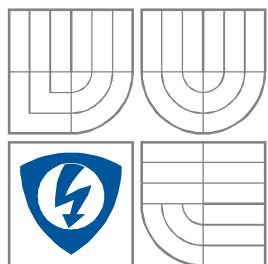


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ**

ÚSTAV RADIOELEKTRONIKY

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF RADIO ELECTRONICS

MODERNÍ METODY DETEKCE QRS KOMPLEXŮ

MODERN METHODS OF QRS DETECTION

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

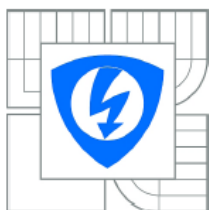
AUTOR PRÁCE
AUTHOR

Zdeněk Richter

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

Ing. Martin Vitek

BRNO, 2010



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav radioelektroniky

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor
Elektronika a sdělovací technika

Student: Zdeněk Richter
Ročník: 3

ID: 98208
Akademický rok: 2009/2010

NÁZEV TÉMATU:

Moderní metody detekce QRS komplexů

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Nastudujte moderní metody detekce QRS komplexů v EKG signálech. Srovnajte vybrané metody z hlediska úspěšnosti detekce QRS komplexů. Návrhněte metodu založenou na průchodech nulovou hladinou, včetně blokového schématu metody.

Realizujte navrženou metodu v Matlabu, otestujte ji na signálech z CSE databáze a srovnajte dosažené výsledky s jinými metodami.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

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

[2] KOHLER, B. U., HENNING, C., ORGLMEISTER, R. QRS detection using zero crossing counts. Progress in Biomedical Research. 2003, vol. 8, no. 3, pp. 138-145.

Termín zadání: 8.2.2010

Termín odevzdání: 28.5.2010

Vedoucí práce: Ing. Martin Vitek

prof. Dr. Ing. Zbyněk Raida
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.

LICENČNÍ SMLOUVA POSKYTOVANÁ K VÝKONU PRÁVA UŽÍT ŠKOLNÍ DÍLO

uzavřená mezi smluvními stranami:

1. Pan/paní

Jméno a příjmení: Zdeněk Richter
Bytem: Lužkovice-Bařinka 177, Zlín, 763 11
Narozen/a (datum a místo): 26. května 1986 ve Zlíně

(dále jen „autor“)

a

2. Vysoké učení technické v Brně

Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií
se sídlem Údolní 53, Brno, 602 00
jejímž jménem jedná na základě písemného pověření děkanem fakulty:
prof. Dr. Ing. Zbyněk Raida, předseda rady oboru Elektronika a sdělovací technika
(dále jen „nabyvatel“)

Čl. 1

Specifikace školního díla

1. Předmětem této smlouvy je vysokoškolská kvalifikační práce (VŠKP):

- disertační práce
 - diplomová práce
 - bakalářská práce
 - jiná práce, jejíž druh je specifikován jako
- (dále jen VŠKP nebo dílo)

Název VŠKP: Moderní metody detekce QRS komplexů

Vedoucí/ školitel VŠKP: Ing. Martin Vitek

Ústav: Ústav biomedicínského inženýrství

Datum obhajoby VŠKP: _____

VŠKP odevzdal autor nabyvateli*:

- v tištěné formě – počet exemplářů: 2
- v elektronické formě – počet exemplářů: 2

2. Autor prohlašuje, že vytvořil samostatnou vlastní tvůrčí činností dílo shora popsané a specifikované. Autor dále prohlašuje, že při zpracovávání díla se sám nedostal do rozporu s autorským zákonem a předpisy souvisejícími a že je dílo dílem původním.

3. Dílo je chráněno jako dílo dle autorského zákona v platném znění.

4. Autor potvrzuje, že listinná a elektronická verze díla je identická.

* hodící se zaškrtněte

Článek 2

Udělení licenčního oprávnění

1. Autor touto smlouvou poskytuje nabyvateli oprávnění (licenci) k výkonu práva uvedené dílo nevýdělečně užít, archivovat a zpřístupnit ke studijním, výukovým a výzkumným účelům včetně pořizování výpisů, opisů a rozmnoženin.
2. Licence je poskytována celosvětově, pro celou dobu trvání autorských a majetkových práv k dílu.
3. Autor souhlasí se zveřejněním díla v databázi přístupné v mezinárodní síti
 - ihned po uzavření této smlouvy
 - 1 rok po uzavření této smlouvy
 - 3 roky po uzavření této smlouvy
 - 5 let po uzavření této smlouvy
 - 10 let po uzavření této smlouvy
(z důvodu utajení v něm obsažených informací)
4. Nevýdělečné zveřejňování díla nabyvatelem v souladu s ustanovením § 47b zákona č. 111/ 1998 Sb., v platném znění, nevyžaduje licenci a nabyvatel je k němu povinen a oprávněn ze zákona.

Článek 3

Závěrečná ustanovení

1. Smlouva je sepsána ve třech vyhotoveních s platností originálu, přičemž po jednom vyhotovení obdrží autor a nabyvatel, další vyhotovení je vloženo do VŠKP.
2. Vztahy mezi smluvními stranami vzniklé a neupravené touto smlouvou se řídí autorským zákonem, občanským zákoníkem, vysokoškolským zákonem, zákonem o archivnictví, v platném znění a popř. dalšími právními předpisy.
3. Licenční smlouva byla uzavřena na základě svobodné a pravé vůle smluvních stran, s plným porozuměním jejímu textu i důsledkům, nikoliv v tísní a za nápadně nevýhodných podmínek.
4. Licenční smlouva nabývá platnosti a účinnosti dnem jejího podpisu oběma smluvními stranami.

V Brně dne: 27. května 2010

.....
Nabyvatel

.....
Autor

Abstrakt

Tato práce pojednává o EKG signálu a metodách jeho zpracování. Také popisuje způsob jeho snímání a podrobně jej rozebírá. Dále srovnává různé přístupy k detekci QRS komplexů. Jedna z podkapitol popisuje používané testovací databáze a obsahuje porovnání popsaných metod. Důležitou částí této bakalářské práce je rozbor a návrh metody, která provádí detekci QRS komplexů počítáním průchodů přes nulovou hladinu. Závěrečná část textu se zabývá samotnou realizací této metody v uživatelském prostředí matlab, určením její úspěšnosti a srovnáním s jinými metodami detekce.

Klíčová slova

Elektrokardiografie (EKG), QRS detekce, QRS detektor, průchody nulovou hladinou

Abstract

This work deals with ECG signal and its processing methods. Describing ways of ECG measuring and reports in detail its parts. Next chapter compares some QRS detection methods. One of the sections presents usual testing databases and comparison of described methods. The important part of this bachelor's thesis is about analysis and design method, which perform detection of QRS complex using counting zero crossings. The last section of the text deals with realization of this method in matlab user interface, determine its success and comparison with other methods.

Keywords

Electrocardiography (ECG), QRS detection, QRS detectors, zero crossings

RICHTER, Z. *Moderní metody detekce QRS komplexů*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 47 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Martin Vitek.

Prohlášení

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci na téma Moderní metody detekce QRS komplexů jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

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

V Brně dne 27. května 2010

.....
podpis autora

Poděkování

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

V Brně dne 27. května 2010

.....
podpis autora

Obsah

Obsah.....	1
Seznam obrázků:	4
Seznam tabulek:	4
1. Úvod.....	5
2. EKG signál	6
2.1. Popis EKG.....	6
2.2. Snímání EKG	6
2.2.1. Eithovenovy svody.....	7
2.2.2. Goldbergovy (unipolární) svody	7
2.2.3. Hrudní svody.....	8
2.2.4. Příklady dalších užívaných svodů.....	8
2.3. Úseky EKG signálu	9
2.3.1. P vlna	9
2.3.2. T vlna	9
2.3.3. Interval PQ (PR)	9
2.3.4. Interval QT	9
2.3.5. Úsek ST	9
2.3.6. U vlna.....	9
2.4. QRS komplex	10
2.4.1. Popis QRS komplexu.....	10
2.4.2. Popis depolarizace komor	10
2.4.3. Analýza QRS komplexu	10
3. Metody detekce QRS komplexu.....	11
3.1. Obecný detektor QRS.....	11
3.2. Přístupy založené na derivacích signálu a číslicových filtrech.....	12
3.2.1. Algoritmy založené na derivacích.....	12
3.3. Detekce QRS založené na vlnkové transformaci	13
3.3.1. Vlnková transformace a detekce jedinečnosti	13
3.3.2. Banka filtrů	13
3.3.3. Shrnutí	14
3.4. Přístupy podle neuronových sítí.....	14
3.4.1. Neuronové sítě	14
3.4.2. Neuronové sítě jako nelineární přizpůsobivé prediktory	15
3.5. Genetické algoritmy	15

3.6.	Další přístupy detekce QRS.....	16
3.7.	Porovnání metod podle úspěšnosti detekce a složitosti výpočtu	17
3.8.	Databáze testovacích vzorků.....	18
3.8.1.	Databáze CSE	18
3.8.2.	Ostatní databáze	18
4.	Návrh metody založené na průchodech nulovou hladinou.....	19
4.1.	Úvod	19
4.2.	Extrakce rysu	19
4.2.1.	Lineární a nelineární filtrace.....	20
4.2.2.	Odhad amplitudy a přidání vysokofrekvenční sekvence.....	20
4.2.3.	Detekce a sčítání průchodů nulou.....	21
4.3.	Detekce události.....	21
4.4.	Časová lokalizace R vlny	22
5.	Realizace navržené metody	23
5.1	Úvod	23
5.2	Předzpracování signálu.....	23
5.2.1	Extrakce rysu	23
5.2.2	Zvětšení poměru S/N.....	26
5.3	Detekce průchodů nulou.....	31
5.3.1	Určení počtu průchodů nulou – rysu signálu	32
5.4	Detekce události.....	33
5.4.1	Výpočet prahu	33
5.4.2	Porovnání prahu s rysem signálu a určení vícenásobných průchodů	34
5.5	Časová lokalizace R vlny	35
5.6	Ukázky detekce.....	36
5.6.1	Signál W037.....	36
5.6.2	Signál W054.....	37
5.6.3	Signál W111.....	38
5.6.4	Signál W117.....	39
5.6.5	Signál W065.....	40
5.7	Určení úspěšnosti detekce	41
5.7.1	Sensitivita	41
5.7.2	Pozitivní predikce	41
5.8	Srovnání s jinými metodami	41
6.	Závěr.....	43

Seznam použité literatury:	44
Seznam zkratk:	45
Seznam symbolů:	46
Seznam souborů na přiloženém CD:	47

Seznam obrázků:

2-1 Rozdělení EKG signálu na jednotlivé části.....	6
2-2 Einthovenův trojúhelník.....	7
2-3 Goldbergovy (unipolární) svody.....	8
3-1 Struktura obecného detektoru QRS.....	11
3-2 Blok předzpracování.....	11
3-3 Rozhodovací blok.....	11
4-1 Fáze algoritmu metody počítání průchodů nulovou hladinou.....	19
4-2 Signál s přidanou malovýkonovou vysokofrekvenční složkou (6).....	19
4-3 Extrakce rysu.....	20
4-4 Detekce události.....	21
4-5 Časová lokalizace R-vlny.....	22
5-1 Originální EKG signál.....	23
5-2 Realizovaná pásmová propust typu FIR.....	24
5-3 Signál po FIR filtraci navrženou pásmovou propustí typu FIR.....	25
5-4 Signál po nelineární transformaci znaménkovou funkcí.....	26
5-5 Odhad amplitudy z filtrovaného signálu.....	27
5-6 Detailní záběr na část vysokofrekvenční sekvence.....	28
5-7 Vysokofrekvenční složka filtrovaného signálu.....	29
5-8 Filtrovaný signál s přidanou vysokofrekvenční složkou.....	30
5-9 Detekce průchodů nulou.....	31
5-10 Rys signálu určený za pomoci detekce nul.....	32
5-11 Prah signálu vypočítaný z rysu signálu.....	33
5-12 Porovnání rysu s prahem signálu.....	34
5-13 Původní EKG signál s označenými QRS komplexy.....	35
5-14 Originální EKG signál W037 s označenými QRS komplexy.....	36
5-15 Originální EKG signál W054 s označenými QRS komplexy.....	37
5-16 Originální EKG signál W111 s označenými QRS komplexy.....	38
5-17 Originální EKG signál W117 s označenými QRS komplexy.....	39
5-18 Originální EKG signál W065 s označenými QRS komplexy.....	40

Seznam tabulek:

Tabulka 1 Porovnání metod.....	17
Tabulka 2 Úspěšnost detekce navržené metody.....	41
Tabulka 3 Srovnání metod testovaných na 12-ti svodové CSE databázi dle úspěšnosti detekce.....	42

1. Úvod

EKG je standardní neinvazivní metodou funkčního vyšetření elektrické aktivity myokardu. Na rozdíl od centrálního nervového systému vykazuje práce srdce daleko větší synchronicitu a periodicitu. Signál se šíří z myokardu poměrně snadno všemi směry do celého těla, aniž by byl výrazněji zeslabován. EKG signál proto můžeme zaznamenat v poměrně velké amplitudě (jednotky až desítky mV) prakticky na libovolném místě tělesného povrchu.

QRS komplex zobrazuje elektrickou aktivitu srdce během ventrikulárního stažení. Jeho tvar a pravidelnost výskytu nám podává důležité informace o aktuálním stavu srdce a je používán při automatizovaném určování srdeční frekvence pro klasifikační systémy srdečního cyklu. Dále se používá v algoritmech pro kompresi EKG dat.

Cílem této bakalářské práce je seznámit se s EKG signálem a QRS komplexem, metodách jeho softwarové detekce a srovnání těchto přístupů pomocí jejich úspěšnosti. To bude provedeno v kapitolách 2 a 3.

Dalším úkolem je návrh metody založené na průchodech nulovou hladinou včetně blokového schématu, což je rozebráno v kapitole 4.

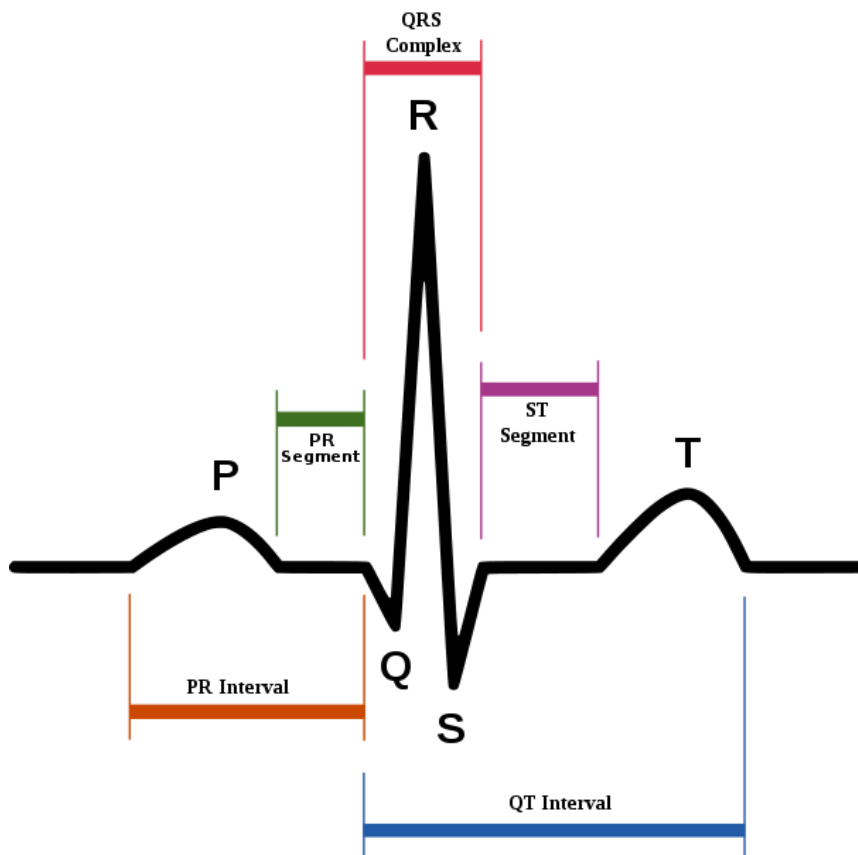
Praktická realizace této metody je řešena v uživatelském prostředí Matlab. Program pro detekci QRS komplexu je rozebrán v kapitole 5, kde je možné si prohlédnout výstupy z jednotlivých částí blokového schématu uvedeného v kapitole 4. Výsledkem této práce jsou hodnoty vzorků, na kterých se nachází QRS komplex, což bude zobrazeno na obrázku s vykresleným EKG signálem v původní nefiltrované podobě s označenými QRS komplexy. Ty jsou zde označeny červenou hvězdičkou.

Na konci této práce je také uvedeno zhodnocení úspěšnosti detekce komorových komplexů, pomocí parametrů sensitivita a pozitivní predikce. Signály jsou testovány proti databázím CSE a to jak v její tři-svodové XYZ části, tak i v té 12-ti svodové.

2. EKG signál

2.1. Popis EKG

Jak je možno vidět na obrázku 2-1, je EKG signál složen z několika vln, intervalů a segmentů znázorňujících různé fáze srdečního cyklu.



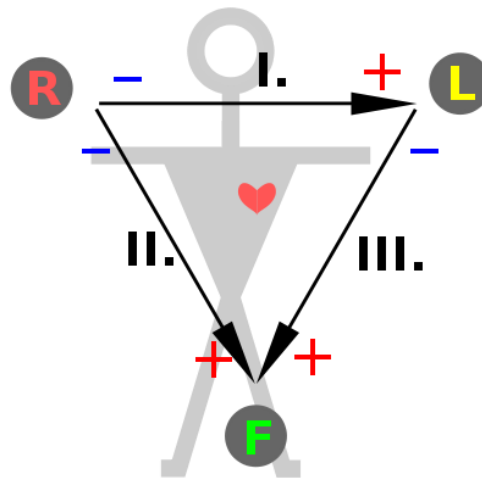
2-1 Rozdělení EKG signálu na jednotlivé části

2.2. Snímání EKG

Elektrokardiografie je neinvazivní metoda sloužící pro sledování elektrické aktivity srdce, které je prováděno elektrokardiografem. Výsledek záznamu se nazývá kardiogram.

2.2.1. Eithovenovy svody

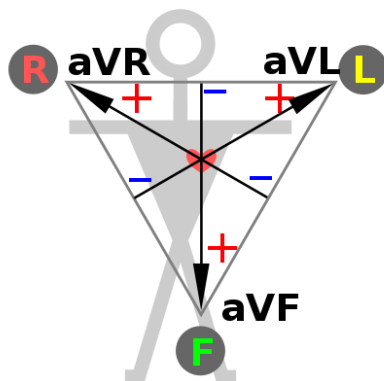
Poprvé byla elektrokardiografie pro klinické účely provedena holandským lékařem E. W. Einthovenem, který snímal aktivitu srdce strunovým galvanometrem, přičemž na tělo upevnil tři elektrody. První připevnil na zápěstí levé ruky a druhou na pravou ruku, které označil jako L a R, tímto vzniklý signál L-R je nazýván jako I. Eithovenův svod, třetí poté připojil na levou nohu poblíž kotníku značenou F. Tím pádem byla možnost měřit rozdílový potenciál R-F na nově vzniklém II. Einthovenově svodu, třetí poté vznikne pro měření F-L, kde L je elektroda upevněna na levé noze poblíž kotníku. Tyto svody dohromady vytvoří rovnostranný Eithovenův trojúhelník.



2-2 Einthovenův trojúhelník

2.2.2. Goldbergovy (unipolární) svody

Vznikly rozšířením Einthovenových svodů o další směry. Virtuální střed neboli Wilsonova svorka byla vytvořena spojením končetinových elektrod přes stejně velké odpory. Do tohoto středu byly připojeny tři referenční vstupy diferenciálních zesilovačů. Na obrázku 2-3 můžeme vidět nové svody vedoucí z Wilsonovy svorky do elektrod R, L a F, tyto nové svody jsou poté nazývány VR, VL, a VF. Wilsonovy svody získávaly nízké hodnoty napětí (jen 58 %), proto byly nahrazeny Goldbergovými svody, které mají zisk 87% napětí. Toho docílíme tak, že nebudeme vycházet z Wilsonova svodu, ale ze středu protilehlých stran, tudíž jejich délka bude prodloužena (augmentována) o $\frac{1}{2}$. Tyto svody se používají dodnes a jsou označovány aVR, aVL a aVF, (1).



2-3 Goldbergovy (unipolární) svody

2.2.3. Hrudní svody

Tyto elektrody se začali užívat z důvodu nutnosti pozorování pohybu srdečního vektoru v prostoru. Z toho vyplývá, že byla potřeba umístit tyto elektrody v rovině kolmé na tuto rovinu. Toho bylo dosaženo zavedením šesti elektrod V1 – V6 umístěných na hrudník vyšetřované osoby, které byly zapojeny takto V1 a V2 leží ve čtvrtém mezižebří napravo a nalevo od sternu a dále vlevo V3 a dále stále ekvidistantně umístěvané elektrody V4, V5 a V6 leží v pátém mezižebří. V4 v čáře probíhající středem levého klíčku, V5 v čáře probíhající přední řasou podpažní jamky a V6 v čáře pod středem podpažní jamky.

2.2.4. Příklady dalších užívaných svodů

V současnosti se nejčastěji používá 12 svodů uvedených v předcházejících kapitolách. Ale můžeme narazit také na mnoho dalších typů svodů a to například:

- Jícnové svody (E nebo Oe)
- Nehbův trojúhelník (bipolárními svody D, A, I)
- Frankův korigovaný ortogonální systém (využívá 7 elektrod)
- Korigovaný ortogonální systém McFee-Parungao (9-ti svodový systém)

2.3. Úseky EKG signálu

2.3.1. P vlna

Projevuje se při depolarizaci síní, její hlavní vektor je směřován ze sinoatriálního (SA) uzlu do atrioventrikulárního (AV) uzlu a je vyzařován z pravé síně do levé síně. Nárůst P-vlny by měl být strmý, pozitivní by vlna měla být u svodů II, III a aVF a převrácená ve svodu aVR. Pokud je vlna ve svodech II, III, aVF a V1-V6 negativní, znamená to, že se jedná o junkční rytmus. Příklad, že se P vlna v EKG signálu nevyskytuje, může značit, že došlo k fibrilaci síní či flutteru a komorové nebo supraventrikulární tachykardii (1).

2.3.2. T vlna

T vlna představuje depolarizaci (zotavení) komor. Prodleva od začátku QRS komplexu po špičku T vlny se nazývá refrakterní fáze a poslední polovina T vlny je poměrná refrakterní fáze. U většiny svodů je T vlna pozitivní, jen u svodu aVR je negativní. Svod V1 může mít pozitivní, negativní a dvoufázovou T vlnu.

2.3.3. Interval PQ (PR)

Jde o interval měřený od začátku P vlny k počátku komorového komplexu Q kmitu nebo v jeho nepřítomnosti R kmitu. Tento interval představuje dobu, za kterou vzruch proběhne od sinusového uzlu převodní soustavy až do komorové svaloviny neboli pracovního myokardu komor. Obvykle je izotermický a trvá 0,12 - 0,20 sekundy. Při tachykardii se interval zkracuje a při bradykardii prodlužuje (1).

2.3.4. Interval QT

Tento interval značí elektrickou systolu. Začíná kmitem Q, pokud se v EKG nenachází tak kmitem R a trvá do konce vlny T. Jeho hodnoty jsou výrazně ovlivňovány tepovou frekvencí, proto se v praxi užívají hodnoty QTc, tj. hodnota QT s korekcí na frekvenci (1).

2.3.5. Úsek ST

Je to izoelektrický interval mezi koncem QRS komplexu a počátkem vlny T. Znázorňuje depolarizaci komor. Bod přechodu z QRS komplexu na úsek ST se značí J, znamenající junkční bod. Obvykle je ve stejné linii jako konec intervalu PQ a v hrudních svodech je obvykle zvýšen. Úsek ST společně s bodem J tvoří nejlabilnější část EKG křivky (1).

2.3.6. U vlna

U vlna je patrná jen na některých EKG a dosud se nepodařilo zjistit její příčiny. Následuje za T vlnou a nejlépe se nachází pomocí svodů II, aVL, a V2-V4. Normálně je pozitivní a obvykle menší než T vlna. U-vlna reprezentuje depolarizaci papilárních svalů či Purkyňových vláken. Obvykle je pozorovatelná jen u mladých lidí a sportovců (1).

Dalším úsekem EKG křivky je QRS komplex a pro jeho důležitost v této práci je mu věnována podkapitola 2.4.

2.4. QRS komplex

QRS komplex je nejpozoruhodnější křivka v EKG signálu odpovídající depolarizaci komor.

2.4.1. Popis QRS komplexu

Skládá se ze 3 kmitů, jednoho pozitivního kmitu R a dvou negativních kmitů a to Q předcházející R a S následující R kmit. Velikost QRS komplexu předčí P vlnu, protože komory obsahují více svalové hmoty než síně. Navíc systém Purkyňových vláken koordinuje depolarizaci komor, proto QRS komplex inklinuje k hledání špiček, spíše než ke kulovitým průběhům z důvodu zvyšování rychlosti svodů. Obvykle trvá 0,08 – 0,12 sekundy v čase reprezentovaném třemi a méně malými čtverci, ale jelikož některé abnormality svodů trvají déle, může být QRS komplex širší. Při výchylce nad 5mm se značí QRS a pod 5mm qrs (1).

2.4.2. Popis depolarizace komor

Depolarizace komor je postupná, nejdříve se depolarizuje septum z levého Tawarova raménka, poté jsou současně aktivovány subendokardální vrstvy obou komor a odtud se šíří podráždění napříč pracovním myokardem k epikardu. Ne všechny QRS komplexy obsahují kmity Q, R, a S, například komorový QS komplex je tvořen jedním negativním kmitem bez pozitivního kmitu R. Pouze některé kombinace těchto kmitů mohou být brány jako QRS komplexy.

2.4.3. Analýza QRS komplexu

Doba trvání, amplituda a morfologie QRS komplexu jsou prospěšné při určování srdečních arytmií, jako jsou abnormality svodů, ventrikulární hypertrofie, infarkt myokardu, poruchy elektrolytů a jiných nemocí.

Q vlny mohou fyziologické (normální) či patologické. Patologické Q vlny jsou vyšší než 25% R vlny stejného svodu a/nebo mají délku trvání delší než 0,4 sekundy. Tyto vlny reprezentují depolarizaci intravertikulárního septa, proto odkazují na septální Q vlny, čehož může být doceněno u postranních svodů I, aVL, V5 a V6.

Q vlny větší než 1/3 R-vlny ve společném svodu s dobou trvání větší než 0,04 sekundy nebo v pravém prekardiálním svodu jsou považovány za abnormální a mohou ukazovat na infarkt myokardu.

Uvnitř QRS vlny je schována vlna síňové depolarizace, která se podobá obrácené P vlně. Její velikost je daleko menší než u vlny QRS a proto je jí zastíněna.

3. Metody detekce QRS komplexu

3.1. Obecný detektor QRS

QRS detekce je důležitá pro zpracování EKG signálu. Obecně se detektor QRS komplexu skládá ze dvou základních bloků a těmi jsou předzpracování a rozhodovací část, jak je uvedeno na obrázku 3-1. Každý z těchto bloků můžeme dále rozdělit. QRS detektor musí být schopen detekovat velké množství různých tvarů. QRS detekce nesmí spojovat určité druhy rytmů, ale musí zpracovávat další možné detekce, tak jako by se mohli vyskytovat kdekoli. Parametry filtru typu dolní propust užívané pro předzpracování, musí zachovat spektrální obsah signálu (např. zvětšení QRS komplexu či utlumení P a T vlny). Její typické mezní frekvence jsou 10-25 Hz.



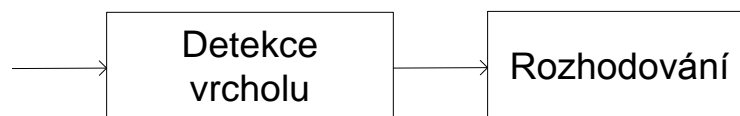
3-1 Struktura obecného detektoru QRS

Rozdělení bloku předzpracování je uvedeno na obrázku 3-2. Skládá se tedy z lineární filtrace a nelineární transformace. Lineární filtrace slouží ke zvětšení QRS komplexu ze základního šumu, kde zdůrazňuje ty segmenty, které obsahují velké přechody (např. QRS komplex). Tuto filtraci ve spojení s dolní propustí můžeme využít také při zdůraznění velkých přechodů. Nelineární transformace produkuje jednotlivé vrcholy pozitivní hodnoty pro každý QRS komplex. Pro jejich realizaci jsou využívány například vyhlazené kvadráty, ale ty jsou vhodné jen pro signály s velkou amplitudou a dlouhou dobou trvání.



3-2 Blok předzpracování

Na obrázku 3-3 můžeme vidět rozčlenění rozhodovací části. Rozhodovací pravidla určují zda QRS komplex nastal či ne. To může být stanoveno buď podle pevného prahu η a nebo pomocí přízpusobivého prahu, který je užit v případech, kdy dojde k výskytu drastických změn amplitudy a tvaru QRS komplexu. Tyto změny mohou nastat v průběhu několika sekund. V případě obecného detektoru jsou tyto pravidla vhodná jen při rozhodování pomocí amplitudy. Dále jsou tyto rozhodovací pravidla využitelná při měření šumu.



3-3 Rozhodovací blok

Dříve se používali metody založené na derivacích signálu a číslicových filtrech, ze kterých je v kapitole 3.2 uveden přístup založený na derivacích signálu.

Dnes se používají například metody umělých neuronových sítí, genetických algoritmů, či vlnkové transformace a mnoho dalších metod.

3.2. Přístupy založené na derivacích signálu a číslicových filtrech

Frekvence QRS komplexu je obvykle $10 \div 25$ Hz, proto většina algoritmů pro detekci QRS užívá předchozí hodnotu filtru spíše než tu aktuální. Děje se tak proto, aby byly sníženy složky jiných signálů a artefaktů, jako jsou P vlna, T vlna, základní drift, které jsou zeslabovány horní propustí nebo náhodný šum filtrovaný dolní propustí. Kombinací těchto propustí dostaneme filtraci pásmovou propustí s mezními frekvencemi $10 \div 25$ Hz. Filtrované signály jsou poté využity pro generaci hlavního signálu, ve kterém je detekce QRS komplexu provedena porovnáním rysu proti rysu s pevnými či proměnnými prahy. Poté jsou ještě obvykle použity rozhodovací pravidla pro odstranění falešně-pozitivních detekcí (2).

3.2.1. Algoritmy založené na derivacích

Pro detekci QRS komplexu pomocí derivací mohou být použity různé typy algoritmů. Těmi mohou být výpočty pomocí amplitudy a první derivace, pomocí první a druhé derivace nebo pouze s užitím první derivace nebo algoritmus založený na číslicových filtrech.

Nejčastěji se používá první derivace z rovnice 3.1. Někdy se používá i druhá derivace podle rovnice 3.2. Typické rysy potom můžeme určit pomocí samotných signálů dle rovnice 3.3 nebo lineární kombinací velikostí první a druhé derivace dle rovnice 3.4 či lineární kombinací vyhlazené první derivace a velikostí druhé derivace podle 3.5, (2).

$$y_1(n) = x(n+1) - x(n-1) \quad 3.1$$

$$y_2(n) = x(n+2) - 2x(n) + x(n-2) \quad 3.2$$

$$z(n) = y_1(n) \quad 3.3$$

$$z(n) = 1,3 |y_1(n)| + 1,1 |y_2(n)| \quad 3.4$$

$$z(n) = \tilde{y}_1(n) + 1,1 |y_2(n)| \quad 3.5,$$

kde $\tilde{y}_1(n) = \{0,25; 0,5; 0,25\} * |y_1| + |y_2(n)|$ a $*$ je lineární operátor konvoluce.

Samotná detekce QRS komplexu je provedena porovnáním rysu proti prahu, které je provedeno pomocí rovnice 3.6

$$\theta_A = 0,3 \dots 0,4 \times \max[x] \quad 3.6 (2).$$

Aby se zredukoval počet falešně-pozitivních detekcí, používají se další rozhodovací pravidla, která určují, zda se jedná o úsek s nebo bez QRS části a nachází omezení na časovém nastavení (2).

3.3. Detekce QRS založené na vlnkové transformaci

3.3.1. Vlnková transformace a detekce jedinečnosti

Funkce vlnkové transformace $f(t)$ je definována jako integrální transformace

$$W_f(a, b) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \Psi_{a,b}^*(t) dt \quad 3.7,$$

kde $\Psi^*(t)$ značí komplexně sdruženou funkci $\Psi(t)$, což bylo uvedeno v (2). Transformace umožňuje zobrazit časové měřítko čas-frekvence podobně jako je tomu u krátkodobé Fourierovy transformace STFT. Narozdíl od ní, ale vlnková transformace využívá sady analyzačních funkcí, které nám umožní časovou proměnnost a rozlišení frekvence pro různá frekvenční pásma. Tato sada $\Psi_{a,b}(t)$, je odvozena z mateřské vlnky $\Psi(t)$

$$\Psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{2}} \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad 3.8,$$

kde a a b jsou parametry stupnice a přepočtu. Parametr stupnice a vlnkové transformace je srovnatelný s frekvenčním parametrem pomalé Fourierovy transformace.

Diskrétní vlnková transformace vyplývá z diskretizace stupnice a přepočtových parametrů. Pokud zvolíme $a = 2^j$ a $b = 2^j n$, kde j a n jsou celá čísla. Pokud a a b zvolíme takto, dostaneme dvojí (dyadickou) diskrétní vlnkovou transformaci

$$W_f(2^j, b) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \Psi_{2^j, b}^*(t) dt \quad 3.9$$

a

$$\Psi_{2^j, b}(t) = \frac{1}{\sqrt{2^j}} \Psi\left(\frac{t}{2^j} - n\right) \quad 3.10.$$

Ačkoli je popisována jako integrální transformace, její použití se obvykle vyskytuje u dvojího použití banky filtrů. Vstupním signálem této banky filtrů je vzorkovaný EKG signál (2).

Většina případů detekce vrcholu s využitím vlnek je založena na Mallatově a Hwangově přístupu. Shoda je zkoumána mezi lokálními maximy vlnkové transformace $W_f(a, t)$ a jedinečnostmi funkce $f(t)$. Třídění vrcholu je provedeno počítáním jedinečných stavů, například pomocí lokální Lipschitzovy pravidelnosti. Ta je určena pomocí rozkladu vlnkových koeficientů.

Při hodnocení výsledků je úspěšnost diskrétní vlnkové transformace větší než 99% a pokud vezmeme dyadickou vlnkovou transformaci tak dosáhneme úspěšnosti detekce mezi 95 a 99%.

3.3.2. Banka filtrů

Banky filtrů jsou velmi blízké vlnkovým metodám. V tomto případě (2) máme k dispozici 32- pásmovou banku filtrů, kterou využíváme pro generování podvzorkovaných signálů dílčích pásem. Předpokládejme, že QRS komplex se vyznačuje simultánním vznikem frekvenčních součástí EKG v dílčích pásmech W_l , kde $l = 1, \dots, 4$. Z těchto dílčích pásem můžeme odvodit tři rýsy p_1 , p_2 a p_3

$$p_1(n) = \sum_{i=1}^3 |W_i(n)| \quad 3.11$$

$$p_2(n) = \sum_{i=1}^4 |W_i(n)| \quad 3.12$$

$$p_3(n) = \sum_{i=2}^4 |W_i(n)| \quad 3.13$$

Nakonec jsou aktuální detekce provedeny sofistikovanou kombinací těchto rysů.

Úspěšnost této metody při detekci QRS komplexu v EKG signálu je více než 99%. Vzhledem k nízkým výpočtovým požadavkům a již zmíněné úspěšnosti je tato metoda vhodná pro detekci.

3.3.3. Shrnutí

Dalšími metodou, která je založena na vlnkové transformaci, může být přístup na základě jedinečnosti.

Tyto metody mohou být použity například pro detekci nedávných komorových potenciálů v ručně článkovaných EKG signálech či pro sledování proměnlivé srdeční frekvence (HRV).

3.4. Přístupy podle neuronových sítí

3.4.1. Neuronové sítě

Umělé neuronové sítě jsou aplikovány při nelineárním zpracování, třídění a optimalizaci signálu. Ve zpracování EKG signálu je většinou používán vícevrstvý perceptronový režim, funkce sítě na základě paprsků a znalosti vektorové kvantizace. Vícevrstvé perceptronové sítě jsou složeny z několika vrstev propojených neuronů, kde každý neuron reprezentuje zpracovávající funkci

$$y = f(w_0 + \sum_{i=1}^N w_i x_i) \quad 3.14$$

kde w_i je váha přidělena vstupu x_i a $f(\cdot)$ je lineární či nelineární funkce.

Sítě na základě parsků jsou implementací funkce

$$y(n) = \sum_{i=1}^N w_i e^{-\frac{x(n)-c_i}{\sigma_i}} \quad 3.15$$

kde $\mathbf{x}(n)$ značí vektor vstupních dat. Počet N neuronů, koeficienty w_i , střední vektor \mathbf{c}_i a standardní odchylka σ_i jsou parametry sítě. Výhodou těchto sítí oproti vícevrstvýmu perceptronovému sítím je jejich podobnost s fuzzy-logikou, to nám umožňuje vyšší předvídatelnost výsledků a tedy i spolehlivost.

Sítě založené na znalosti vektorové kvantizace jsou složeny ze vstupní, konkurenční a lineární vrstvy. Konkurenční vrstva se automaticky učí klasifikovat vstupní vektory do podtříd, kde maximální počet podtříd N je počet neuronů konkurenční vrstvy. Lineární vrstva kombinuje podtřídy první vrstvy s uživatelsky definovanými cílovými podtřídami.

K tomu, aby byl vykonán aplikačně-závislý úkol, parametry sítě musí být zpracovány. Zatímco vícevrstvé perceptronové a sítě založené na paprscích jsou vycvičeny dohlížet na učební algoritmy, sítě se znalostí vektorové kvantizace jsou přizpůsobeny bezdohledovému způsobu.

Tyto metody mají úspěšnost detekce přes 99%, ale jejich nevýhodou je vysoká výpočetní náročnost (2).

3.4.2. Neuronové sítě jako nelineární přizpůsobivé prediktory

Neuronové sítě pro detekci QRS komplexu jsou nejčastěji využívány jako nelineární prediktory. Jejich úkolem je určit aktuální hodnotu z hodnot minulých.

Protože se EKG signál téměř výhradně skládá z částí bez QRS komplexu, neuronová síť konverguje k bodu, kde jsou vzorky s částí bez QRS dobře předvídatelné. Části s QRS komplexem následují jiné statistiky a způsobují náhlé zvýšení předpovědní chyby $e(n)$, která tedy může být využita jako rys signálu pro detekci QRS.

Kvůli nelineárnímu chování základního šumu můžeme očekávat od nelineárního prediktivního filtru lepší výkon než od filtru lineárního. Tato výstupní předpověď nelineárního filtru je dále zpracována přizpůsobeným filtrem, který nám utlumí zbytkový šum.

3.5. Genetické algoritmy

Genetické algoritmy (3) byly navrženy jako kombinace optimálních polynomických filtrů pro předzpracování EKG a parametrů rozhodovacího stupně. Polynomické filtry jsou definovány jako

$$y_n = \sum_{k_1=0}^M \sum_{k_2=0}^M \cdots \sum_{k_N=0}^M$$

pro

$$\sum k_j \leq M$$

a

$$a_{k_1 k_2 \dots k_N} x_{n-d_1}^{k_1} x_{n-d_2}^{k_2} \cdots x_{n-d_N}^{k_N} \quad 3.16,$$

kde d_j označuje zpoždění s ohledem na čas n . Tato metoda byla prozkoumána pro tři typy těchto polynomických filtrů, a to - kvazilineární filtry s po sobě jdoucími vzorky
 - kvazilineární filtry s vybranými vzorky
 - kvadratické filtry s vybranými vzorky.

Hlavní částí rozhodovacího stupně je rozhodovací práh, který srovnáváme proti filtrovanému EKG signálu. Potom jsou tyto polynomické filtry a rozhodovací stupeň optimalizovány pomocí genetického optimalizačního algoritmu.

Úspěšnost metody detekce QRS komplexu za pomoci banky filtrů je vyšší než 99% a podle výpočetní zátěže spadá do kategorie středně náročných algoritmů.

3.6. Další přístupy detekce QRS

Adaptivní filtry jsou podobné nelineárním případům, jejich úkolem je odhadnout hodnotu aktuálního vzorku přes váženou superpozici z minulých hodnot signálu

$$\hat{x}(n) = \sum_{i=1}^P a_i(n)x(n-i) \quad 3.17$$

s časově proměnnými koeficienty $a_i(n)$, $i = 1, \dots, P$. Tyto filtry se přizpůsobují podle změny statistik signálu. Na provedení těchto přizpůsobení může být aplikována metoda nejmenších čtverců, která jsou popsána algoritmem

$$\mathbf{a}(n+1) = \mathbf{a}(n) + \lambda_e \mathbf{x}(n) \quad 3.18$$

kde $\mathbf{a}(n) = [a_1(n), a_2(n), \dots, a_P(n)]^T$ značí koeficienty vektoru v čase n . λ je velikost kroku, $e(n) = x(n) - \hat{x}(n)$ je předpovědní chyba a $\mathbf{x}(n) = [x(n-1), x(n-2), \dots, x(n-P)]^T$ vektor zpožděných vzorků EKG signálu (2). Autoři v (4) použili pro návrh rysů přizpůsobenou filtraci, přičemž využili rozdílů koeficientů vektoru \mathbf{a} v čase n a $n-1$

$$D(n) = \sum_{i=1}^P |a_i(n) - a_i(n-1)|^2 \quad 3.19$$

a kombinace rozdílů mezi krátkodobou energií zbytkové chyby ze dvou po sobě jdoucích částí.

Skryté Markovovy modely určené k detekci QRS komplexu v EKG signálu, modelují pozorovanou posloupnost dat pomocí pravděpodobnostní funkce. Tato funkce se potom mění podle stavu skrytých Markovových řetězců. Cílem algoritmu je odvozovat základní stav sekvence z pozorovaného signálu. Výhodou tohoto algoritmu je, že můžeme detekovat nejen QRS komplex, ale zároveň i P a T vlnu. Problémem této metody je dělení signálu na tyto segmenty pro trénink před analýzou záznamu. Obvyklá úspěšnost detekce se pohybuje mezi 95 a 99 %. Nevýhodou tohoto algoritmu je jeho výpočtová složitost.

Metoda transformace délky a energie je většinou aplikována na vícekanálových signálech EKG. Samotná transformace probíhá dle vzorců uvedených v (2):

$$L(n, q, i) = \sum_{k=i}^{i+q-1} \sqrt{\sum_{j=1}^n (\Delta x_{j,k})^2} \quad 3.20$$

$$E(n, q, i) = \sum_{k=i}^{i+q-1} \sum_{j=1}^n (\Delta x_{j,k})^2 \quad 3.21,$$

kde n je počet kanálů EKG signálu, i je index času, q je délka okna a $\Delta x_{i,j} = x_{j,k} - x_{j,k-1}$. Tyto vzorce lze užít za předpokladu, že derivace kanálů EKG signálu budou brány jako prvky vektoru. Délka transformace představuje dočasně vyhlazený časový průběh délky vektoru a je určena jako druhá odmocnina druhé sumy z rovnice 3.20. Transformace energie může být interpretována jako krátkodobý odhad energie vektoru. Úspěšnost detekce této metody se pohybuje nad 99% a její výpočtová složitost se pohybuje na střední úrovni.

Matematická morfologie je metoda, která vzniká při zpracování obrazu a je aplikována při odstranění jednorázového šumu. Metoda je založená na podmínkách eroze a roztažení. Necht' $f: F \rightarrow I$ a $k: K \rightarrow I$ značí diskrétní funkce a sady F a K nabývají hodnot $F = \{0, 1, \dots, N-1\}$ a $K = \{0, 1, \dots, M-1\}$. I je sada celých čísel. Eroze funkce f funkcí k je definována jako (5)

$$(f \ominus k)(m) = \min_{n=0, \dots, M-1} f(m+n) - k(n) \text{ pro } N > M \text{ a } m = 0, \dots, N - M \quad 3.22,$$

kde k je nazýváno jako prvek struktury. Výsledné hodnoty jsou vždy menší než hodnoty z funkce f . Roztažení je definováno jako

$$(f \oplus k)(m) = \max_{n=0, \dots, M-1} f(n) + k(m-n) \text{ pro } N > M \text{ a } m = M - 1, \dots, N - 1 \quad 3.23.$$

Výsledné hodnoty jsou vždy větší, než ty z funkce f . Jako dodatečná operace je použita kombinace eroze a roztažení. Začátky značené \circ jsou eroze následované roztažením. Konce značené \bullet jsou roztažení následované erozí. Začátky sekvence f s plochou strukturou prvku k odstraní všechny vrcholy. Konce se stejnou strukturou odstraní všechny záporné špičky. Tyto začátky a konce jsou využity pro odstranění šumu

$$\tilde{x} = \frac{[(x \circ k) \bullet k] + [(x \bullet k) \circ k]}{2} \quad 3.24,$$

kde k je plochý prvek struktury. Generace rysů je potom provedena pomocí

$$z = \tilde{x} - [(\tilde{x} \circ B) \bullet B] \quad 3.25.$$

kde B je aktuálně nejvyšší prvek struktury. QRS komplex je nakonec určen pomocí porovnání rysů signálu proti přizpůsobivému prahu. Oproti předchozím metodám má matematická morfologie horší úspěšnost detekce QRS komplexu, která se pohybuje v rozmezí 90 až 95%. Její výhodou je nízká výpočetní složitost.

Jako další metody by bylo možno použít přizpůsobené filtry, detekci založenou na Hilbertově transformaci, syntaktické metody či detekci založenou na odhadu maximum a posteriori.

3.7. Porovnání metod podle úspěšnosti detekce a složitosti výpočtu

Přehled uvedených metod pro detekci QRS komplexu		
Metoda	Úspěšnost detekce	Výpočetní složitost
Založená na derivacích	99% <	Střední - vysoká
Vlnková transformace	99% <	Vysoká
Vlnková dyadická transformace	95% - 99%	Střední
Banka filtrů	99% <	Nízká
Neuronové sítě	99% <	Vysoká
Genetické filtry	99% <	Střední
Adaptivní filtry	95% - 99%	Vysoká
Markovovy skryté modely	95% - 99%	Vysoká
Transformace délky a energie	99% <	Střední
Matematická morfologie	90% - 95%	Nízká
Průchody nulovou hladinou	99% <	Nízká

Tabulka 1 Porovnání metod

Údaje v této tabulce byly převzaty z (2).

3.8. Databáze testovacích vzorků

Tyto databáze slouží pro vyhodnocení softwarových detekčních QRS algoritmů. Testy na těchto databázích nám umožní snadnou porovnatelnost a reprodukci výsledků. Jelikož tyto databáze obsahují velké množství určitých signálů, můžeme v nich nalézt jak často měřené signály, tak i signály zřídka pozorované, ale důležité pro klinické účely.

3.8.1. Databáze CSE

Je to databáze běžných elektrokardiografických záznamů (CSE), které se užívají pro hodnocení diagnostických EKG analyzátorů. Tato databáze se skládá z počtu asi 125 multisvodových záznamů, které jsou vzorkovány frekvencí 500 Hz. Tyto záznamy mají délku trvání asi 10s a jsou snímány ze 12 klasických svodů a někdy 3 dalších ortogonálních svodů. Referenčními body této databáze jsou začátek a konec P vlny, konec T vlny, začátek a konec QRS komplexu. Její nevýhodou je uvedení referenční hodnoty významných bodů jen u jednoho cyklu celého záznamu.

3.8.2. Ostatní databáze

Databáze AHA Americké srdeční asociace se užívá pro hodnocení detektorů srdečních arytmií. Je složena ze 155 nahrávek ambulantních EKG signálů digitalizovaných vzorkovací frekvencí 250 Hz při rozlišení 12 bitů na rozsahu 20mV. Každý záznam je dlouhý 3 hodiny, přičemž je klasifikováno posledních 30 minut. Záznamy jsou uspořádány do osmi skupin. Nahrávky od 1001 do 1020 první skupiny neukazují žádné další stahy. Mezitím záznamy 8001 až 8010 obsahují EKG s fibrilací komor (2).

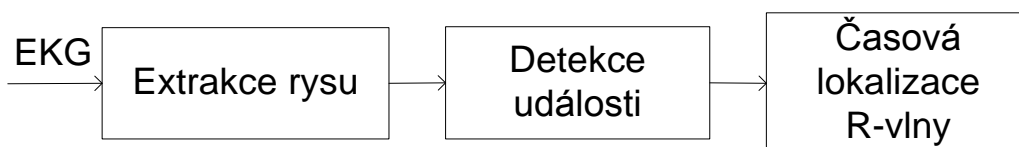
Knihovna elektrogramů Ann Arbor obsahuje intrakardiální elektrogramy a povrchové EKG, kterých je více než 800. Každá nahrávka je složena z jednopólových a dvoupólových elektrokardiogramů a povrchového EKG. Tato databáze nachází své využití při hodnocení algoritmů pro implementované srdeční zařízení.

MIT-BIH databáze se skládá z deseti databází pro různé testovací účely. První tři databáze jsou požadovány ANSI při testování ambulantních EKG zařízení.

4. Návrh metody založené na průchodech nulovou hladinou

4.1. Úvod

Tato technika je založena na počítání průchodů nulou za segment. V tomto případě detekce poskytuje vysokou míru detekčního výkonu a to i v případě vysoce zašuměných EKG signálů. Díky jednoduchosti detekce a počítání přechodů přes nulu dostaneme výpočetně účinné řešení problému detekce QRS. Na obrázku 4-1 se nachází základní blokové schéma této metody, které bude rozebráno v následujících kapitolách.



4-1 Fáze algoritmu metody počítání průchodů nulovou hladinou

4.2. Extrakce rysu

Frekvence obsahu QRS komplexu se může pohybovat až do 40 Hz, v určitých případech i více, zatímco P a T vlna do 30 Hz. Z důvodů vlastností spektrální charakteristiky součástí EKG signálu je vhodné jako první snížit velikost P a T vlny a také vysokofrekvenčního šumu.

Jelikož takto filtrovaný signál bude aplikován při časové lokalizaci R vlny, je vhodné pro tuto filtraci využít filtr typu pásmová propust s lineární fázovou charakteristikou. Výsledkem je, že signál poté osciluje kolem nuly a během QRS komplexu nabývá amplituda maximální hodnoty.

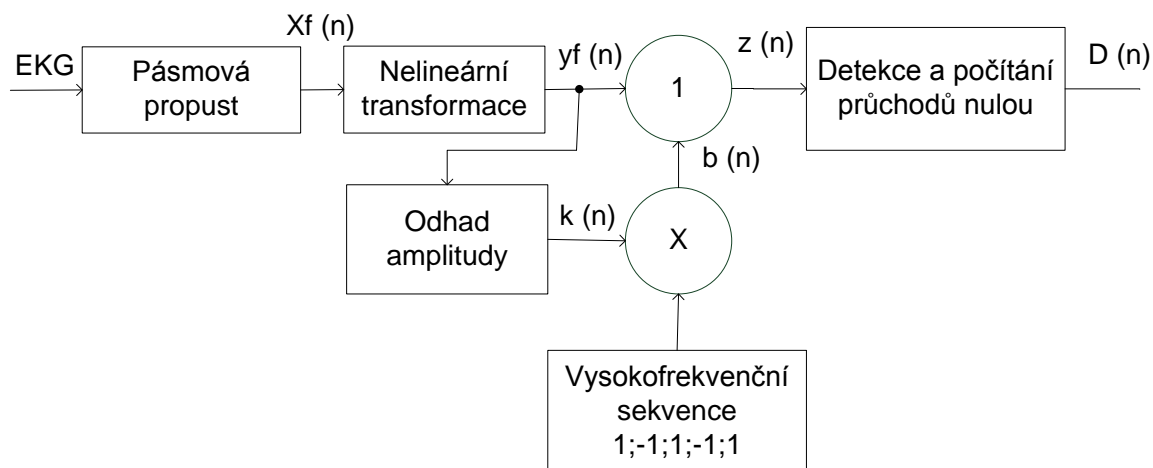
Když k tomuto signálu přidáme malovýkonovou vysokofrekvenční sekvenci, dostaneme signál, který se bude vyznačovat velkým množstvím průchodů nulou v místě, kde se nenachází QRS komplex a nízkým počtem přechodů přes nulu v místě jeho výskytu, což je možno vidět na obrázku 4-2 (6). Určení počtu průchodů nulou za segment při využití posuvných oken vede ke stanovení rysu signálu.



4-2 Signál s přidanou malovýkonovou vysokofrekvenční složkou (6)

Charakteristický rys signálu nabývá spodní hodnoty během QRS komplexu, v jiných částech je maximální. Jeho maximální hodnota je rovna délce N posuvného okna. Pro nízkofrekvenční komponenty se dá očekávat nižší počet průchodů nulou než u vysokofrekvenčního případu. Po přidání vysokofrekvenční sekvence signálu dominuje nízkofrekvenční oscilace během QRS komplexu. Proto musí být počet přechodů během QRS komplexu nízký a v ostatních případech vysoký (6).

Blokové schéma pro extrakci rysu je možno vidět na obrázku 4-3.



4-3 Extrakce rysu

4.2.1. Lineární a nelineární filtrace

Ve velké části tradičních algoritmů je filtrace pásmovou propustí brána jako předzpracovací metoda, která nám zajistí lepší poměr signál ku šum. Toto zlepšení znamená utlumení P a T vlny a vysokofrekvenčního šumu. Ve (6) byl použit FIR filtr s lineární fází a mezními frekvencemi 18 Hz a 35 Hz. Pokud vysokofrekvenční části nemají příliš velký význam, může být dolní propust v zapojení vynechána. K dalšímu vylepšení kvality slouží nelineární transformace signálu dle vzorce (6)

$$yf(n) = \text{sign}(x_f(n)) \cdot x_f^2(n) \quad 4.1,$$

kde $x_f(n)$ značí pásmovou propust EKG filtru a $y(n)$ značí nelineárně transformovaný signál, který bude později využit při rozhodování a časové lokalizaci R vlny.

4.2.2. Odhad amplitudy a přidání vysokofrekvenční sekvence

Vzhledem k tomu, že byla uvnitř signálu $yf(n)$ použita pásmová propust, došlo k silnému utlumení vysokofrekvenčních oscilací. Proto musí být k signálu přidána vysokofrekvenční sekvence (6).

$$b(n) = (-1^n) \cdot k(n) \quad 4.2$$

do signálu

$$z(n) = yf(n) + b(n) \quad 4.3$$

k tomu, aby byl zvýšen počet průchodů nulou v části bez QRS komplexu. Ideální případ nastává, když je v části bez QRS komplexu rys signálu $D(n)$ je roven N a $D(n) < n$ v části obsahující QRS komplex.

Pokud se stane, že amplituda $k(n)$ vysokofrekvenční sekvence $b(n)$ bude příliš velká, nastane případ, že počet přechodů přes nulu je roven N. Když bude amplituda nízká, tak rys signálu bude zašuměný a dostaneme malý rozdíl počtu přechodů přes nulu v části s a bez QRS komplexu a tudíž nebude možno kvalitně třídit, zda se jedná či ne o QRS komplex. A proto je nutné ji kvalitně stanovit, například pomocí velikosti $yf(n)$

$$k(n) = \lambda_k \cdot k(n-1) + (1 - \lambda_k) \cdot |yf(n)| \cdot c \quad 4.4,$$

kde $\lambda_k \in (0; 1)$ je faktor zapomnění a navrhovaný parametr c značí stálý zisk.

4.2.3. Detekce a sčítání průchodů nulou

Existuje několik metod pro detekci přechodů přes nulu, jejich přehled je uveden v (7). Zde bude použit vztah převzatý ze (6)

$$d(n) = \left| \frac{\text{sign}[z(n)] - \text{sign}[z(n-1)]}{2} \right| \quad 4.5,$$

ze kterého určíme počet přechodů pomocí filtrace dolní propustí

$$D(n) = \lambda_D \cdot D(n-1) + (1 - \lambda_D) \cdot d(n) \quad 4.6,$$

kde $\lambda_D \in (0; 1)$ je faktor zapomnění. S ohledem na procesor a přímou hardwarovou implementaci je výhodou pozdějšího filtru menší spotřeba paměti a snadnější nastavení.

4.3. Detekce události

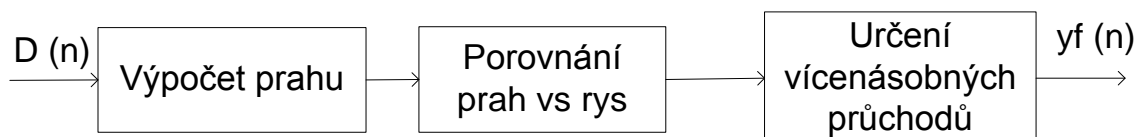
Na obrázku 4-4 je zobrazeno blokové schéma znázorňující detekci události. Detekci provádíme pomocí přízpůsobivého prahu θ , který vypočteme z rysu signálu $D(n)$ jako

$$\theta(n) = \lambda_\theta \cdot \theta(n-1) + (1 - \lambda_\theta) \cdot D(n) \quad 4.7,$$

kde $\lambda_\theta \in (0; 1)$ je faktor zapomnění.

Detekce je prováděna srovnáváním prahu $\theta(n)$ s rysem signálu $D(n)$. Pokud rys signálu klesne pod hodnotu prahu, tak je událost detekována. Tato jednoduchá logika detekce je vhodná pro hladký rys signálu. V některých případech může mít rys signálu více než jeden vrchol pro jeden QRS komplex.

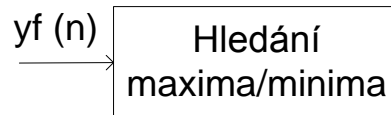
K tomu, aby algoritmus zabránil vícenásobné detekci, je nutná rafinace. Proto se zkoumá vzdálenost mezi událostmi, která je dána jako čas mezi koncem jedné a začátkem druhé události. Pokud je tato vzdálenost malá, tak jsou tyto události kombinovány do jedné. To může být řešeno pomocí časovače v režimu sériového zpracování. Tento časovač poskytuje přerušení nějaký čas po poslední události, přičemž konec události je platný pouze pokud další událost následuje po přerušení. V jiných případech jsou obě události kombinovány do jedné. Časová lokalizace R vlny je spouštěna platným koncem události.



4-4 Detekce události

4.4. Časová lokalizace R vlny

Časová lokalizace R vlny je provedena pomocí hledání maxima/minima. Začátek a konec události jsou hranicemi vyhledávacího intervalu, který je použit pro časovou lokalizaci R vlny. Jelikož elektrická pozice srdce má obrovský vliv na amplitudu a tvar R-vlny, tak je aplikováno kombinované hledání maxima/minima v signálu $y(n)$. Pokud je velikost minima o hodně větší než hodnota maxima, tak je jako časové umístění R vlny vzat čas minima, v ostatních případech je jako umístění brán čas maxima. Pro aktuální pozici R vlny musíme brát ohled na skupinové zpoždění pásmové propusti.



4-5 Časová lokalizace R-vlny

5. Realizace navržené metody

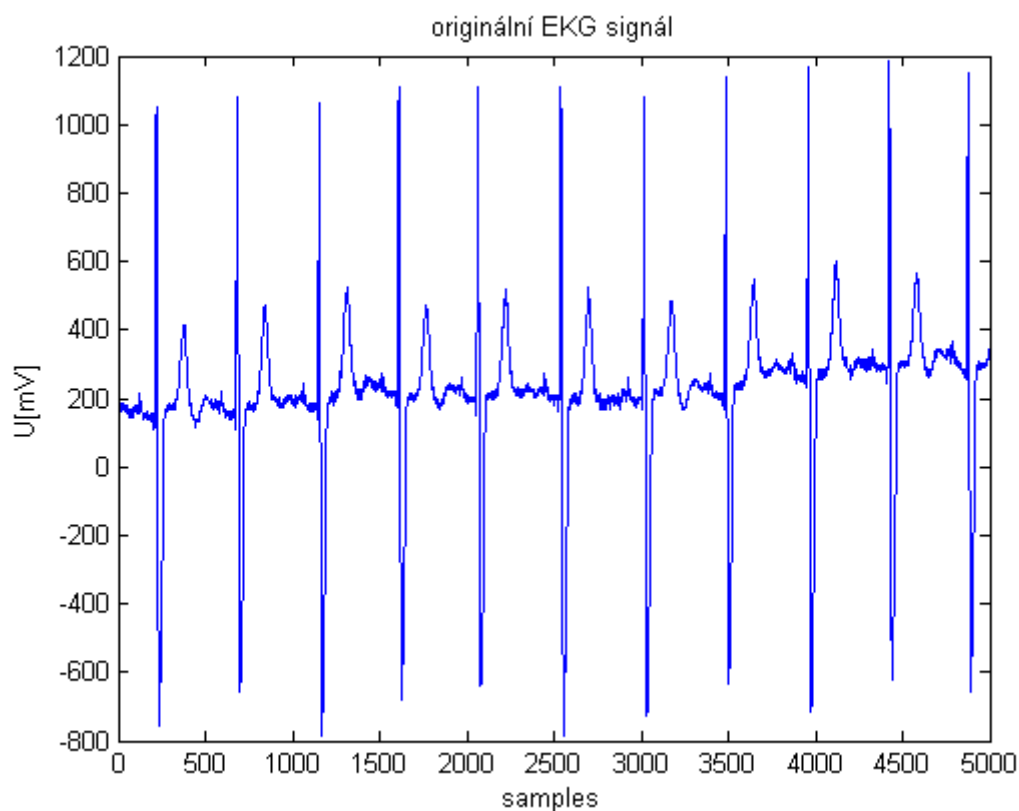
5.1 Úvod

Realizací této bakalářské práce je provedení navržené metody průchodů nulovou hladinou v uživatelském prostředí matlab. EKG signál, na němž má být detekce QRS komplexu se nachází v databázi CSE. Prvním úkolem je ho předzpracovat do nezašuměné podoby a poté provést samotnou detekci. Nakonec bude tento signál otestován na referenčních hodnotách CSE databáze jak XYZ-svodové, tak dvanácti-svodové.

5.2 Předzpracování signálu

5.2.1 Extrakce rysu

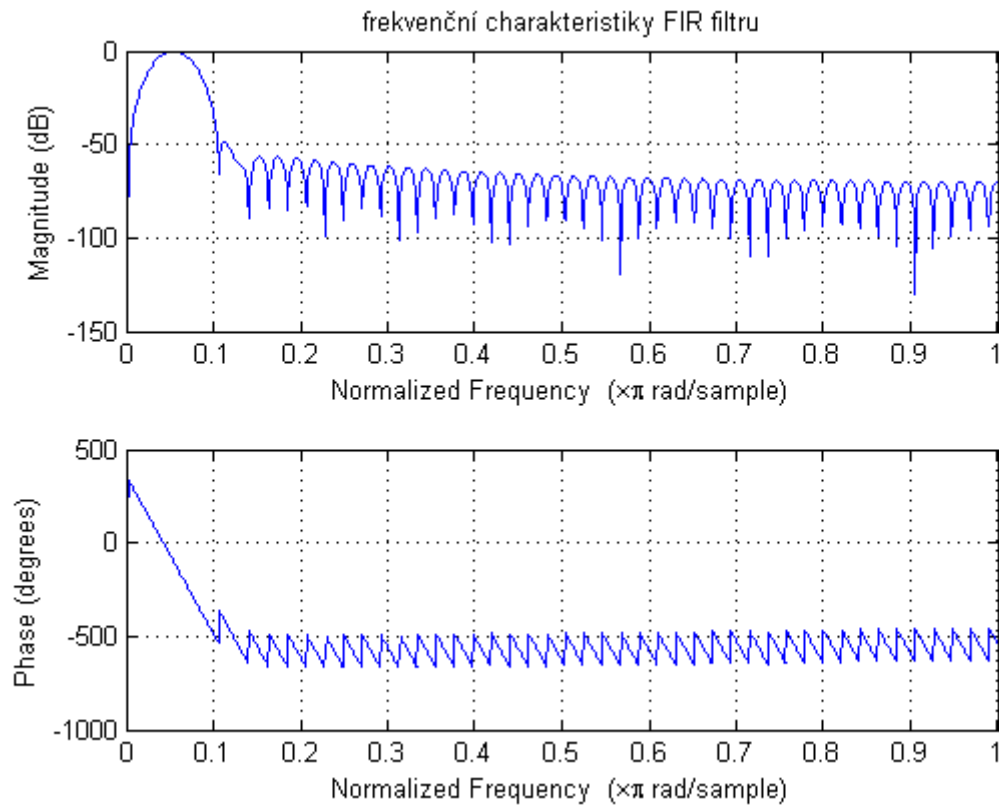
Extrakce rysu je první částí této metody a jejím úkolem je základní filtrace signálu. Skládá se ze dvou dílčích částí, kterými jsou lineární filtrace a nelineární transformace a jejich realizace bude popsána v následujících podkapitolách. Pro ukázkou funkčnosti této bakalářské práce byl vybrán EKG signál z třetího svodu XYZ signálu W001.mat. Tento signál je možno vidět na obrázku 5-1.



5-1 Originální EKG signál

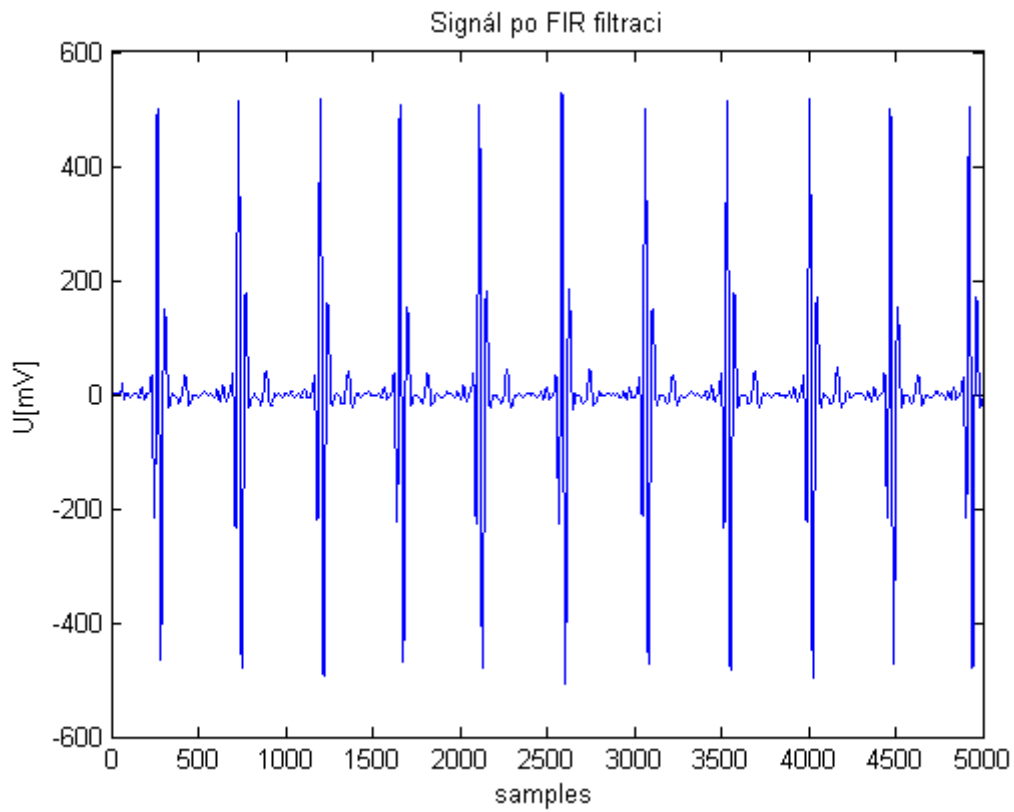
5.2.1.1 Lineární filtrace

Lineární filtrace je provedena pomocí pásmové propusti s mezními frekvencemi 19,5 a 35 Hz. Je realizována pomocí FIR filtru vytvořeného funkcí *fir1* s parametry dolní a horní normalizovaná mezní frekvence a řád filtru. Tyto kmitočty jsou určeny podělením mezních frekvencí vzorkovacím kmitočtem, hodnota řádu filtru byla určena 94. Posledním parametrem je zde uvedení typu filtrace, v tomto případě se jedná o bandpass neboli pásmovou propust. FIR filtr neboli filtr s konečnou impulsní charakteristikou byl vybrán proto, že má lineární fázovou charakteristiku. FIR filtr je zobrazen na obrázku 5-2.



5-2 Realizovaná pásmová propust typu FIR

Samotná filtrace je potom provedena funkcí $xt = filter(x, 1, f)$, kde filter je provedení filtrace, x je výše popsany FIR filtr, parametr 1 ukazuje, že se jedná o FIR filtr a f je načtený EKG signál. Jak vypadá takto upravený signál, je viditelné na obrázku 5-3.

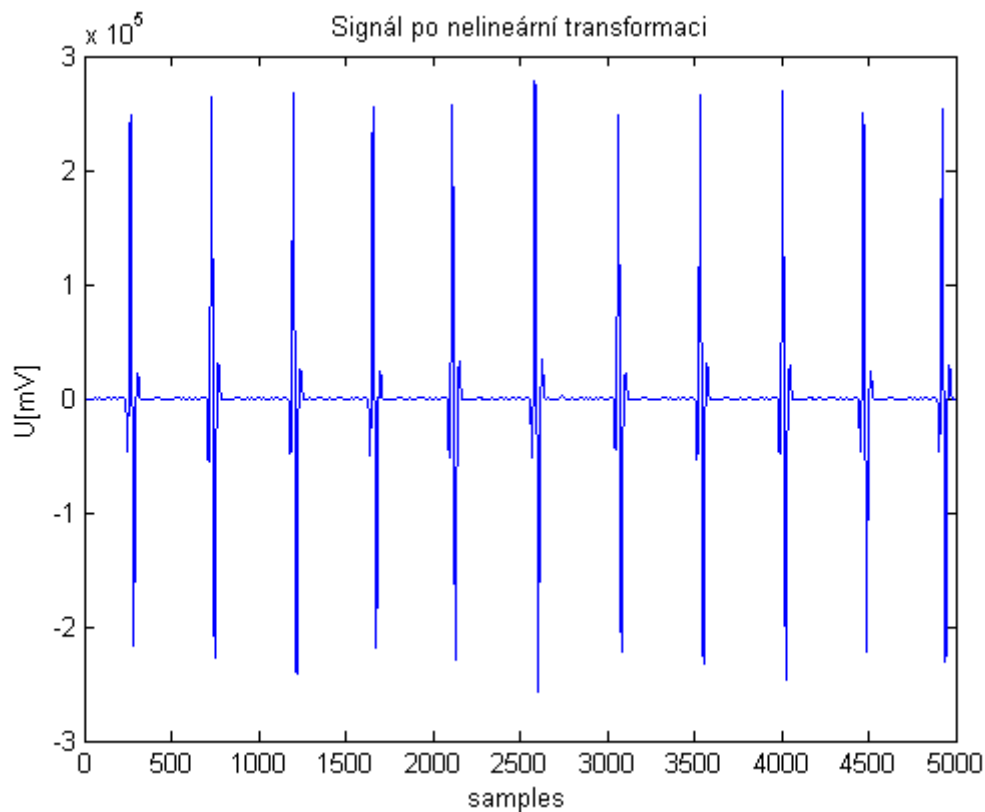


5-3 Signál po FIR filtraci navrženou pásmovou propustí typu FIR

5.2.1.2 Nelineární transformace

Před samotným provedením nelineární transformace bylo provedeno odstranění nevhodných částí signálu jejich vynulováním, čímž dostaneme signál x_f .

Nelineární transformace je uskutečněna pomocí znaménkové funkce *sign* filtrovaného signálu x_f a jejím vynásobením s umocněnou hodnotou stejného signálu x_f . Důsledkem této operace je signál y_f , který si můžete prohlédnout na obrázku 5-4.



5-4 Signál po nelineární transformaci znaménkovou funkcí

5.2.2 Zvětšení poměru S/N

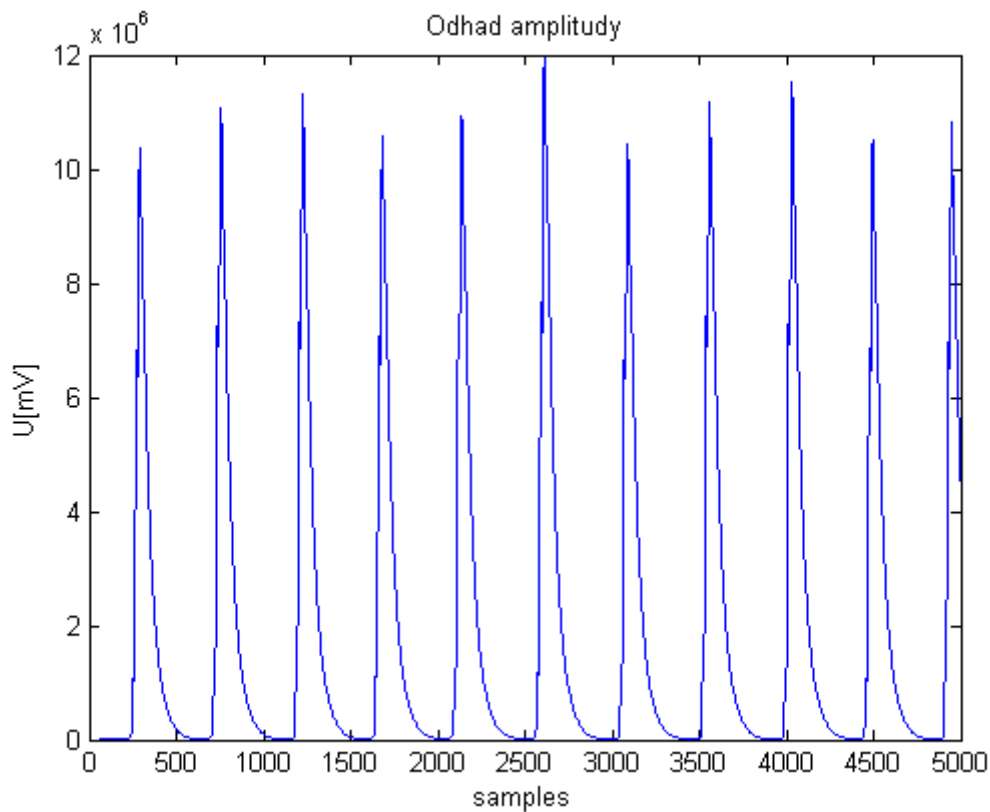
Zvětšení odstupů signálu od šumu je provedeno pomocí vysokofrekvenční složky. Její určení se skládá ze tří částí, kterými jsou odhad amplitudy signálu k , vytvoření vysokofrekvenční složky b a její přidání k filtrovanému signálu y_f .

5.2.2.1 Odhad amplitudy

Odhad amplitudy signálu je proveden pro potřeby vytvoření vysokofrekvenční složky, pomocí které zlepšíme poměr S/N. Určení této amplitudy je provedeno dle vzorce 4.4 (viz kapitola 4.2.2.) :

$$k(n) = \lambda_k \cdot k(n-1) + (1 - \lambda_k) \cdot |yf(n)| \cdot c ,$$

kde c značí stálý zisk, který byl zvolen 149 a λ_k neboli faktor zapomnění jehož přibližná hodnota byla určena experimentálně. Poté byla jeho velikost upřesněna testováním a stanovena na 0,98. Pro první hodnotu bylo zvoleno $k(n-1)$ jako 0, protože tento vzorek není realizovatelný. Odhadované hodnoty amplitudy jsou zobrazeny na obrázku 5-5.

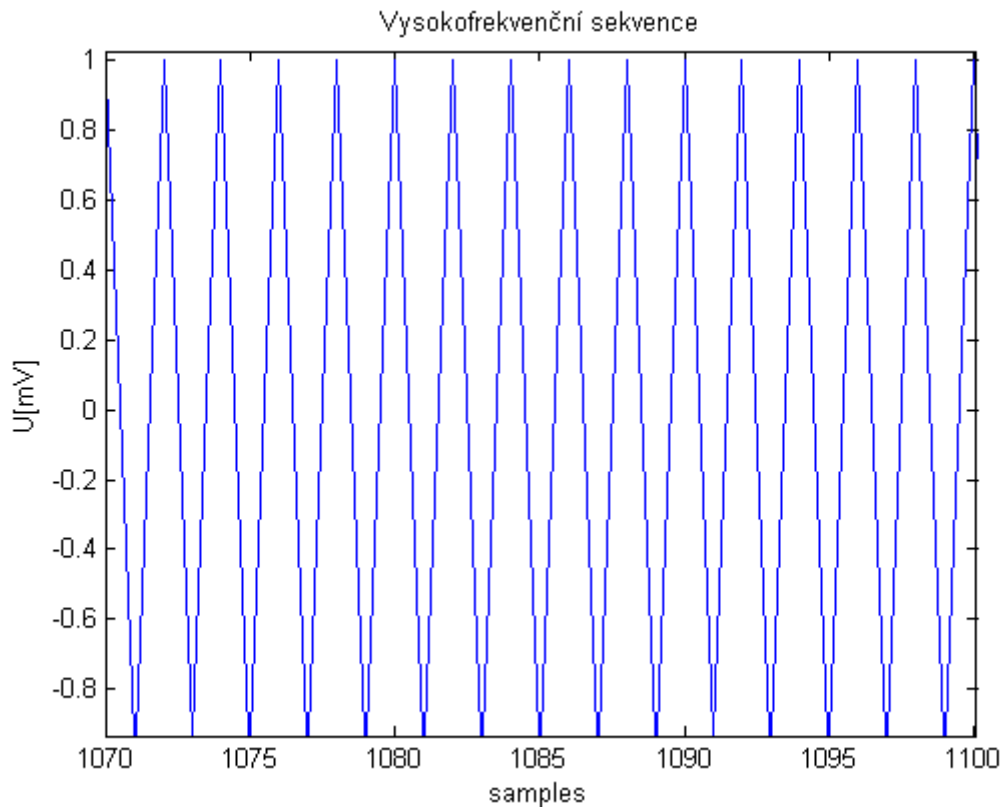


5-5 Odhad amplitudy z filtrovaného signálu

5.2.2.2 Vytvoření vysokofrekvenční složky

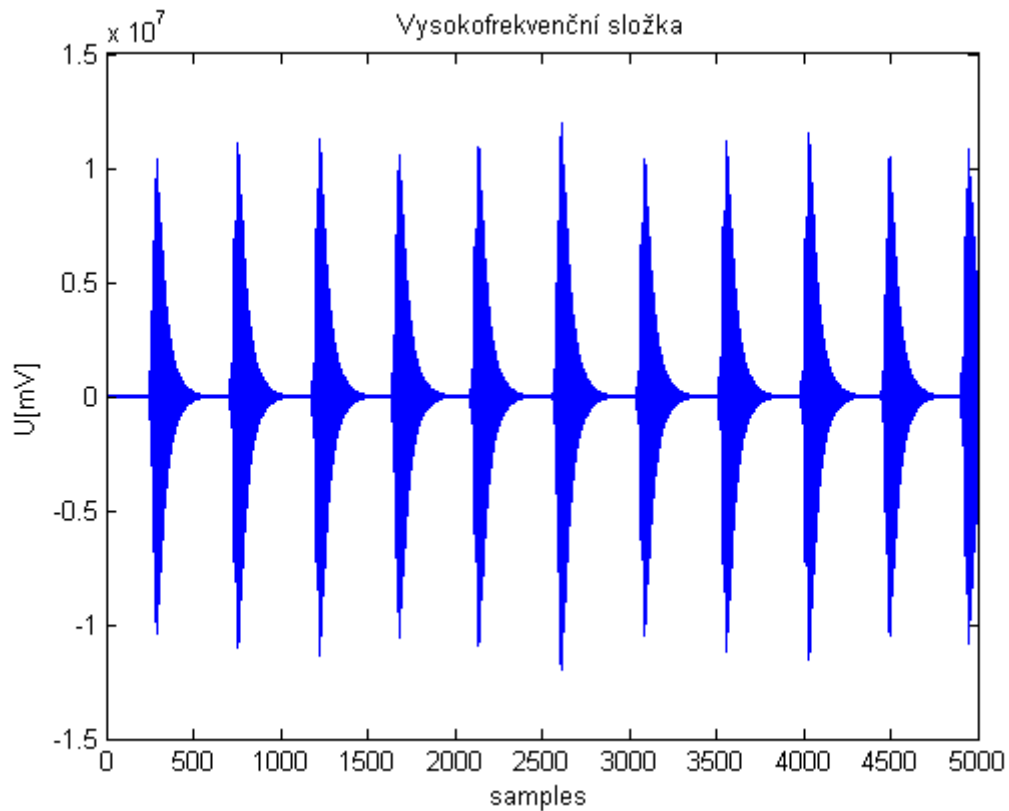
Vytvoření této složky je složeno ze dvou dílčích úkonů, kterými jsou vytvoření vysokofrekvenční sekvence a složky.

Vysokofrekvenční sekvence je určena jako střídající se řada hodnot -1 a 1, která je vytvořena uložena do proměnné q a je určena jako $(-1)^n$, kde n je index vzorku signálu pohybující se v rozmezí od 1 do N , kde N je počet vzorků signálu, což je u databáze CSE rovno hodnotě 5000. Tuto sekvenci je možno si prohlédnout na obrázku 5-6.



5-6 Detailní záběr na část vysokofrekvenční sekvence

Druhou částí je vytvoření vysokofrekvenční složky b signálu, což je provedeno vynásobením jednotlivých hodnot odhadované hodnoty amplitudy k s výše vytvořenou sekvencí q. V matlabu je tato operace provedena jako $b=q.*k$. Tato složka je zobrazena na obrázku 5-7.



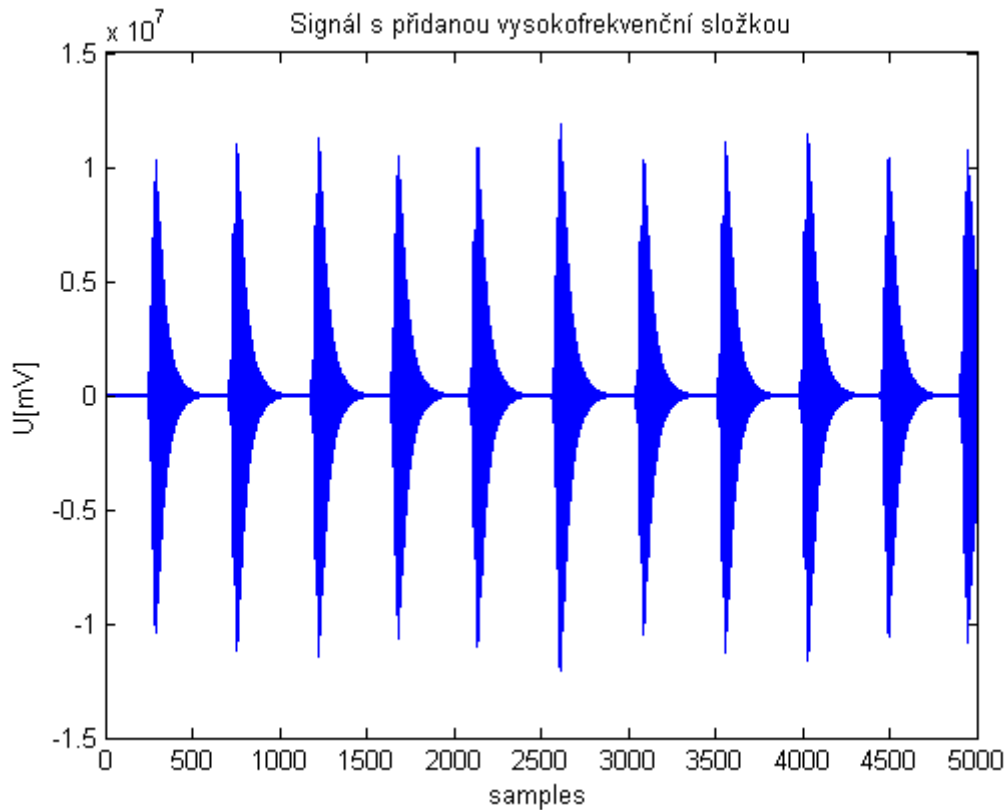
5-7 Vysokofrekvenční složka filtrovaného signálu

5.2.2.3 Přidání vysokofrekvenční složky do signálu

Princip přidání vysokofrekvenční složky do filtrovaného signálu je uveden v kapitole 4.2.2. Tento proces je proveden pomocí vzorce 4.3.

$$z(n) = yf(n) + b(n),$$

kde $yf(n)$ značí filtrovaný EKG signál a $b(n)$ vysokofrekvenční složku. Výsledek této operace je viditelný na obrázku 5-8.



5-8 Filtrovaný signál s přidanou vysokofrekvenční složkou

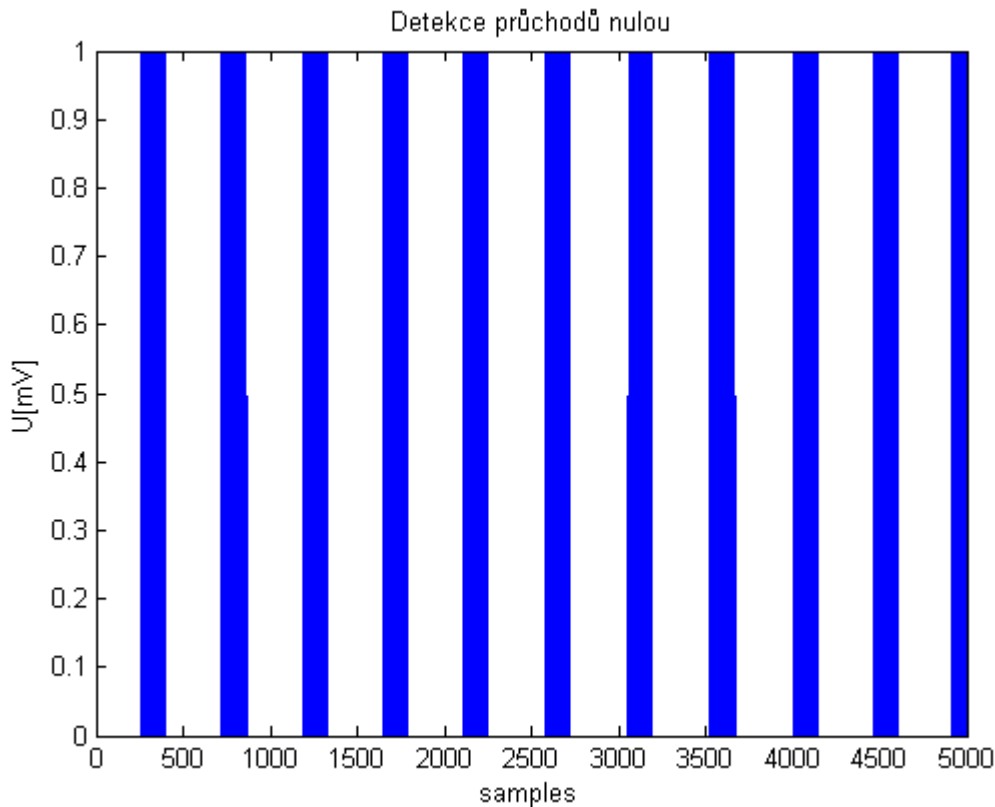
5.3 Detekce průchodů nulou

Detekce průchodů nulou je provedena pomocí vztahu 4.5, z kapitoly 4.2.3.

$$d(n) = \left| \frac{\text{sign}[z(n)] - \text{sign}[z(n-1)]}{2} \right|,$$

kde $z(n)$ je hodnota signálu aktuálního vzorku n , $z(n-1)$ je hodnota předchozího vzorku a sign značí znaménkovou funkci. Výsledkem je určení vzorků, ve kterých dochází k průchodu nulou.

Kvůli vyloučení možných falešných detekcí byl použit práh, který by jim měl zabránit. Tato hranice byla stanovena pomocí maximální hodnoty signálu z , kterou jsme podělili hodnotou 7,95, která byla stanovena odhadem a pomocí testování byla upřesněna. Výsledek této detekce průchodů nulami je vykreslen na obrázku 5-9.



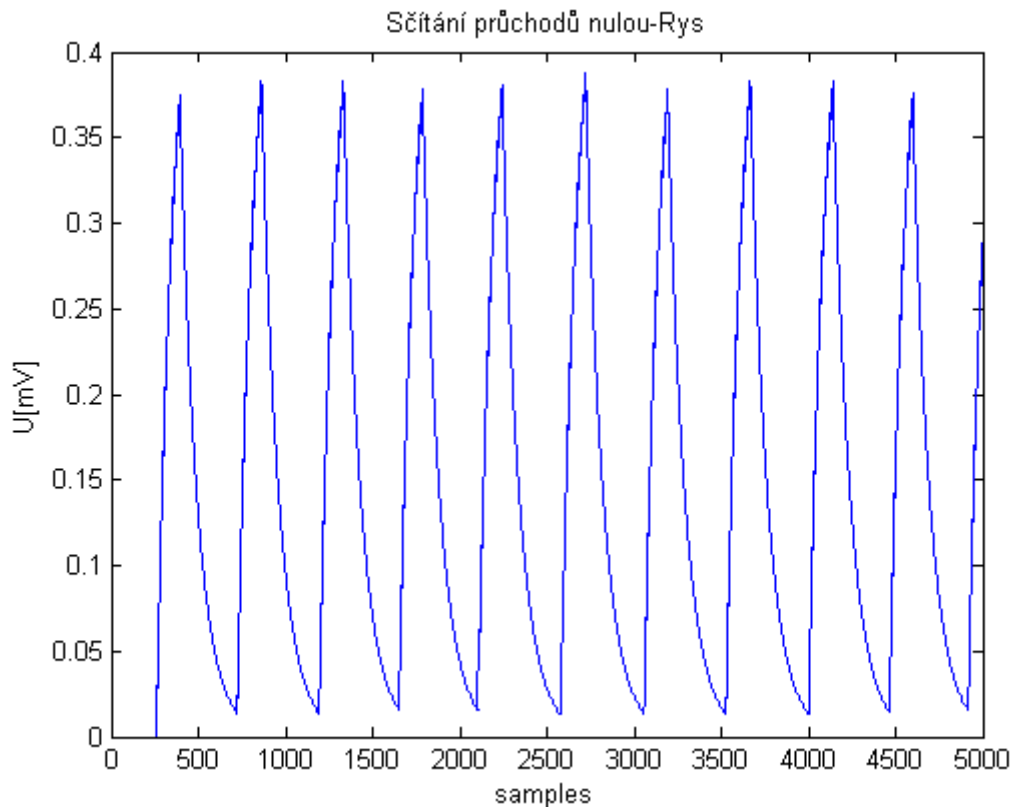
5-9 Detekce průchodů nulou

5.3.1 Určení počtu průchodů nulou – rysu signálu

Určení počtu průchodů je uskutečněno užitím výpočtu dle vztahu 4.6, jenž značí dolní propust, což bylo vysvětleno v kapitole 4.2.3

$$D(n) = \lambda_D \cdot D(n-1) + (1 - \lambda_D) \cdot d(n),$$

kde $d(n)$ je hodnota aktuálního vzorku, určujícího zda k detekci došlo nebo ne. $D(n)$ a $D(n-1)$ jsou hodnoty rysu signálu aktuálního a předchozího vzorku. Koefficient zapomnění λ_D z tohoto vztahu byl stanoven pomocí experimentu a poté doladěn testováním na hodnotu 0,99. Výsledkem tohoto signálu je rys signálu, který je vidět na obrázku 5-10.



5-10 Rys signálu určený za pomoci detekce nul

5.4 Detekce události

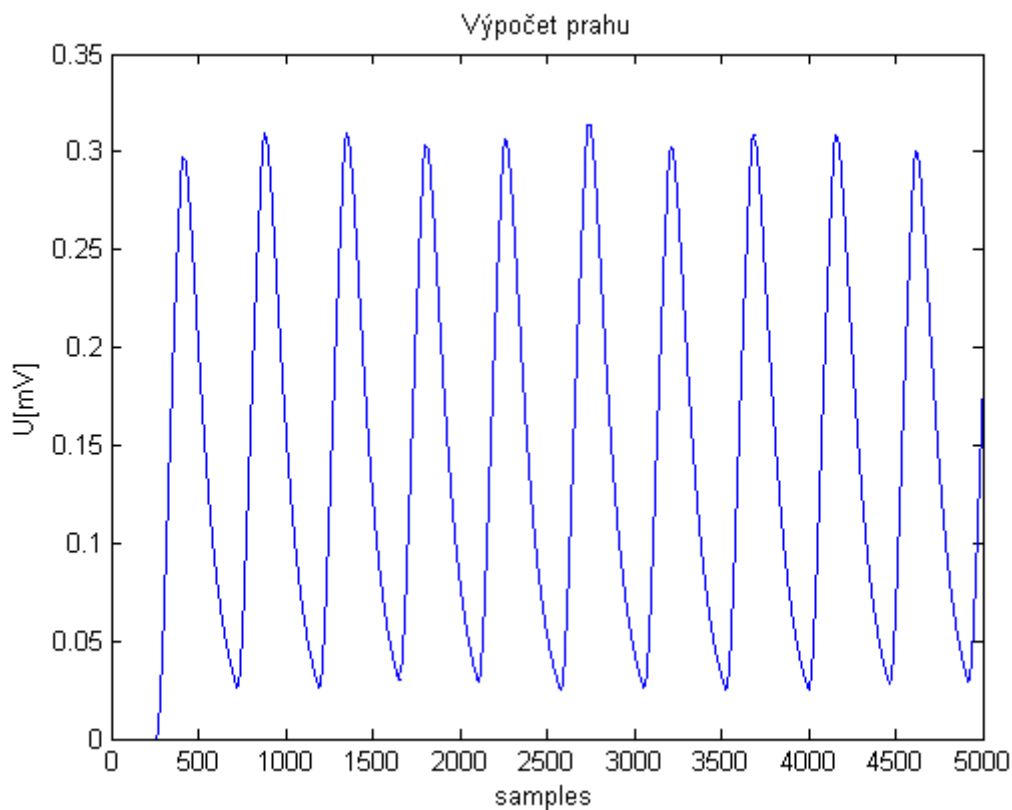
Detekce události neboli vyhledání QRS komplexu je složena z několika částí, které budou popsány v následujících podkapitolách. Těmito kroky jsou výpočet prahu a jeho porovnání s rýsem signálu. Poslední fází je určení vícenásobných průchodů.

5.4.1 Výpočet prahu

Prah se vypočítá z dříve určeného rysu signálu pomocí vztahu 4.7 uvedeného v kapitole 4.3

$$\theta(n) = \lambda_{\theta} \cdot \theta(n-1) + (1 - \lambda_{\theta}) \cdot D(n),$$

kde $\theta(n)$ a $\theta(n-1)$ jsou hodnoty vypočítaného prahu aktuálního a předchozího vzorku. $D(n)$ je hodnota rysu v současném vzorku. I v tomto případě je nutné stanovit faktor zapomnění, tentokrát se jedná o nejlepší hodnotu 0,98. Vypočítaný práh je zobrazen na obrázku 5-11.



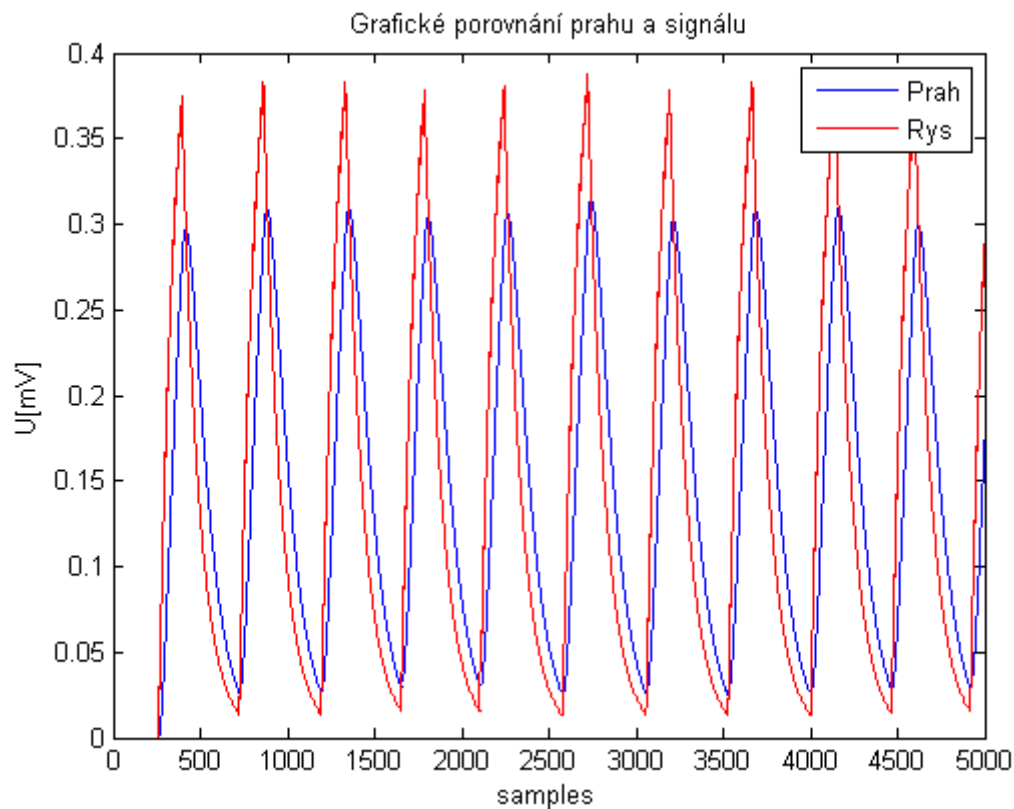
5-11 Práh signálu vypočítaný z rysu signálu

5.4.2 Porovnání prahu s rysem signálu a určení vícenásobných průchodů

Porovnání prahu s rysem signálu společně s určením a odstraněním vícenásobných detekcí průchodů nulou slouží ke zvýšení přesnosti detekce. Tímto procesem dojde k odstranění falešných detekcí QRS komplexů. Aby bylo zabráněno nevhodným detekcím, jsou použita dvě pravidla.

Jedním je hranice, která byla určena jako hodnota maxima rysu signálu D podělená hodnotou 140, která byla určena pokusem a poté upřesněna testováním. Druhou použitou částí je použití maximální vzdálenosti detekovaných událostí. Pokud nejsou tyto pravidla splněna, jsou vícenásobné detekce spojeny do jedné a tím pádem je stanovena poloha QRS komplexu.

Na obrázku 5-12 je zobrazeno grafické srovnání prahu s rysem.

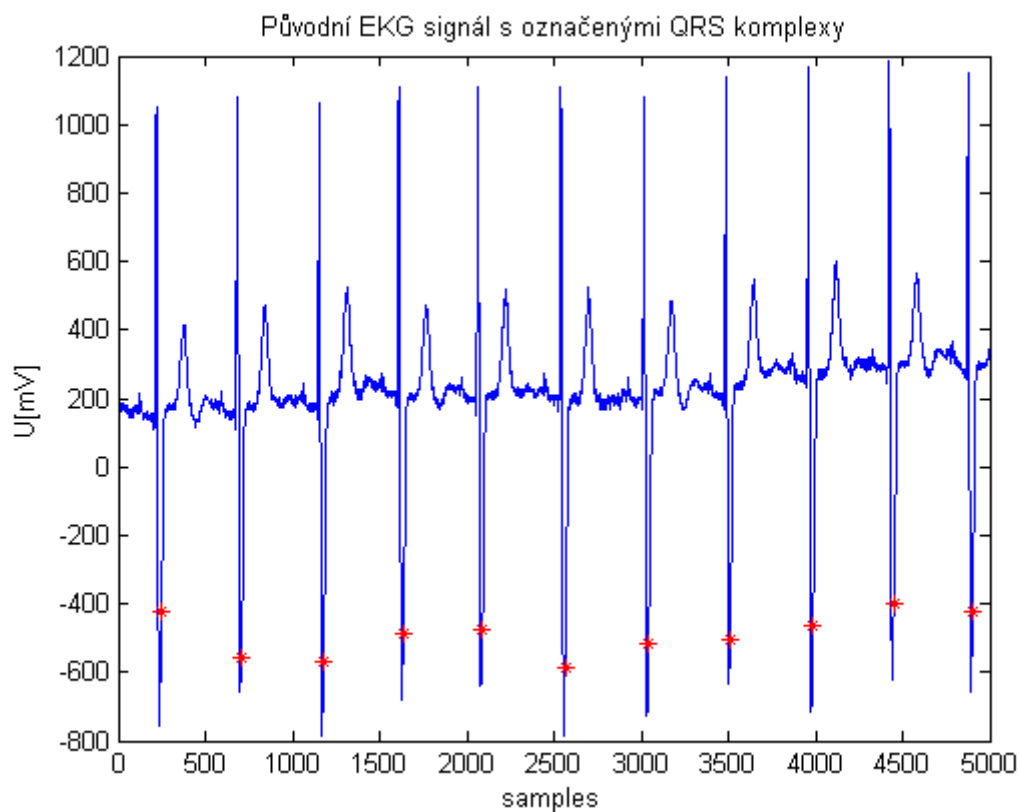


5-12 Porovnání rysu s prahem signálu

5.5 Časová lokalizace R vlny

Přesná poloha QRS komplexu je potom upřesněna úpravou detekovaného komorového komplexu v závislosti na zpoždění vlivem filtrace FIR filtrem. Teoreticky by toto zpoždění mělo být dáno jako polovina řádu FIR filtru, což by znamenalo 47, ale v případě této práce se jako nejvhodnější zdá posun o 18 vzorků zpět k počátku. Tato hodnota byla zjištěna testováním a při tomto posuvu byla úspěšnost detekce na nejvyšší hodnotě.

Výsledek QRS detekce je možno vidět na obrázku 5-13, kde je zobrazen původní nefiltrovaný EKG signál s QRS komplexy označenými červenou hvězdičkou.



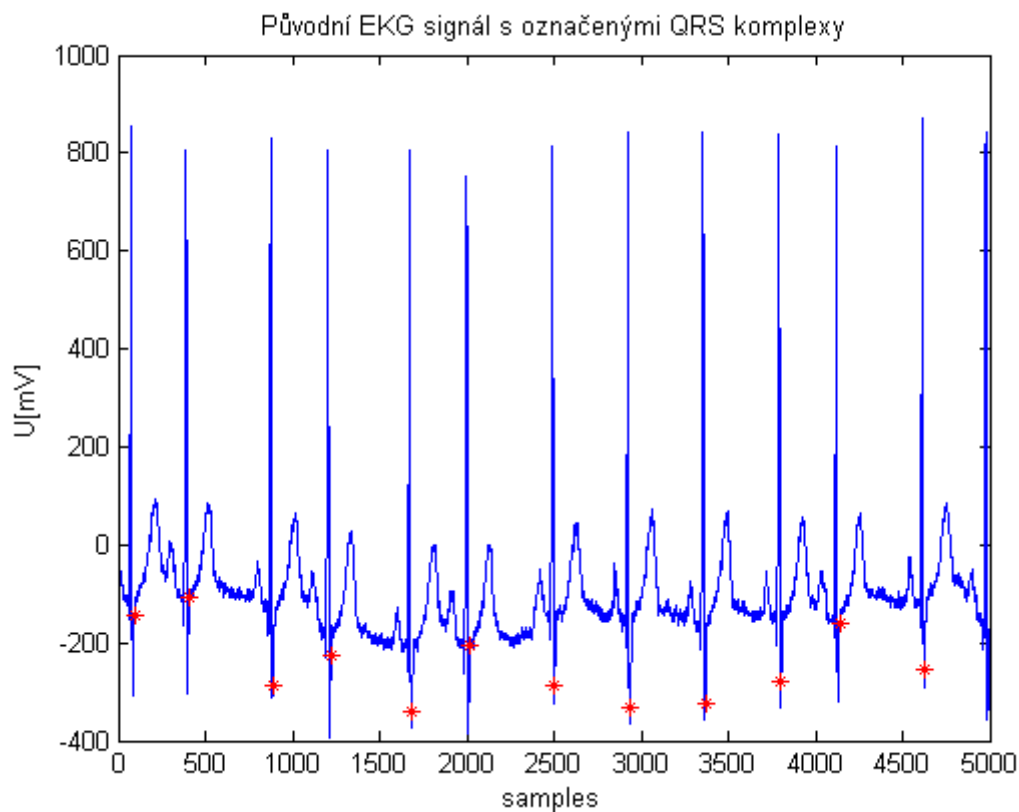
5-13 Původní EKG signál s označenými QRS komplexy

5.6 Ukázky detekce

V této kapitole jsou uvedeny příklady detekcí některých komplikovanějších signálů. Pro tuto ukázkou byly vybrány signály W037, W054, W111 a W117. Na ukázkou bude také uveden signál s nepřilíživou detekcí a tím je W065.

5.6.1 Signál W037

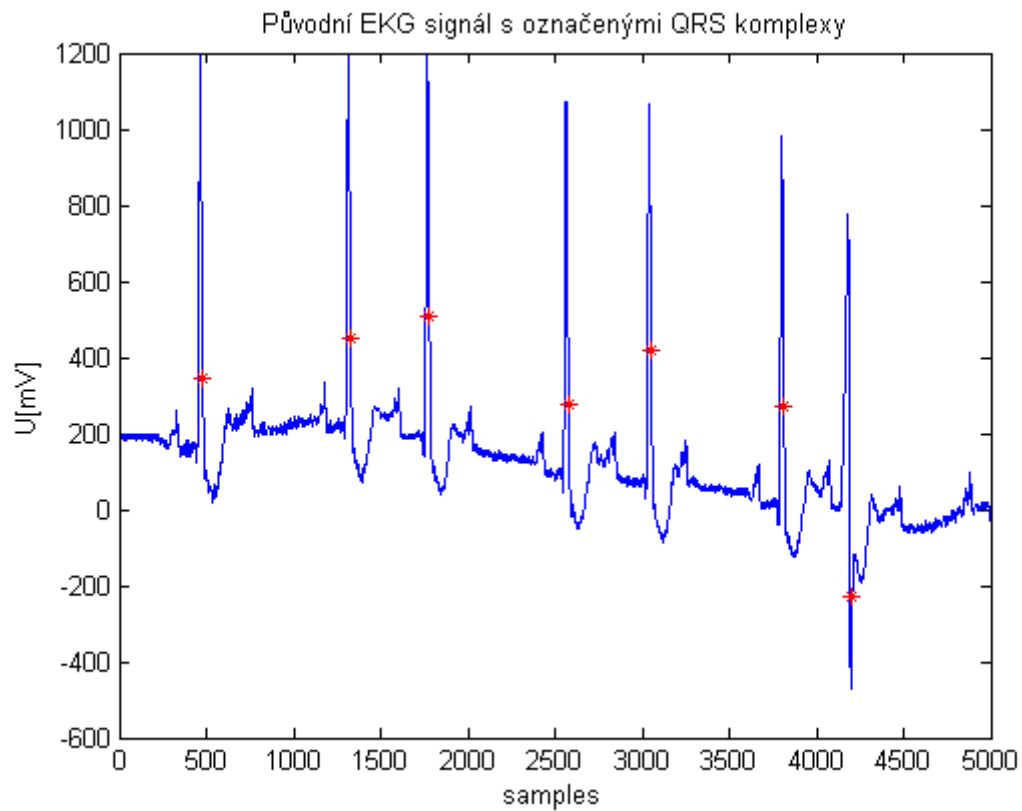
Na obrázku 5-14 je uveden původní EKG signál W037 ze třetího svodu XYZ databáze CSE s označenými QRS komplexy. Úspěšnost detekce je dána citivitou 92,31% a pozitivní predikcí, která je u tohoto signálu 100%.



5-14 Originální EKG signál W037 s označenými QRS komplexy

5.6.2 Signál W054

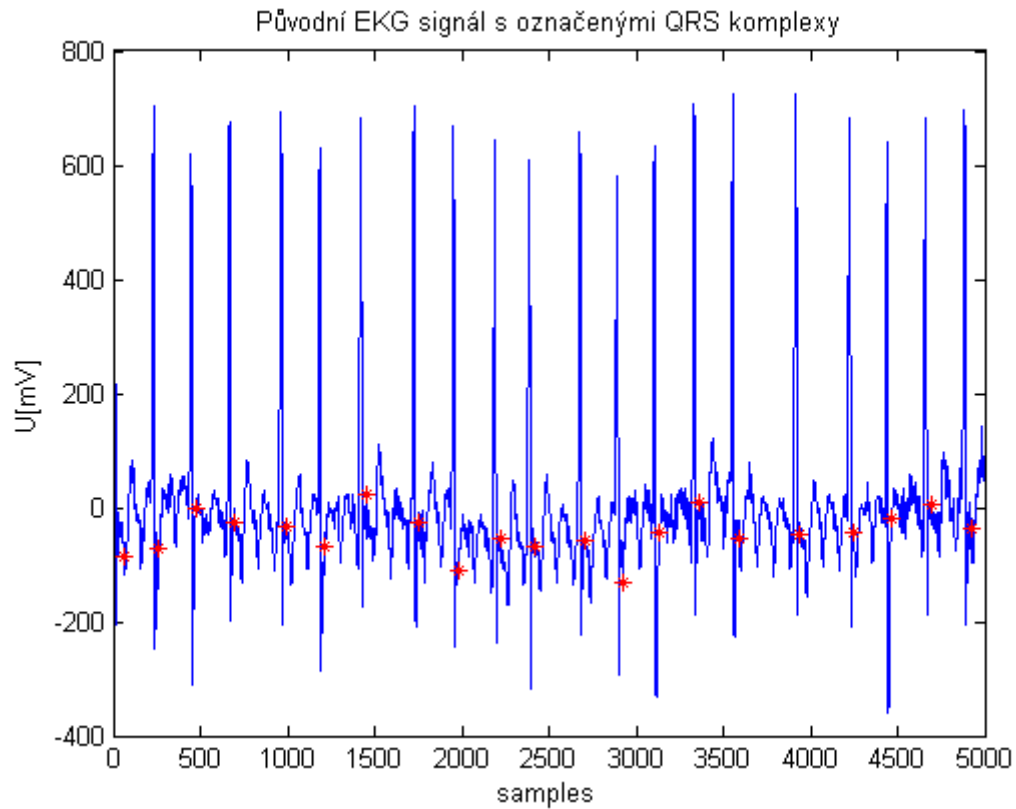
Obrázek 5-15 opět ukazuje EKG signál s detekovanými QRS komplexy, tentokrát se jedná o signál W054. Pozitivní predikce tohoto signálu je 100% a senzitivita se rovná 71,43%.



5-15 Originální EKG signál W054 s označenými QRS komplexy

5.6.3 Signál W111

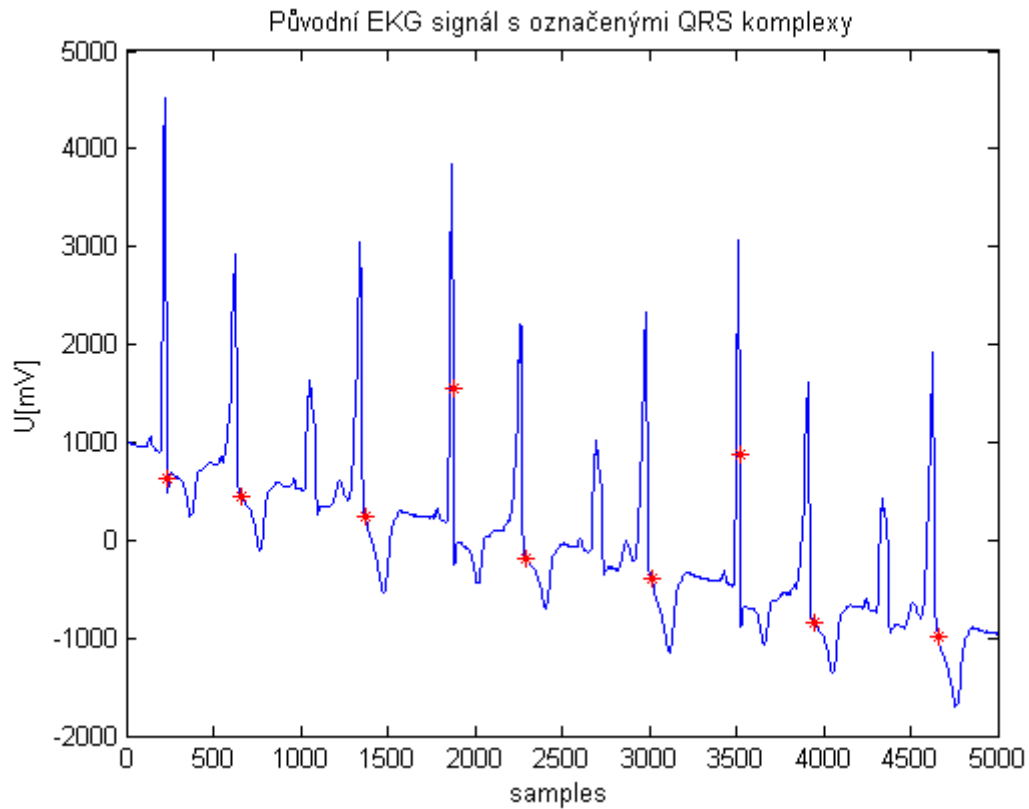
Obrázek 5-16 zobrazuje EKG signál vyznačující se velkým počtem QRS komplexů. Opět jsou v něm označeny komorové komplexy, u nichž je úspěšnost detekce na slušné úrovni. Sensitivita a pozitivní predikce jsou rovny 98,41% a 100%.



5-16 Originální EKG signál W111 s označenými QRS komplexy

5.6.4 Signál W117

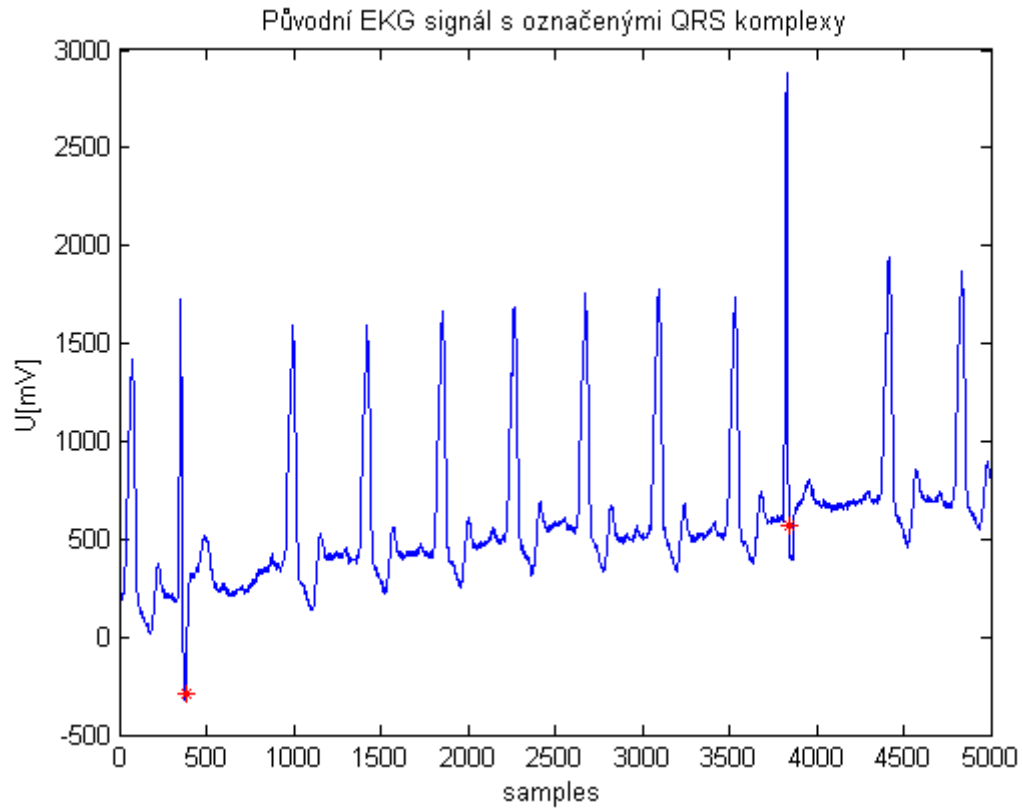
Na obrázku 5-17 je oproti předchozímu signálu daleko méně QRS komplexů. Jedná se o signál W117 ze třetího svodu XYZ databáze CSE. Pro tento signál je pozitivní predikce rovna 100% a sensitivitě odpovídá hodnota 83,33%.



5-17 Originální EKG signál W117 s označenými QRS komplexy

5.6.5 Signál W065

Na obrázku 5-18 je možno spatřit signál W065 a jeho nepříliš zdařilou detekci. Jedná se jediný signál, u něhož úspěšnost detekce nedosahuje úrovní odpovídajících této metodě. Sensitivita je v tomto případě 42,42% a pozitivní predikci odpovídá hodnota 93,33%.



5-18 Originální EKG signál W065 s označenými QRS komplexy

5.7 Určení úspěšnosti detekce

Úspěšnost detekce QRS komplexu se většinou vyjadřuje pomocí dvou základních parametrů, kterými jsou sensitivita a pozitivní predikce. Správnost detekce QRS komplexů v rámci této práce byla testována na celé databázi CSE, a to jak na tří-svodové XYZ databázi, tak i na databázi dvanácti-svodové.

5.7.1 Sensitivita

Sensitivita se vyjadřuje pomocí vztahu

$$Se = \frac{TP}{TP+FN} \quad 5.1,$$

kde TP je počet pozitivních detekcí a FN značí počet falešných negativ.

5.7.2 Pozitivní predikce

Pozitivní predikce se vyjadřuje jako

$$+P = \frac{TP}{TP+FP} \quad 5.2,$$

kde TP opět značí počet pozitivních detekcí a FP je počet falešných pozitiv.

5.8 Srovnání s jinými metodami

Databáze	Sensitivita [%]	Pozitivní predikce [%]
XYZ	98,00	99,16
12-ti svodová	96,93	98,71

Tabulka 2 Úspěšnost detekce navržené metody

Hodnoty těchto parametrů se dají ještě mírně vylepšit a to tak, že pro některé signály bude posun místo 18 vzorků k počátku jen o 7. Těmito signály jsou W020, W032, W047 a W087.

Existuje mnoho prací a přístupů, které dokazují míru úspěšnosti detekce jednotlivých metod na databázi CSE. Pro možnost srovnání úspěšnosti detekce byly některé z nich vybrány a nyní zde budou uvedeny.

První z nich je metoda založená na vylepšené detekci QRS komplexu používající dynamický práh, jejíž princip je uveden v (8). Tato metoda je otestována na 12-ti svodové databázi CSE a její úspěšnost je dána sensitivitou 98,56% a pozitivní predikcí 99,18%.

Dalším principem je detekce QRS komplexů dvanácti-svodového EKG (9) signálu, jehož sensitivita je 98,56% a pozitivní predikce je 99,18%.

Metoda uvedená v (10) se nazývá přístup k detekci QRS komplexů založený na matematické morfologii. Úspěšnost této detekce je 99,38% a 99,48%.

Další možností detekce je identifikace a vymezení QRS komplexů pomocí Fuzzy logiky (11), jejíž sensitivita je 98,90% a pozitivní predikce je 97,84%.

Rozvoj entropie na základě algoritmu pro detekci srdečního rytmu v 12-ti svodovém EKG (12) je dalším ze způsobů detekce QRS komplexu. Tato metoda má velmi vysokou sensitivitu, která je rovna 99,93% o něco hůře je na tom s pozitivní predikcí, která je 99,13%.

Kombinovaná entropie založená na detekci QRS komplexů v 12-ti svodovém EKG (13) je jednou z nejpřesnějších metod užívaných pro detekci komorových komplexů, neboť její sensitivita je rovna 99,93% a pozitivní predikce 99,46%.

Dalším principem pro detekci je identifikace QRS komplexů v 12-ti svodovém EKG (14) s úspěšností 99,74% a 98,39%.

Poslední z uvedených metod se zabývá umělými neuronovými sítěmi založenými na QRS komplexu analyzovaného EKG signálu (15). Úspěšnost tohoto detektoru je udávána hodnotou 99,11%.

Metoda	Sensitivita [%]	Pozitivní predikce [%]
Navrhovaná metoda průchodů nulovou hladinou	96,93	98,71
Vylepšená detekce využívající dynamický práh	98,56	99,18
Detekce QRS komplexů 12-ti svodového EKG	98,56	99,18
Přístup založený na detekci pomocí matematické morfologii	99,38	99,38
Identifikace a vymezení QRS komplexů pomocí Fuzzy logiky	98,90	97,84
Entropie na základě algoritmu pro detekci srdečního rytmu	99,93	99,13
Kombinovaná entropie založená na detekci QRS komplexů	99,93	99,46
Identifikace QRS komplexů v 12-ti svodovém EKG	99,74	98,39
Umělé neuronové sítě založené na QRS komplexu analyzovaného EKG	99,11	

Tabulka 3 Srovnání metod testovaných na 12-ti svodové CSE databázi dle úspěšnosti detekce

6. Závěr

Cílem této práce bylo nastudovat a shrnout metody detekce QRS komplexu. Dalšími úkoly bylo navržení metody detekce založené na průchodech nulovou hladinou a zpracování jejího blokového schématu, realizace v uživatelském prostředí matlab a otestování proti referenčním hodnotám QRS komplexů.

V práci jsou srovnány známé metody detekce QRS komplexů a to z hlediska úspěšnosti i rychlosti detekce. Jsou zde také uvedeny různé typy databází EKG signálů a jejich složení. Pro otestování úspěšnosti QRS detektoru v rámci této práce je použita standardní databáze elektrokardiografických záznamů CSE.

Jako nejlepší metody z hlediska úspěšnosti se zdají metody založené na vlnkové transformaci, bance filtrů, genetických filtrů či metoda počítání průchodů nulovou hladinou. Úspěšnost detekce se u těchto metod pohybuje nad 99%. Méně vhodnými případy jsou Markovovy skryté modely či adaptivní filtry. Nejhůře na tom je matematická morfologie. Co se týče výpočetní náročnosti, jsou vhodnými metodami banka filtrů, matematická morfologie a počítání nulových přechodů a nepříliš vhodným by byla metoda Markovových skrytých modelů či neuronových sítí.

V části této bakalářské práce je popsán návrh metody založené na počítání průchodů nulovou hladinou. Je zde uvedeno blokové schéma navrhované metody, které je také postupně rozkresleno a podrobně popsáno pomocí jednotlivých kroků a vzorců. Tato metoda vychází z principu uvedeného v (6) a byla upravena do podoby uvedené v tomto projektu.

Součástí této bakalářské práce je samotná realizace navržené metody a určení úspěšnosti detekce. Popsaná metoda počítání průchodů nulovou hladinou je uskutečněna v programovacím prostředí matlab. Postupné zpracování a jeho průběžné výsledky je možno sledovat na obrazcích znázorňujících tyto kroky. Pro ukázkou jsou zde také uvedeny obrázky zobrazující detekci komplikovanějších signálů.

Úspěšnost detekce programu pro navrhovaný princip je dána sensitivitou, která vyšší než 98 % pro svody XYZ a více než 96% pro signál snímaný ze 12 svodů. Druhým parametrem hodnotícím tuto detekci QRS komplexu je pozitivní predikce, jejíž hodnoty jsou 99,16% a 98,71%. Realizovaná metoda není příliš náročná na výpočet a doba detekce se pohybuje kolem 250 sekund pro svody XYZ a okolo 1500 sekund pro 12-ti svodové signály databáze CSE. Úspěšnost detektoru je částečně ovlivněna falešnými detekcemi uvnitř signálu W065 z této databáze.

Z uvedených metod, které jsou zde srovnávány, vychází nejlépe metoda kombinované entropie založené na detekci QRS komplexů v 12-ti svodovém EKG neboť její úspěšnost je vyšší než 99,4%. O něco méně úspěšná jsou metody založené na principu umělých sítí a rozvoj entropie na základě algoritmu pro detekci QRS komplexů v 12-ti svodovém EKG. Ve srovnání s těmito metodami je navrhovaný princip méně úspěšný. Metoda je co se týče úspěšnosti srovnatelná s přístupem založeným na identifikaci a vymezení QRS komplexů pomocí Fuzzy logiky.

Seznam použité literatury:

1. **HAMAN, PETR.** EKG Kvalitně. [Online] www.ekg.kvalitne.cz.
2. **KÖHLER, B. U., HENNING, C., ORGLMEISTER, R.** The principles of software QRS detection. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*. 2002, stránky 42-57. vol.21, no 1.
3. **POLI, R., CAGNONI, S., VALLI, G.** Genetic design of optimum linear and nonlinear QRS detectors. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1995, stránky 1137-1141. vol. 42.
4. **KYRKOS, A., GIAKOUMAKIS, E., CARAYANNIS, G.** Time recursive prediction techniques on QRS detection problem. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. In proc. of 9th annual conference, 16-17. November 1987, stránky 1885-1886.
5. **CHU, C.-H.H., DELP, E.J.** Implusive noise suppression and background normalization of electrocardiogram signals using morphological operators. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1989, stránky 262-273. vol. 36.
6. **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.
7. **KEDEM, B.** *Time series analysis by higher order crossings*. IEEE Press, 1994. Piscataway.
8. **ELGENDI M., JONKMAN M., DE BOER F.** Improved QRS Detection Algorithm using Dynamic Thresholds. *International Journal of Hybrid Information Technology*. 01 2009. School of Engineering and Information Technology, Charles Darwin University, Australia.
9. **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.
10. **P.E., TRAHANIAS.** An approach to QRS complex detection using mathematical morphology. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. February 1993, vol. 40, no. 2, pp. 201 – 205.
11. **MEHTA S.S., TRIVEDI C.R., LINGAYAT N.S.** IDENTIFICATION AND DELINEATION OF QRS COMPLEXES IN ELECTROCARDIOGRAM USING FUZZY C-MEANS ALGORITHM. *Journal of Theoretical and Applied Information Technology*.
12. **MEHTA S.S., LINGAYAT N.S.** Development of entropy based algorithm for cardiac beat detection in 12-lead electrocardiogram. *Signal Processing*. December 2007, Volume 87 , Issue 12 , pp 3190-3201 .
13. **MEHTA S.S., LINGAYAT N.S.**. Combined entropy based method for detection of QRS complexes in 12-lead electrocardiogram using SVM. *Computers in Biology and Medicine*. January 2008, Volume 38 , Issue 1 , pp 138-145 .
14. **MEHTA S.S., LINGAYAT N.S.**. Identification of QRS complexes in 12-lead electrocardiogram. *Expert Systems with Applications: An International Journal*. January 2009, Volume 36 , Issue 1 , pp 820-828.
15. **VIJAYA G., KUMAR V., VERMA H.K.** ANN-based QRS-complex analysis of ECG. *Journal of Medical Engineering & Technology*. July 1998, Volume 22, Issue 4 , pp 160 - 167 .

Seznam zkratek:

ECG, EKG	Elektrokardiogram
QRS	Komorový complex
FIR	Finite impulse response – filtr s konečnou impulsní charakteristikou
S/N	Odstup signál ku šum
CSE	Databáze standardních elektrokardiografických záznamů
AHA	Americká srdeční databáze
MIT/BIH	Databáze EKG signálů pro testovací účely

Seznam symbolů:

f	Původní nefiltrovaný signál
x	FIR filtr
xf	Signál filtrovaný FIR filtrem
yf	Signál filtrovaný nelineární transformací
k	Odhadovaná amplituda
z	Filtrovaný signál s vysokofrekvenční složkou
b	Vysokofrekvenční složka
q	Vysokofrekvenční sekvence
d	Určené průchody nulou
D	Počet průchodů nulou
Θ	Práh
c	Stálý zisk
ak, ad, ath	Faktory zapomnění
n	Index (označení) vzorku
N	Počet vzorků (délka signálu)
QRS	Výsledné polohy QRS komplexů
Se	Sensitivita
+P	Pozitivní predikce
TP	Pravdivé detekce
FP	Falešné pozitiva
FN	Falešné negativa

Seznam souborů na přiloženém CD:

ADRESÁŘ CD:\

- Soubor Detektor.m
- Soubor Bakalářská_práce_Richter.PDF
- Soubor Desky_Richter.PDF