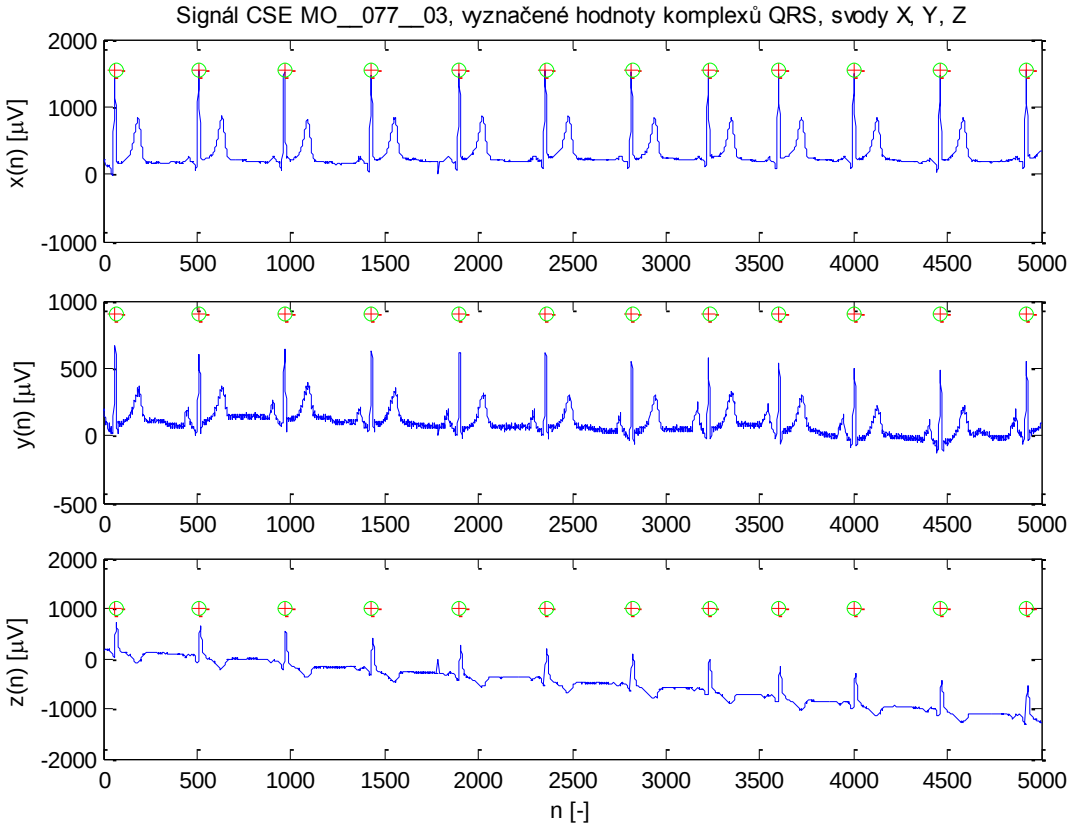
Obr. 3.12: Globálně detekované pozice QRS s využitím modulu vektoru prostorového napětí.

Další ukázky se budou věnovat porovnáváním výsledků detekce lokální verzí detektoru a globální verzí detektoru, která globální hodnoty získává pomocí shlukové analýzy, a to pro všechny svody. Pro globální hodnoty jsou získané výsledky ve všech svodech stejné.

Následující ukázka signálu *MO_077_03* na Obr. 3.13 názorně ukazuje případ, kde došlo k detekci falešné hodnoty pozice QRS. Tato falešně lokalizovaná pozice byla nalezena pouze v jednom svodu a je způsobená zřejmě poškozením signálu. Při přiblížení této falešné pozice QRS, je vidět, že došlo v signále k náhlému skoku na hodnotu napětí rovno nule a to po dobu 10 ms. Tento skok se nachází ve všech svodech ve stejných pořadí vzorků. Výsledkem je tedy jedna pozice označená jako falešně pozitivní. Na Obr. 3.14 jsou výsledky detekce globální verzí detektoru, detekce je bezchybná, falešná pozice byla vyloučena, protože byla detekována pouze na jednom svodu.

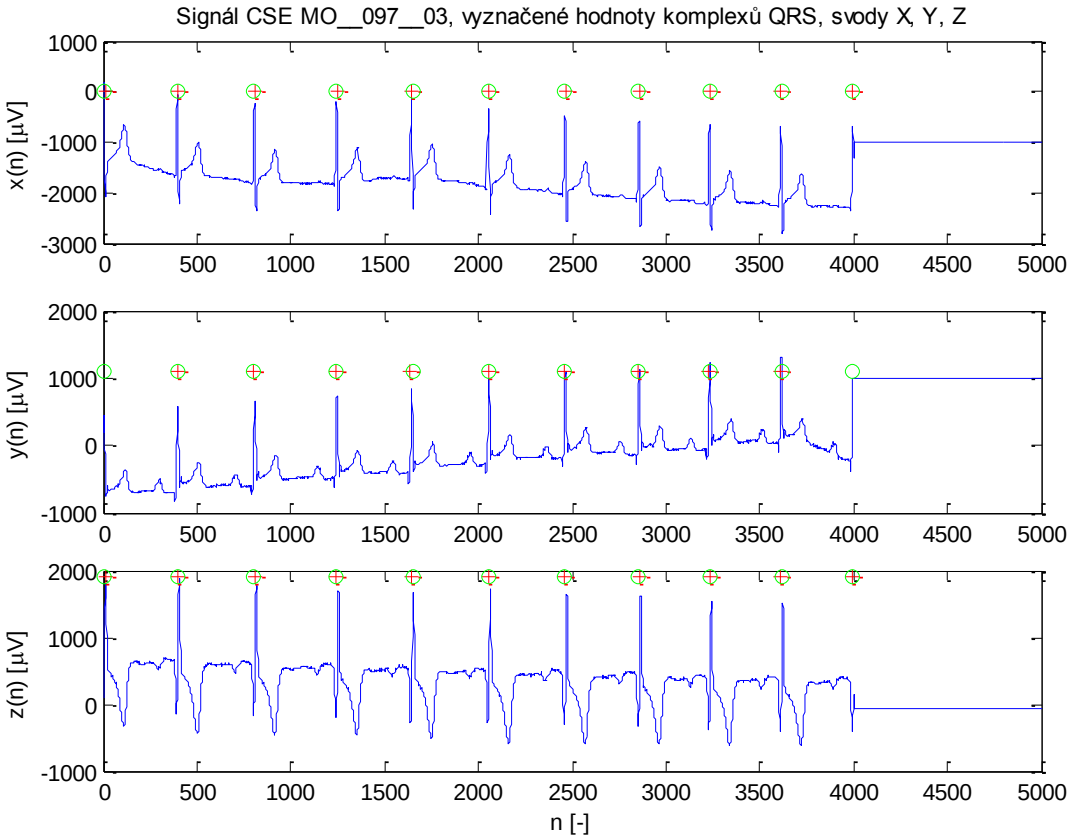


Obr. 3.13: Detekce komplexu QRS, lokální verze, signál *MO_077_03*, *FP* = 1, *FN* = 0.



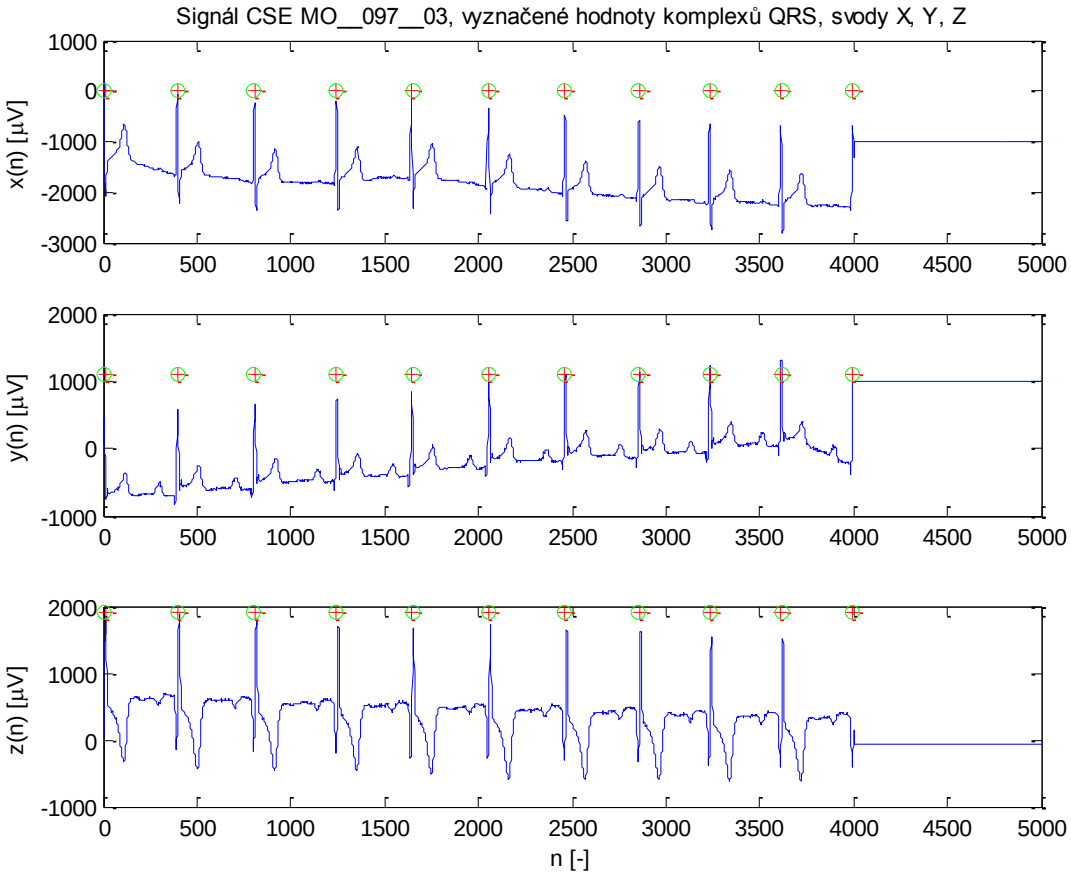
Obr. 3.14: Detekce komplexu QRS, globální verze, signál *MO_077_03*, *FP* = 0, *FN* = 0.

Další ukázkou je signál *MO_097_03*, ve kterém nebyly nalezeny dvě pozice komplexu QRS ve druhém svodu (*Y*). Uvedený signál je zajímavý tím, že snímání signálu začíná během výskytu komplexu QRS a je přerušen opět během průběhu komplexu QRS, v obou místech lokální detektor selhal v jednom svodu, jak je zobrazeno na Obr. 3.15.



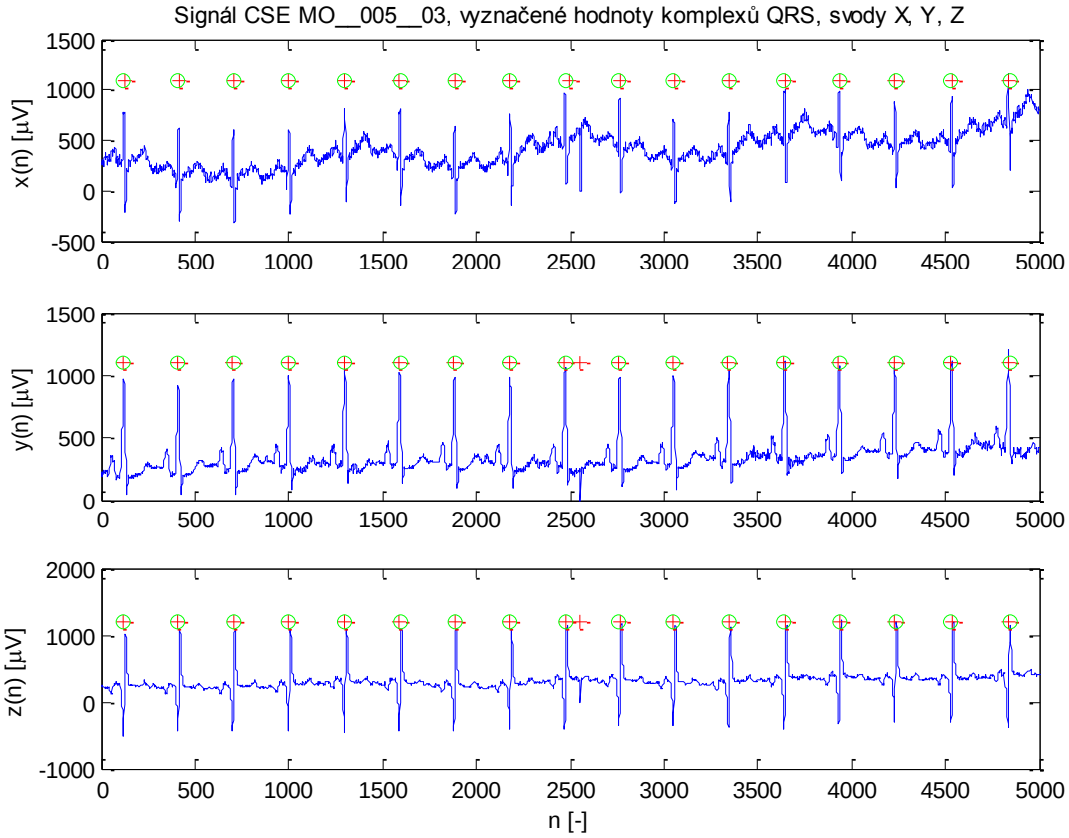
Obr. 3.15: Detekce komplexu QRS, lokální verze, signál *MO_097_03*, *FP* = 0, *FN* = 2.

Obr. 3.16 ukazuje zlepšení při detekování pozic globální verzí detektoru. V tomto případě se uplatnila podmínka, kde za globální pozici komplexu QRS je prohlášena ta pozice, která se vyskytuje alespoň ve dvou svodech.

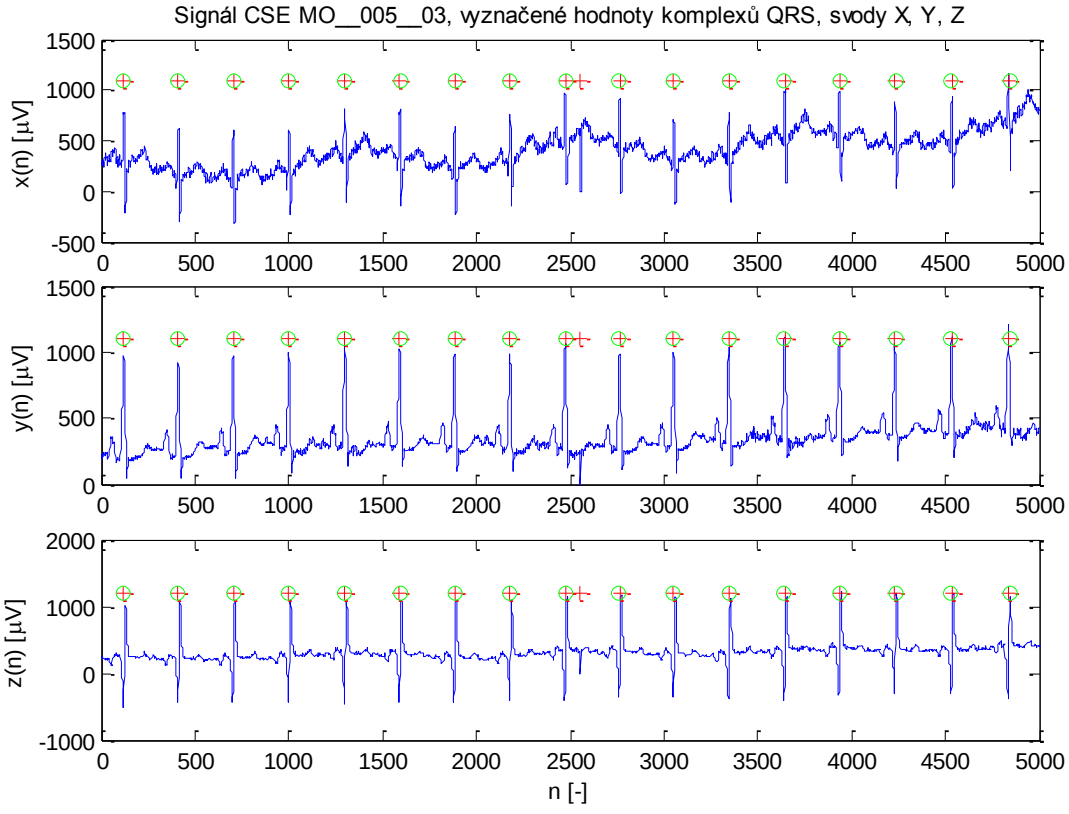


Obr. 3.16: Detekce komplexu QRS, globální verze, signál *MO_097_03*, *FP* = 0, *FN* = 0.

Výše uvedené ukázky detekce obsahovaly zlepšení nalezení pozic QRS pro globální detekci oproti lokální detekci. Poslední ukázkou je signál *MO_005_03*. Při lokální detekci, viz Obr. 3.17, na určité lokalitě našel detektor falešně pozitivní pozice komplexu QRS. Tato lokalita se objevila ve všech svodech, ale ve dvou svodech *Y a Z* je detektor označil za pozici QRS (charakter těchto lokalit je stejný jako u výše uvedeného signálu *MO_077_03*). Globální detekce je zobrazena na Obr. 3.18. Na první pohled je zřejmé, že došlo se snížení úspěšnosti detekce pozic QRS oproti lokální detekci. Falešně pozitivní detekce se nyní objevila ve všech svodech signálu oproti lokální detekci.



Obr. 3.17: Detekce komplexu QRS, lokální verze, signál *MO_005_03*, *TP* = 51, *FP* = 2, *FN* = 0.



Obr. 3.18: Detekce komplexu QRS, globální verze, signál *MO_005_03*, *TP* = 51, *FP* = 3, *FN* = 0.

3.5. Výsledky testování na databázi CSE

Realizovaný detektor byl testován na databázi CSE, která obsahuje 125 záznamů EKG se vzorkovací frekvencí f_{vz}=500 Hz. Záznamy jsou desetivteřinové. Testování detektoru proběhlo na ortogonálních svodech. Celkový počet referenčních pozic komplexů QRS je 1473. Senzitivita nebo také pravděpodobnost pozitivní detekce detektoru byla stanovena podle vzorce:

$$SE = \frac{TP}{TP + FN} \cdot 100\ [\%]. \tag{3.4}$$

TP (true positive) vyjadřuje skutečně pozitivní pozice, zatímco *FN (false negative)* vyjadřuje falešně negativní detekce, tj. *FN* jsou existující pozice komplexů QRS, které navržený detektor nenalezl. Testováním detektoru všech svodů bylo dosaženo senzitivity 99,39%. Falešně negativních pozic bylo *FN*=27 a falešně pozitivních pozic *FP*=20, falešně pozitivní nalezené pozice QRS jsou pozice, kde detektor určil pozici QRS komplexu ale ve skutečnosti tato pozice neexistovala. V globální verzi detektoru byla senzitivita vyšší *SE*=99,66%. Pro další potřeby vyhodnocení úspěšnosti detekce komplexů se počítá pozitivní prediktivita:

$$P^{+} = \frac{TP}{TP + FP} \cdot 100\ [\%], \tag{3.5}$$

která byla detektorem dosažena v hodnotě P^{+}=99,55%, v globální verzi P^{+}=99,93%. Výsledné hodnoty jednotlivých variant detektorů je uveden v Tab. 3.1. Je patrné, že globální detekce výrazně zvyšuje úspěšnost detekce. Z uvedených variant detekce jsme nejlepších výsledků dosáhli u metody využívající modul vektoru prostorového napětí, součet výsledků falešných negativních a pozitivních detekovaných hodnot je nejnižší.

Detektor	*TP* [-]	*FP* [-]	*FN* [-]	*SE* [%]	P^{+} [%]
Lokální verze	4425	20	27	99,39	99,55
Globální verze s využitím shlukové analýzy	1428	1	5	99,66	99,93
Užití modulu vektoru prostorového napětí	1426	2	2	99,86	99,86

Tab. 3.1: Získané výsledky testováním navrženého detektoru QRS na databázi CSE

3.6. Porovnání dosažených výsledků s jinými metodami

Získané výsledky senzitivity a pozitivní prediktivity navrženého detektoru jsou uvedeny a srovnány s jinými metodami v Tab. 3.1. Jsou srovnány některé z metod detekce komplexu QRS. Některé uvedené metody byly testovány na jiné databázi EKG signálů (databázi MIT-BIH) než námi testované databázi CSE. V tabulce je také uvedena jedna metoda detekce od autorů z článku [6], která je založena na podobném principu předzpracování jako námi navržená metoda. Jejich hodnoty výsledků jsou při srovnání s našimi výsledky o něco lepší, nelze ale jednoznačně rozhodnout, protože obě metody nebyly testovány na stejné databázi EKG.

Metoda detektoru		***SE* [%]**	***P*$^+$ [%]**
Navržený detektor, vlnková transformace, CSE	lokální verze	99,39	99,55
	globální verze	99,66	99,93
Detekce z modulu vektoru prostorového napětí, CSE		99,86	99,86
Vlnková transformace, MIT-BIH [6]		99,90	99,94
Přizpůsobivým kvantovaným prahem（V. S. Chouhan), CSE [12]		98,56	99,18
Detekce Bankou filtrů (Afonso, V. X. et al.), MIT-BIH		99,59	99,56
Detekce metodou průchodu nulou (Köhler), MIT-BIH [11]		99,70	99,57
Umocnění filtrovaného signálu		96,67	97,93
Pomocí obálky filtrovaného signálu		97,39	98,29

Tab. 3.2: Porovnání dosažených výsledků s ostatními metodami

4. Transformace svodů

Transformace elektrokardiografických svodů spočívá v získání 12 standardních svodů z omezeného počtu svodů. Standardní svody lze získat bez transformace snímáním všech svodů z těla pacienta, ale pokud není možnost snímání všech svodů nebo pokud chceme snížit počet užitých elektrod ke snímání signálu je transformace užitečná. Ovšem transformační metoda musí získat plnohodnotné a kvalitní standardní svody bez zkreslení a srovnatelné se skutečně snímanými svody. V současnosti existuje několik způsobů k dosažení tohoto cíle. V této kapitole budou stručně uvedeny způsoby transformace se kterými bude dále pracováno.

V předchozí kapitole byl realizován detektor QRS komplexu, který vyhledával pozice QRS ve všech ortogonálních svodech. Následně byl tento detektor upraven ke globálnímu hledání pozic komplexu QRS. Výsledkem globální detekce bylo zlepšení úspěšnosti detekce. Cílem této kapitoly bude využít transformaci svodů k získání 12 standardních svodů, a analyzovat zda navýšený počet svodů pro globální detekci obecně vede ke zlepšení úspěšnosti detekce a nalézt nejvhodnější transformační přístup k tomuto účelu. Realizovány budou tři přístupy navýšení počtu svodů a vyhodnoceny podle úspěšnosti detekce.

4.1. Dowerova transformace

Dowerova transformace pracuje s poměrně jednoduchými vektorovými operacemi, jako jsou sčítání a odčítání vektorů a jejich skalárů. Dowerova transformační matice je v Tab. 4.1. Tato matice transformuje ortogonální svody na standardní svody.

svody	X	Y	Z
I	0,6320	-0,2350	0,0590
II	0,2350	1,0660	-0,1320
III	-0,3970	1,3010	-0,1910
aVR	-0,4340	-0,4150	0,0370
aVL	0,5150	-0,7680	0,1250
aVF	-0,0810	1,1840	-0,1620
V1	-0,5150	0,1570	-0,9170
V2	0,0440	0,1640	-0,1390
V3	0,8820	0,0980	-1,2770
V4	1,2130	0,1270	-0,6010
V5	1,1250	0,1270	-0,0860
V6	0,8310	0,0760	0,2300

Tab. 4.1. Dowerova transformační matice

4.2. Dawsonova transformace

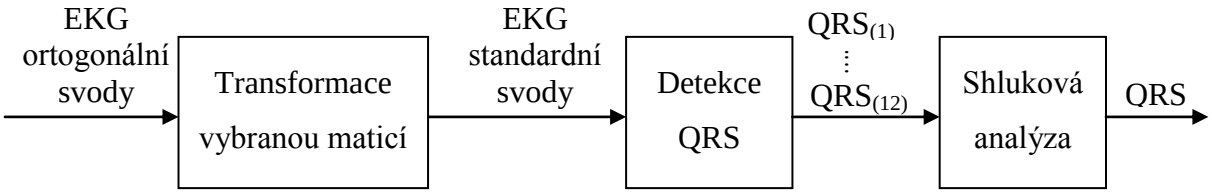
Transformační matice Dawsonovy metody je získána pomocí statistiky metodou nejmenších čtverců a lineární afinní transformace. Některá konstantní zkreslení nám umožňuje afinní transformace kompenzovat. Jsou představeny dvě různé transformační matice pro zdravé pacienty (**HC**) a pro pacienty se srdečním onemocněním (**MI**), viz Tab. 4.2.

	HC			**MI**		
svody	**X**	**Y**	**Z**	**X**	**Y**	**Z**
I	0,5142	-0,0582	-0,0948	0,7998	-0,1600	0,0634
II	0,2211	0,9545	-0,0454	0,2647	0,8977	-0,0285
III	-0,2932	1,0127	0,0494	-0,5351	1,0576	-0,0919
aVR	-0,3676	-0,4481	0,0701	-0,5322	-0,3688	-0,0175
aVL	0,4037	-0,5354	-0,0721	0,6674	-0,6088	0,0777
aVF	-0,0360	0,9836	0,0020	-0,1352	0,9776	-0,0602
V1	-0,4500	-0,1448	-0,8010	-0,5325	-0,3213	-0,9793
V2	-0,1905	-0,3183	-1,7516	0,0010	-0,6852	-1,7674
V3	0,3532	-0,0945	-1,6875	0,5269	-0,3857	-1,8725
V4	1,0004	0,0569	-0,9643	1,0550	-0,1265	-1,2897
V5	1,0996	0,3009	-0,2366	1,1306	0,1941	-0,2893
V6	0,8619	0,2574	0,1077	0,8176	0,3113	0,1049

Tab. 4.2: Dawsonovy transformační matice **HC** a **MI**.

4.3. Detekce QRS v transformovaných svodech

Uvedené tři transformační matice prakticky využijeme k získání všech 12 standardních svodů. Příloha pod názvem *Transformace_svodu.m* obsahuje realizaci transformačních přístupů v Matlabu, je zde užitý stejný algoritmus námi navrženého detektoru pozic komplexu QRS. Zjednodušené blokové schéma postupu získání globálních pozic z transformovaných svodů je uvedeno na Obr. 4.1. Vstupem je signál EKG ortogonálních svodů z databáze CSE, předem zvolenou maticí jsou svody transformovány na 12 standardních svodů. V každém z 12 svodů je dále provedena detekce komplexu QRS, výstupem tohoto bloku jsou jednotlivé pozice $QRS_{(1)}$, $QRS_{(2)}$, ... $QRS_{(12)}$. Tyto lokální pozice QRS jsou nakonec globalizovány shlukovou analýzou, jejíž princip byl objasněn v podkapitole 3.2. Výstupem je soubor globálních pozic komplexů QRS.



Obr. 4.1: Blokové schéma algoritmu pro detekci QRS komplexů v transformovaných svodech

Dosažené výsledky úspěšnosti detekce jsou shrnuty a porovnány v Tab. 4.3. Zlepšené hodnoty *SE* a P^+ jsou zvýrazněny pro přehlednost podtržením. Výsledky detekovaných pozic QRS získané pomocí transformačního přístupu jsou srovnávány s detekcí v ortogonálních svodech, pro toto hodnocení se budeme dále zabývat globálními výsledky. Z tabulky je patrné, že u všech globálních výsledků sensitivity došlo ke zlepšení. U globální detekce ortogonálních svodů bylo dosaženo dobrých výsledků pozitivní prediktivity, a tedy tuto hodnotu bylo náročné překročit. Zde zlepšení nebylo dosaženo, hodnoty pozitivní prediktivity se zhoršily vyjma detekce pomocí přístupu transformace maticí Dawson MI, kde je hodnota prediktivity totožná s detekcí v ortogonálních svodech, přesto jsme si dosaženými výsledky potvrdili, že detekce z navýšených počtu svodů vede ke zvýšení úspěšnosti nalezení globálních pozic komplexu QRS.

Druh svodů	***SE [%]***		***P^+ [%]***	
	lokální	globální	lokální	globální
Ortogonální	99,39	99,66	99,55	99,93
Modul vektoru prostorového napětí	-	<u>99,86</u>	-	99,86
Dower	99,28	<u>99,86</u>	<u>99,62</u>	99,86
Dawson MI	99,34	<u>99,80</u>	<u>99,65</u>	99,93
Dawson HC	99,36	<u>99,80</u>	<u>99,57</u>	99,86

Tab. 4.3: Srovnání dosažených výsledků senzitivity (*SE*) a pozitivní prediktivity (P^+) pro detekci pozic QRS na transformovaných svodech z databáze CSE. Hodnoty u kterých bylo dosaženo lepšího výsledku jsou zvýrazněny podtržením.

Pro vyhodnocení nejspolehlivější detekce pozic QRS s využití transformačního přístupu se v našem případě jeví využití Dowerovy nebo Dawsonovy transformační matice. Součet falešně pozitivních a negativních detekcí u obou jsou stejné ale maticí Dawson MI jsme dosáhli lepší pozitivní prediktivity, ale horší sensitivity než maticí Dowerovou.

5. Závěr

Tato bakalářská práce se zabývala metodami detekce komplexu QRS, realizací detektoru zvolenou metodou využívající dyadické vlnkové transformace. Závěrečná část této práce se věnovala transformaci svodů, především využití této transformace pro zvýšení účinnosti detekce QRS a následně shlukovou analýzou byly nalezené pozice kombinovány. Tyto cíle této práce byly splněny.

Realizace detektoru komplexu QRS využila pro předzpracování EKG signálu dyadickou vlnkovou transformaci. V detekci pro jeden svod využila navržená metoda ke kombinování detekovaných pozic shlukovou analýzu z využitých tří zvolených měřítek vlnkové transformace. Detektor byl otestován na ortogonálních svodech databáze CSE, lokálně a globálně kombinováním pozic stejným algoritmem shlukové analýzy jako při shlukování pozic z jednotlivých měřítek. Nad rámec požadavků této práce byla metoda detektoru rozšířena o detekci pozic QRS využívající modul vektoru prostorového napětí, tímto způsobem došlo k výraznému zlepšení globální detekce. Pro uskutečnění stanovených cílů nebyla tato metoda využita, byla představena jako jistou alternativou. Dosažené výsledky byly srovnány s jinými přístupy detekce. Námi navržená metoda poměrně velmi dobrých výsledků.

Při porovnání dosažených výsledků detekovaných pozic QRS ortogonálních svodů lokální a globální verzí detektoru jsme v globální verzi dosáhli výrazně lepších výsledků, kombinovány byly pozice tří svodů. S touto znalostí jsme očekávali, že pokud budeme mít více svodů, tak kombinováním dosáhneme ještě lepších výsledků. Pro navýšení počtu svodů byly využity Dowerovy a Dawsonovy MI a HC transformační matice. V získaných svodech byly detekovány pozice QRS a následně v těchto svodech byly kombinovány pozice QRS shlukovou analýzou. Výsledkem globální detekce bylo očekávané zlepšení u všech realizovaných matic transformačních přístupů oproti globální detekci v ortogonálních svodech. Zlepšení nastalo u hodnot senzitivity, pozitivní prediktivita byla stejná nebo se mírně zhoršila.

Výsledky zlepšení účinnosti nejsou příliš významné, v globální detekci ve třech ortogonálních svodech detektor falešně detekoval 6 pozic QRS, při využití transformační matice DawsonovyHC chyboval detektor na 5 pozicích a u DawsonovyMI a Dowerovy se detektor mýlil na 4 pozicích.

6. Seznam použité literatury

[1] FRIESEN, G. M. et al. A comparison of the noise sensitivity of nine QRS detection algorithms. IEEE Trans., BME, vol. 37, no. 1, 1990.

[2] KOHLER, B.U.; HENNING, C.; ORGLMEISTER, R. The principles of software QRS detection. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, Vol. 21, No. 1, s. 42-57, 2002.

[3] JIŘÍ, Jan. Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálů. 2. upr. vyd. Brno : VUTIUM, 2002. 427 s. ISBN 80-214-2911-9.

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

[5] 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.

[6] 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.

[7] HUMHAL, M.; KOZUMPLÍK, J. QRS detektor založený na vlnkové transformaci. *Elektrorevue – elektronický časopis pro elektrotechniku* [online], 2005. Dostupný WWW: http://www.elektrorevue.cz/clanky/05040/index.html

[8] MATLAB - Image Processing Toolbox (on-line manuál)

[9] DOWER, G. E. The *ECGD: a derivation of the ECG from VCG leads*. Journal of electrocardiography, Vol. 17, No. 2, pp. 189-191, 1984

[10] 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.

[11] KÖHLER, B. U., HENNING, C., ORGLMEISTER, R. QRS detection using zero crossings counts. *Progress in Biomedical Research.* 2003, stránky 138-145. vol.8, no. 3.

[12] CHOUHAN V.S., MEHTA S.S. Detection of QRS Complexes in 12-lead ECG. *International Journal of Computer Science and Network Security.* 2008, VOL.8 No.1.