



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

## METODY DETEKCE QRS KOMPLEXU

METHODS FOR DETECTION OF QRS COMPLEX

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE  
BACHELOR'S THESIS

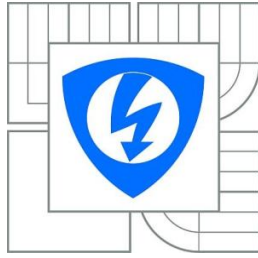
AUTOR PRÁCE  
AUTHOR

KAREL LYSÁK

VEDOUCÍ PRÁCE  
SUPERVISOR

Ing. LUKÁŠ SMITAL

BRNO 2014



VYSOKÉ UČENÍ  
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky  
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

# Bakalářská práce

bakalářský studijní obor

Biomedicínská technika a bioinformatika

**Student:** Karel Lysák

**ID:** 147516

**Ročník:** 3

**Akademický rok:** 2013/2014

**NÁZEV TÉMATU:**

## Metody detekce QRS komplexu

### POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

- 1) Prostudujte problematiku detekce QRS komplexů v signálu EKG. 2) Navrhněte a v programovém prostředí Matlab realizujte nejméně tři metody detekce dle vlastního výběru. 3) Funkčnost algoritmů ověřte na vybraných datech z CSE databáze a proveďte diskuzi výsledků. 4) Seznamte se s metodikou hodnocení úspěšnosti QRS detektorů. 5) Pro zvýšení spolehlivosti detekce kombinujte výsledky všech navržených metod pomocí shlukové analýzy. 6) Všechny navržené detektory statisticky zhodnoťte na kompletní CSE databázi a porovnejte s výsledky jiných autorů.

### DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] KOHLER, B.-U., C. HENNIG a R. ORGLMEISTER. The principles of software QRS detection. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine. 2002, roč. 21, č. 1, s. 42-57.
- [2] ELGENDI, M., S. MAHALINGAM, M. JONKMAN a F. BOER. A Robust QRS Complex Detection Algorithm Using Dynamic Thresholds. International Symposium on Computer Science and its Applications. IEEE, 2008, s. 153-158.

**Termín zadání:** 10.2.2014

**Termín odevzdání:** 30.5.2014

**Vedoucí práce:** Ing. Lukáš Smital

**Konzultanti bakalářské práce:**

**prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.**

*Předseda oborové rady*

### UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

# ABSTRAKT

Tato bakalářská práce se zabývá způsoby detekce QRS komplexu v EKG signálu. Jsou zde popsány vybrané metody detekce, základní informace o EKG a elektrické aktivitě srdeční svaloviny. Dále je zde popsán podrobnější postup při realizaci tří metod detekce v prostředí MATLAB a je provedeno jejich zhodnocení na databázi CSE. Popsány jsou zde i některé metody shlukové analýzy a možnosti využití této analýzy. Nechybí zde také popis vytvořených detektorů využívajících shlukovou analýzu a jejich zhodnocení na CSE databázi. Nakonec je provedeno srovnání úspěšnosti detekce všech vytvořených detektorů.

# KLÍČOVÁ SLOVA

elektrokardiogram (EKG), detekce QRS komplexu, filtrovaný signál, standardní databáze CSE, shluková analýza, hierarchické metody shlukové analýzy

# ABSTRACT

This bachelor's thesis deals with methods for detection of QRS complex in the ECG signal. There are described selected detection approaches, basic information about ECG and electrical activity of cardiac muscle. There is also described detailed procedure for the implementation of the three methods of detection in MATLAB and an assessment is made of the detectors tested on the CSE database. There are described some methods of cluster analysis and their possibilities of usage. There is also a description of detectors created by using cluster analysis and their efficiency is tested on the CSE database. Finally, there is a comparison of detection rates of all created detectors.

# KEYWORDS

electrocardiogram (ECG), detection of QRS complex, filtered signal, standard CSE database, cluster analysis, hierarchical method of cluster analysis

# BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

LYSÁK, K. *Metody detekce QRS komplexu*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2014. 43 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Lukáš Smital.

## PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma *Metody detekce QRS komplexu* jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího semestrální 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 bakalářské práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne .....

.....

(podpis autora)

## PODĚKOVÁNÍ

Děkuji svému vedoucímu bakalářské práce Ing. Lukáši Smitalovi za odbornou pomoc a cenné připomínky při zpracování mé bakalářské práce a za čas věnovaný konzultacím.

V Brně dne .....

.....

(podpis autora)

# OBSAH

<b>Úvod</b>	<b>7</b>
<b>1 Elektrická aktivita srdce a její projevy</b>	<b>8</b>
1.1 Vznik a šíření elektrického impulsu .....	8
1.2 Elektrokardiogram .....	8
<b>2 Detekce QRS komplexu</b>	<b>11</b>
2.1 Obecný popis detektoru QRS komplexu .....	11
2.2 Detekce na základě počítání průchodů nulou .....	12
2.3 Detekce založená na umocnění filtrovaného signálu .....	13
2.4 Detekce založená na obálce filtrovaného signálu .....	14
2.5 Detekce založená na rozkladu signálu bankou filtrů .....	15
2.6 Metoda detekce založená na přizpůsobené filtraci .....	16
2.7 Metoda založená na neuronových sítích .....	17
2.8 Metoda založená na diferencích .....	17
2.9 Metoda založená na vlnkové transformaci .....	18
<b>3 Zpracování metod v prostředí MATLAB</b>	<b>20</b>
3.1 Detekce na základě počítání průchodů nulou .....	20
3.2 Detekce založená na umocnění filtrovaného signálu .....	24
3.3 Detekce založená na obálce filtrovaného signálu .....	26
<b>4 Hodnocení úspěšnosti detekce</b>	<b>29</b>
4.1 Databáze CSE .....	29
4.2 Senzitivita a pozitivní prediktivita .....	29
4.2.1 Zhodnocení vytvořených detektorů .....	30
<b>5 Shluková analýza</b>	<b>31</b>
5.1 Vybrané hierarchické metody shlukové analýzy .....	31
5.2 Příklady využití shlukové analýzy .....	33

<b>6</b>	<b>Aplikace shlukové analýzy na realizované detektory</b>	<b>34</b>
6.1	Shluk detekovaných QRS komplexů z jednotlivých svodů.....	34
6.2	Shluk QRS komplexů ze všech svodů .....	36
6.3	Výsledky testování na databázi CSE .....	38
	<b>Závěr</b>	<b>40</b>
	<b>Literatura</b>	<b>42</b>

# ÚVOD

Tato práce zahrnuje problematiku detekce QRS komplexů v EKG signálu a možnosti využití shlukové analýzy v této oblasti.

Práce je rozdělena do šesti hlavních kapitol. První je zaměřena nejen na obecný popis a frekvenční vlastnosti EKG, ale i na vznik a šíření elektrického impulsu v lidském srdci. Druhá kapitola se zabývá již samotnou problematikou detekce QRS komplexu a obsahuje obecný postup při jeho detekci. Jsou zde popsány vybrané metody umožňující detekci QRS komplexu. Ve třetí části je vysvětlen postup při zpracování tří detektorů v programovém prostředí MATLAB a je zde uvedeno přesné nastavení parametrů použitých při jejich realizaci. Dále jsou zde obrázky znázorňující jak některé kroky nutné pro předzpracování, tak i samostatné předzpracované signály. V práci je použito signálů z CSE databáze. Čtvrtá kapitola provádí hodnocení úspěšnosti realizovaných detektorů a pro srovnání jsou zde uvedeny i hodnoty dosažené jinými autory. Pátá kapitola popisuje některé metody shlukové analýzy a možné využití této analýzy v různých oblastech. V poslední části je vysvětlen postup při aplikaci shlukové analýzy a její realizaci s využitím vytvořených detektorů. Jsou zde zahrnuty i výsledky detekce dosažené při použití shlukové analýzy a srovnání s úspěšností detekce samostatných metod jednotlivě.

# 1 ELEKTRICKÁ AKTIVITA SRDCE A JEJÍ PROJEVY

## 1.1 Vznik a šíření elektrického impulsu

Elektrické impulsy vznikají ve zdravém srdci v sinoatriálním (SA) uzlu, který se nachází v pravé síni srdeční. U buněk SA uzlu dochází ke spontánní depolarizaci, kdy klidový membránový potenciál spontánně klesá do té doby, než dosáhne určité prahové hodnoty a dojde ke vzniku akčního potenciálu. Jelikož jsou srdeční síně od komor elektricky izolovány [1], jediné fyziologické spojení mezi nimi je přes převodní systém. Z SA uzlu se impulsy šíří do atrioventrikulárního (AV) uzlu. Tímto uzlem je elektrický impuls veden nejmenší rychlostí z celého převodního systému. Poté se depolarizace rychle šíří Hisovým svazkem, který se za mezikomorovým septem dělí na pravé a levé Tawarovo raménko a od nich je impuls veden k pracovnímu myokardu komor pomocí Purkyňových vláken [2], [3].

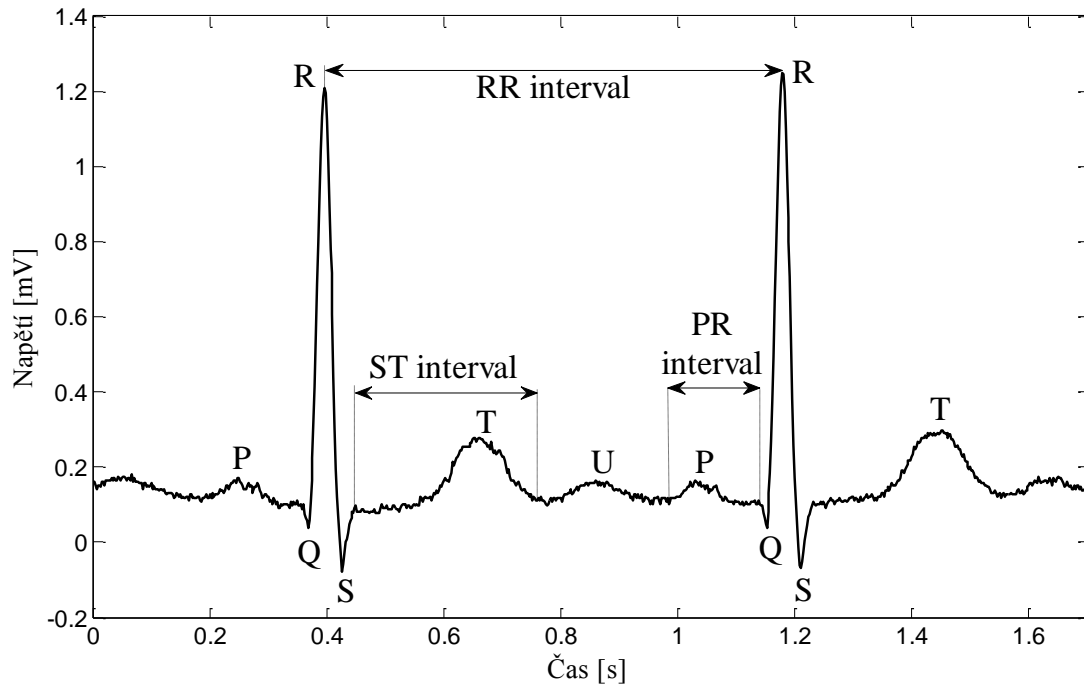
## 1.2 Elektrokardiogram

Elektrokardiogram (EKG) je grafické zobrazení rozdílů potenciálů vytvořených elektrickou aktivitou srdce, která je zaznamenána elektrodami na určitých místech povrchu těla [4]. Na fyziologické EKG křivce (Obr. 1) se zobrazuje nejdříve vlna P, následována kmity Q, R a S, které tvoří tzv. QRS komplex, a poté vlna T. U některých osob je patrná také vlna U, jejíž původ je dodnes nejasný [5]. Při analýze EKG je důležité stanovení amplitud vln a kmitů a zároveň doby trvání určitých vln a intervalů mezi nimi. Podle těchto a dalších parametrů (např. tvar vln) je možné z EKG diagnostikovat různé srdeční patologie.

**Vlna P** zobrazuje depolarizaci kardiomyocytů obou srdečních síní. Repolarizace síní se na EKG křivce neprojevuje, jelikož je překryta výrazným **QRS komplexem**. Tento komplex představuje depolarizaci myokardu obou komor. Doba od začátku vlny P až do začátku QRS komplexu se nazývá **PR interval** (v některé literatuře lze nalézt i název PQ interval [2]). Vyjadřuje čas, za který projde elektrický impuls z SA uzlu převodním systémem až ke svalovině komor. Fyziologická délka tohoto intervalu je 120 – 200 ms. **Segment ST** je úsek od konce QRS komplexu, kdy jsou depolarizované všechny části komor, až po začátek **vlny T**, která vzniká při repolarizaci komor. Dalším

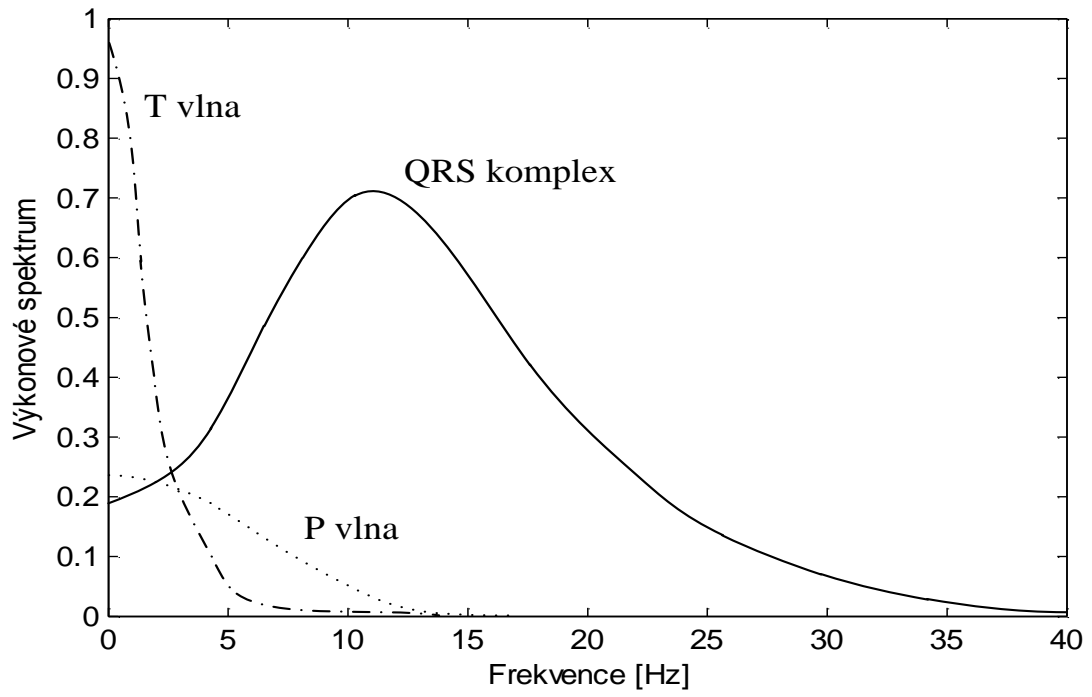


důležitým údajem měřeným při analýze EKG je **interval QT** odpovídající celkové době trvání elektrické aktivity svaloviny komor a **interval RR**, ze kterého se odvozuje tepová frekvence.



Obr. 1: Normální EKG křivka

Pro účely detekce QRS komplexu jsou důležité frekvenční vlastnosti EKG signálu. Těchto vlastností je využito při předzpracování signálu. Na Obr. 2 je vidět, že pro zachování co největší části energie komplexu QRS je třeba odstranit frekvenční složky vln P a T. Toho je dosaženo pásmovou propustí. Doporučuje se volit pásmová propust se střední frekvencí 16 až 17 Hz s šířkou pásma od 9 Hz do 12 Hz [6]. V signálu EKG se nachází také aditivní rušení, které je třeba před detekcí odstranit. Mezi ně patří kolísání nulové izolinie signálu (drift), síťový brum a myopotenciály. Drift může být způsoben dýcháním nebo pohyby při snímání EKG nebo elektrochemickými procesy mezi kůží a elektrodou. Nachází se na frekvencích do 2 Hz [5]. Síťový brum je téměř harmonické rušení, které se v ČR nachází na frekvenci 50 Hz. Myopotenciály se při klidovém snímání vyskytují až od 100 Hz, ale u zátěžového EKG se toto rušení projevuje už i na kmitočtech okolo 10 až 20 Hz.



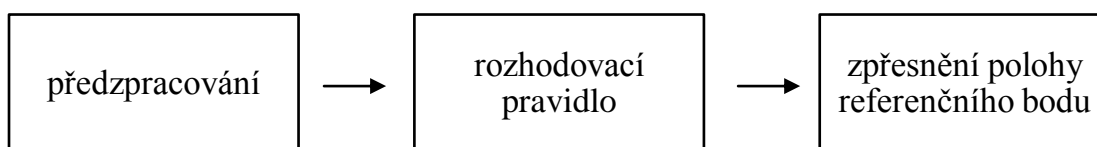
Obr. 2: Výkonové spektrum signálu EKG

## 2 DETEKCE QRS KOMPLEXU

Při zpracování EKG signálu je detekce QRS komplexu nezbytná. Slouží jako základ pro stanovení srdeční frekvence, klasifikaci srdečního rytmu a často je použita u algoritmů pro kompresi EKG dat. Existuje mnoho typů detektorů QRS, které používají různé algoritmy lišící se složitostí, úspěšností detekce, rychlostí zpracování a dalšími parametry [5].

Softwarová detekce QRS komplexu byla předmětem zkoumání po více než 30 let. Za tuto dobu došlo k výraznému rozvoji počítačové techniky a postupně tak vymizel hlavní limitující faktor vývoje detekce, kterým byl nízký výpočetní výkon. Díky tomu vznikají stále komplexnější algoritmy umožňující přesnější detekci QRS komplexu [7].

### 2.1 Obecný popis detektoru QRS komplexu



Obr. 3: Obecné blokové schéma detektoru komplexů QRS [5]

Na Obr. 3 je zobrazeno schéma detektoru skládající se ze tří bloků. První z nich je předzpracování, kde dochází k úpravě původního vstupního signálu do podoby vhodné k následné detekci. Touto úpravou je myšleno zvýraznění komplexů QRS (např. umocnění) a potlačení ostatních vln (P a T) a rušení. Většina těchto rušení lze jednoduše odstranit předzpracováním. Větší problémy při detekci QRS komplexu mohou způsobovat myopotenciály u zátěžového EKG a skokové změny v signálu. Po odstranění všech pro detekci nepotřebných složek signálu se na základě rozhodovacího pravidla stanoví poloha výskytu QRS komplexu. U mnoha algoritmů jsou nalezené polohy dále zpřesněny pomocí různých pravidel, která snižují pravděpodobnost výskytu falešně pozitivních detekcí [6].

Způsobů detekce QRS komplexu je velké množství. Níže jsou popsány pouze některé vybrané metody, z nichž tři (metoda na základě počítání průchodů nulou, metoda založena na obálce filtrovaného signálu a detekce pomocí umocnění filtrovaného signálu) jsou navrženy a realizovány v programovém prostředí MATLAB a jejich podrobnější postup při zpracování je popsán v kapitole 3.

## 2.2 Detekce na základě počítání průchodů nulou

Tato metoda je založena na četnosti průchodů signálu nulovou linií. Je do značné míry nezávislá na náhlé změny amplitudy v signálu a odolná vůči šumu. Algoritmus se skládá ze tří fází. První z nich je předzpracování původního signálu a to tak, aby byl získán signál, na kterém bude možno odlišit QRS komplex na základě počtu průchodů nulou. Druhým krokem je detekce události, tedy úseku, ze kterého je v poslední fázi lokalizována pozice QRS komplexu. K popisu této metody je čerpáno z [8].

Fáze předzpracování obsahuje několik důležitých kroků. Prvním z nich je filtrace EKG signálu pásmovou propustí, která má lineární fázovou charakteristiku, jinak by bylo znemožněno přesné určení pozice R vlny. Značná část energie komplexu se nachází mezi 5 a 20 Hz [6]. QRS komplex se však může protáhnout až na 40 Hz a výše. Autoři v [8] zvolili pásmovou propust s mezními frekvencemi 18 až 35 Hz. Poté následuje nelineární transformace signálu podle rovnice

$$y(n) = \text{sign}(x_f(n)) \cdot x_f^2(n), \quad (1)$$

kde  $n$  je vzorek signálu,  $x_f(n)$  je filtrovaný signál EKG a  $y(n)$  představuje transformovaný signál. Vysokofrekvenční složka je kvůli použití pásmové propusti odfiltrována. Přičtením této složky k transformovanému signálu  $y(n)$  vznikne signál  $z(n)$  a v místech, kde se nevyskytuje QRS komplex, se objeví velké množství průchodů nulou. Naopak tam, kde je QRS komplex přítomen, je průchodů méně. Vysokofrekvenční složka je vypočtena dle vzorce

$$b(n) = (-1)^n \cdot K(n), \quad (2)$$

kde  $K(n)$  je amplituda vysokofrekvenční složky. Amplituda  $K(n)$  musí být správně určena, protože při nízké hodnotě amplitudy by nebyl mezi průchody mimo a při komplexu zřetelný rozdíl. A bude-li amplituda příliš vysoká, dojde i v místě QRS komplexu ke zvýšeným počtům průchodů nulovou linií a tudíž opět nebude možno odlišit QRS komplex na základě četnosti průchodů nulou. Autoři v [8] určili velikost amplitudy z velikosti signálu  $y(n)$

$$K(n) = \lambda_K K(n-1) + (1 - \lambda_K) |y(n)| \cdot c, \quad (3)$$

kde  $\lambda_K \in (0; 1)$  je faktor zapomínání a  $c$  je konstanta zisku, kterou autoři stanovili na 4. Po získání signálu  $z(n)$  je třeba detekovat průchody nulou, a to dle rovnice

$$d(n) = \left| \frac{\text{sign}[z(n)] - \text{sign}[z(n-1)]}{2} \right|, \quad (4)$$

kde  $d(n)$  je vektor hodnot, který je použit pro následný výpočet počtu průchodů nulovou hranicí dle vzorce

$$D(n) = \lambda_D D(n-1) + (1 - \lambda_D) d(n), \quad (5)$$

kde  $\lambda_D \in (0; 1)$  je faktor zapomínání.

V další části dochází k detekci události použitím adaptivního prahu, který je vypočítán ze signálu získaným v první fázi, tedy signálem  $D(n)$  jako

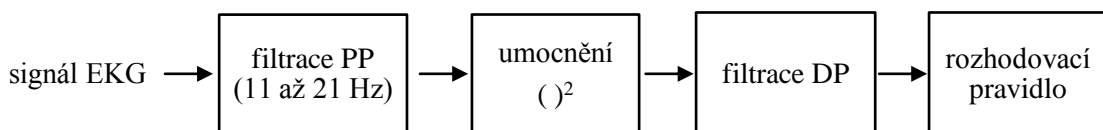
$$\theta(n) = \lambda_\theta \theta(n-1) + (1 - \lambda_\theta) D(n), \quad (6)$$

kde  $\lambda_\theta \in (0; 1)$  je faktor zapomínání. Poté je tento práh porovnáván se signálem  $D(n)$  a když tento signál klesne pod práh, je detekována událost, tedy QRS komplex. Konec události je registrován při návratu signálu  $D(n)$  nad práh, ale pouze tehdy, pokud tento návrat následuje po určité minimální době a to kvůli zamezení vícenásobné detekce.

Po zjištění pozic QRS komplexů je v těchto úsecích hledána pozice R vlny v transformovaném signálu  $y(n)$ . Autoři brali do úvahy i polohu srdce, která má vliv na amplitudu vlny R. Proto je pozice této vlny určena tak, že se v určitém úseku najde maximální a minimální hodnota, a jestliže je velikost minima mnohem větší než velikost maxima, pozice minima je brána jako čas výskytu R vlny. Jinak je brána jako poloha R vlny pozice maxima.

### 2.3 Detekce založená na umocnění filtrovaného signálu

Tato metoda detekce vychází z principu analogového detektoru [5]. Blokové schéma tohoto způsobu detekce je znázorněno na Obr. 4.



Obr. 4: Blokové schéma detektoru založeného na umocnění filtrovaného signálu [6]

Prvním krokem tohoto algoritmu je zvýraznění QRS komplexů, respektive oblastí jejich výskytu. Toho je dosaženo filtrací EKG signálu pásmovou propustí v pásmu přibližně 11 až 21 Hz.

Po filtraci signálu následuje jeho umocnění, díky kterému dojde k dalšímu zvýraznění QRS komplexů. Takto upravený signál je poté filtrován dolní propustí, která signál vyhladí. Výsledkem je předpracovaný signál, který slouží k detekci pomocí rozhodovacího pravidla.

Nejdříve je nutné nastavit počáteční hodnotu prahu. Toho je docíleno tzv. učební fází. Její délka by měla být přibližně 2 s, jelikož je nutné, aby se v této fázi vyskytoval alespoň jeden komplex. Následně bývá první práh nastaven na 40% maxima nalezeného v učební fázi. Podle délky a velikosti rušení signálu lze následně práh upravovat. Například u krátkých signálů s malým rušením lze použít konstantní práh pro celý signál. Naopak u delších signálů s malým rušením je lepší další práh stanovit na 40% posledního nalezeného maxima.

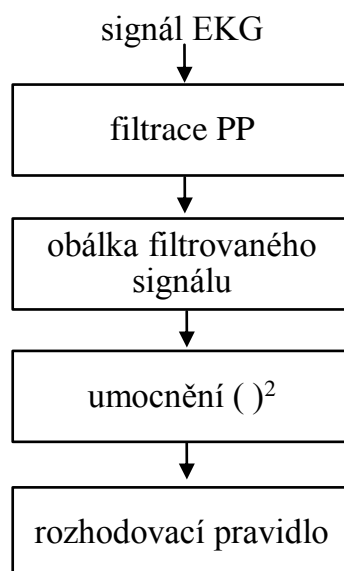
Vhodné je po aplikaci výše zmíněného základního prahového kritéria provést další opatření, které povedou ke zvýšení spolehlivosti detektoru. Je-li QRS komplex detekován, po určitou dobu (asi 0,15 s) se nepředpokládá výskyt dalšího komplexu (tzv. refrakterní fáze). Po ní práh klesá až po určitou hranici. Další pravidlo, zlepšující detekční schopnost detektoru, je založeno na délce RR intervalu. Pokud není po 1,66-ti násobku předchozího RR intervalu nalezen další QRS komplex, testuje se úsek v opačném směru s nižším prahem.

Výsledná poloha QRS komplexu bývá většinou dána buď nalezením středu mezi průchody prahem, nebo určením extrému (maxima) v tomto úseku [5].

## **2.4 Detekce založená na obálce filtrovaného signálu**

Tento algoritmus je pro detekci vhodnější, i když realizačně náročnější než předchozí popisovaná metoda, kde vyhlazení umocněného signálu dolní propustí nemuselo být dostatečné, takže docházelo k nepřesné detekci.

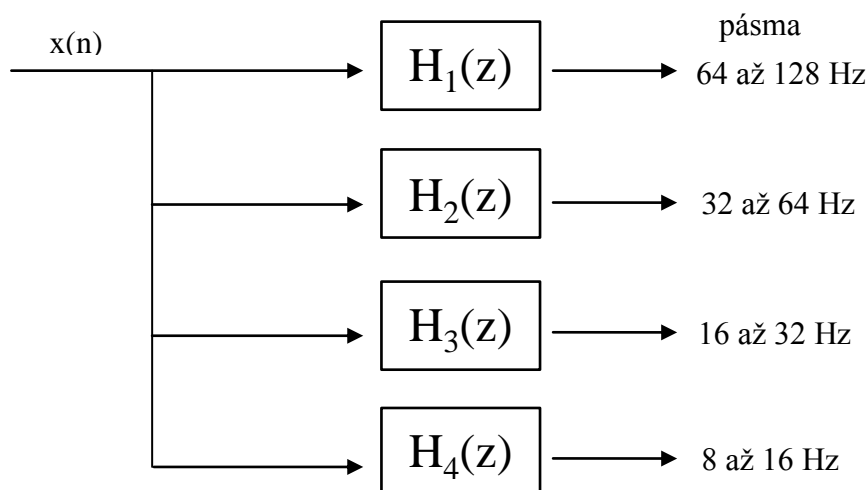
Prvním krokem tohoto způsobu detekce je filtrace signálu EKG pásmovou propustí. Následně je nutné získat obálku filtrovaného signálu, k čemuž je třeba vypočítat spektrum tohoto signálu. Toho je docíleno diskretní Fourierovou transformací (DFT). Dále dojde k nulování poloviny spektra a výpočtu inverzní diskretní Fourierovy transformace (IDFT). Absolutní hodnota takto upraveného signálu představuje obálku filtrovaného signálu. Po následném umocnění obálky probíhá již samotná detekční fáze pomocí rozhodovacích pravidel, která je stejná jako u předchozí popisované metody [5]. Blokové schéma algoritmu je znázorněno na Obr. 5.



Obr. 5: Blokové schéma detektoru založeného na obálce filtrovaného signálu [6]

## 2.5 Detekce založená na rozkladu signálu bankou filtrů

Detektorů, založených na tzv. vlnkových transformacích s diskretním časem, je celá řada. Jedná se vlastně o rozklad signálu bankou filtrů. Jedna z použitelných variant je na Obr. 6. Jsou to pásmové propusti s rozdílnými mezními frekvencemi.



Obr. 6: Banka pásmových propustí pro detekování komplexu QRS [6]

Nejdříve je nutné rozdělit signál na části tak, aby se v každém úseku vyskytoval alespoň jeden QRS komplex (nejméně 2 s). Následně je v každém bloku odvozena prahová hodnota (např. 60% maximální absolutní hodnoty). Nakonec jsou bloky filtrovány bankou filtrů a od nejvyššího pásma dolů se hledají nadprahové hodnoty.

Jsou-li tyto hodnoty nalezeny ve dvou sousedních pásmech ve stejných místech, jedná se o QRS komplex [5].

## 2.6 Metoda detekce založená na přizpůsobené filtraci

Tato metoda detekce je založena na vzájemné korelaci dvou signálů a na principu autokorelace. Na Obr. 7 je zobrazeno blokové schéma tohoto způsobu detekce. Vzájemnou korelaci signálu  $y(n)$  a  $x(n)$  lze vyjádřit pomocí konvoluce, kdy signál  $x(n)$  je otočen v čase:

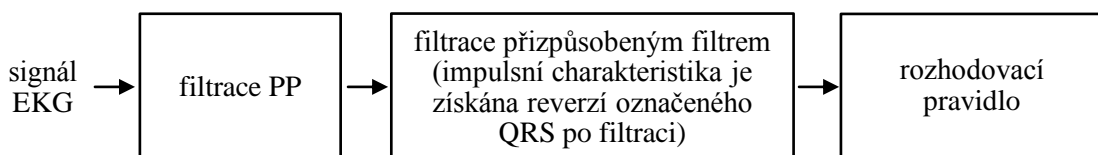
$$r_{yx}(n) = y(n) * x(-n). \quad (7)$$

Aplikováním vzájemné korelace při detekci QRS komplexu by v rovnici (7) signál  $y(n)$  představoval filtrovaný signál EKG pásmovou propustí a signál  $x(-n)$  by byl úsek signálu  $y(n)$ , který chceme detekovat (komplex QRS), v reverzní podobě. Signál  $y(n)$  se tedy skládá ze signálu  $x(n)$  a z šumu  $w(n)$ , tedy vzájemná korelace by se dala zapsat jako

$$\begin{aligned} r_{yx}(n) &= y(n) * x(-n) = [x(n) + w(n)] * x(-n) = \\ &= x(n) * x(-n) + w(n) * x(-n) = \\ &= r_{xx}(n) + r_{wx}(n) \end{aligned} \quad (8)$$

kdy  $r_{xx}$  značí autokorelaci signálu  $x(n)$ , tedy hledaného impulsu a druhý člen je vzájemná korelace šumu a signálu  $x(n)$ . Tento člen se v ideálním případě přibližuje k nule. Naopak autokorelace  $r_{xx}$  vytváří špičaté útvary s vysokým maximem (autokorelací špičky). Dalo by se tedy říci, že tato metoda je v podstatě filtrování signálu  $y(n)$  přizpůsobeným filtrem, který má impulsní charakteristiku  $h(n)$  rovnou hledanému impulsu, tedy reverznímu (předzpracovanému) komplexu QRS.

Následná detekce probíhá pomocí prahových hodnot, které mohou být nastaveny podobně jako u detekce založené na umocnění filtrovaného signálu (viz. 2.3).



Obr. 7: Blokové schéma detekce založené na přizpůsobené filtraci [5]



## 2.7 Metoda založená na neuronových sítích

Umělé neuronové sítě mají široké uplatnění při nelineárním zpracování, klasifikaci a optimalizaci signálu. V mnoha případech je tato metoda výkonnější než klasické lineární přístupy. K tomuto oddílu bylo čerpáno z [7].

Mezi nejčastěji používané sítě při EKG zpracování patří MLP (multilayer perceptron), RBF (radial basis function) a LVQ (learning vector quantization). Síť MLP se skládá z několika vrstev propojených neuronů. Každý neuron je dán funkcí

$$y = f\left(w_0 + \sum_{i=1}^N w_i x_i\right), \quad (9)$$

kde  $f$  představuje lineární nebo nelineární funkci,  $x_i$  je vstupní signál EKG a  $w_i$  je vektor vah.

Další popisovanou sítí je RBF, která je dána rovnicí

$$y(n) = \sum_{i=1}^N w_i \exp\left(-\frac{x(n) - c_i}{\sigma_i}\right), \quad (10)$$

kde  $x(n)$  je vstupní vektor. Parametry sítě jsou: koeficienty  $w_i$ , počet  $N$  neuronů, centrální vektory  $c_i$  a směrodatná odchylka  $\sigma_i$ . Exponenciální funkce může být nahrazena i jinou funkcí.

V [7] se autoři zmínili o užití LVQ sítě k detekci QRS komplexu a rozlišování extrasystol. Jako trénovací data byly použity některé záznamy z databáze MIT/BIH. Výsledky sice nepřekonalas klasické metody detekce, ale po naučení síť dokázala provádět rychlé výpočty a dokonce byla schopna rozlišit od sebe QRS komplex a extrasystolu.

## 2.8 Metoda založená na diferencích

Tato metoda patří mezi jedny z nejstarších přístupů detekce QRS komplexu. Starší algoritmy využívají diferenci charakteru filtru horní propusti. Pomocí diference je možno zvýraznit strmý sklon QRS komplexu. Informace k této části jsou použity z [7]. Diferenci je možno uskutečnit několika způsoby. Nejčastěji je používáno rovnice

$$y_1(n) = x(n+1) - x(n-1), \quad (11)$$

kde  $y_1$  je první diference a  $x$  je originální signál EKG. Po první diferenci je možno tento signál již považovat za předzpracovaný, tedy

$$z(n) = y_1(n). \quad (12)$$

Některé algoritmy využívají i druhou diferenci počítanou dle rovnice

$$y_2(n) = x(n + 2) - 2x(n) + x(n - 2), \quad (13)$$

kde  $y_2$  je druhá diference signálu  $x$ . Jedním z možných využití druhé diference je lineární kombinace absolutní hodnoty první a druhé derivace, dle vzorce

$$z(n) = 1.3|y_1(n)| + 1.1|y_2(n)|, \quad (14)$$

kde  $z(n)$  je předzpracovaný signál.

Detekce QRS je docílena porovnáním předzpracovaného signálu proti prahové hodnotě. Většinou bývá práh přizpůsoben změnám v signálu. Pro předzpracovaný signál z rovnice (12) je práh stanoven na 30 – 40% maxima signálu. Následně mohou být aplikovány další rozhodovací pravidla, která snižují počet falešně pozitivních detekcí QRS.

## 2.9 Metoda založená na vlnkové transformaci

Vlnková transformace umožňuje časově-frekvenční analýzu signálu [9]. Existuje několik typů vlnkové transformace použitelných pro detekci QRS komplexu. Jeden z možných přístupů je založen na spojitě vlnkové transformaci (CWT). Ta je definována dle rovnice

$$CWT(b, a) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi^* \left( \frac{t - b}{a} \right) dt, \quad (15)$$

kde  $x(t)$  je spojitý signál,  $\psi(t)$  je mateřská vlnka,  $a$  je dilatace vlnky (měřítko) a  $b$  vyjadřuje časový posun vlnky. Volením různých měřítek, kdy každému odpovídá jiný rozsah frekvencí, lze redukovat rušení a jiné artefakty, které se v signálu vyskytují. CWT lze počítat pro jakékoliv měřítko. Další forma vlnkové transformace – dyadická vlnková transformace s diskrétním časem používá pouze měřítko v hodnotách mocnin dvou.

Pro detekci QRS komplexu se nejčastěji používají mateřské vlnky jako kvadratický

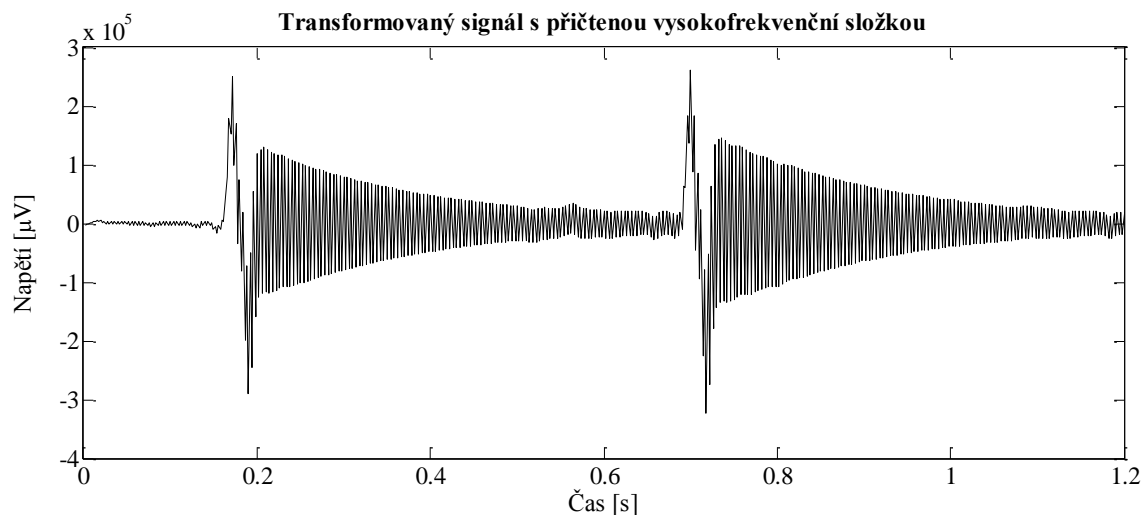
splajn a první derivace Gaussovske funkce. Po transformaci signálu EKG jsou vyhledávány pozice QRS komplexu. Existuje více použitelných algoritmů detekce. Nejvhodnější jsou algoritmy založené na prahování strmosti hran, úrovňovém prahování a filtraci [10].

## 3 ZPRACOVÁNÍ METOD V PROSTŘEDÍ MATLAB

V této kapitole je popsáno přesné nastavení parametrů použitých při realizaci tří vybraných metod detekce QRS komplexu.

### 3.1 Detekce na základě počítání průchodů nulou

Nejdříve je EKG signál filtrován pásmovou propustí v rozmezí frekvencí 10 – 40 Hz. Pomocí funkce `filter` jsou získány koeficienty filtru. Délka impulsní charakteristiky je 81 vzorků. Filtrace je dosaženo funkcí `filter`. Následuje nelineární transformace dle rovnice (1), díky které dojde ke zvýraznění QRS komplexu. Při výpočtu amplitudy vysokofrekvenční složky je použit faktor zapomínání s hodnotou 0,99 a koeficient  $c$  je 7. Přičtení vypočtené složky k transformovanému signálu způsobuje velké množství průchodů nulou mimo QRS komplex (Obr. 8). Pro výpočet prahu je nutno vypočítat také  $d(n)$  a následně  $D(n)$  dle rovnic (4) a (5). Při výpočtu  $D(n)$  je faktor zapomínání 0,97. Hodnoty prahu jsou vypočteny podle rovnice (6) a také zde je nutno stanovit faktor zapomínání. V tomto výpočtu je tato proměnná stanovena na 0,84.



Obr. 8: Signál s vypočtenou vysokofrekvenční složkou

Výše uvedené parametry byly nastaveny na základě testování detektoru na databázi CSE. Testování bylo provedeno pro hodnoty konstanty  $c = 5, 6, 7$  při měnících se hodnotách faktorů zapomínání. Faktor zapomínání při výpočtu amplitudy byl měněn od 0,97 do 0,99. Faktor zapomínání při výpočtu  $D(n)$  byl nastavován na hodnoty v rozsahu 0,94 – 0,99 a faktor při výpočtu prahu se měnil v rozsahu 0,8 – 0,99.

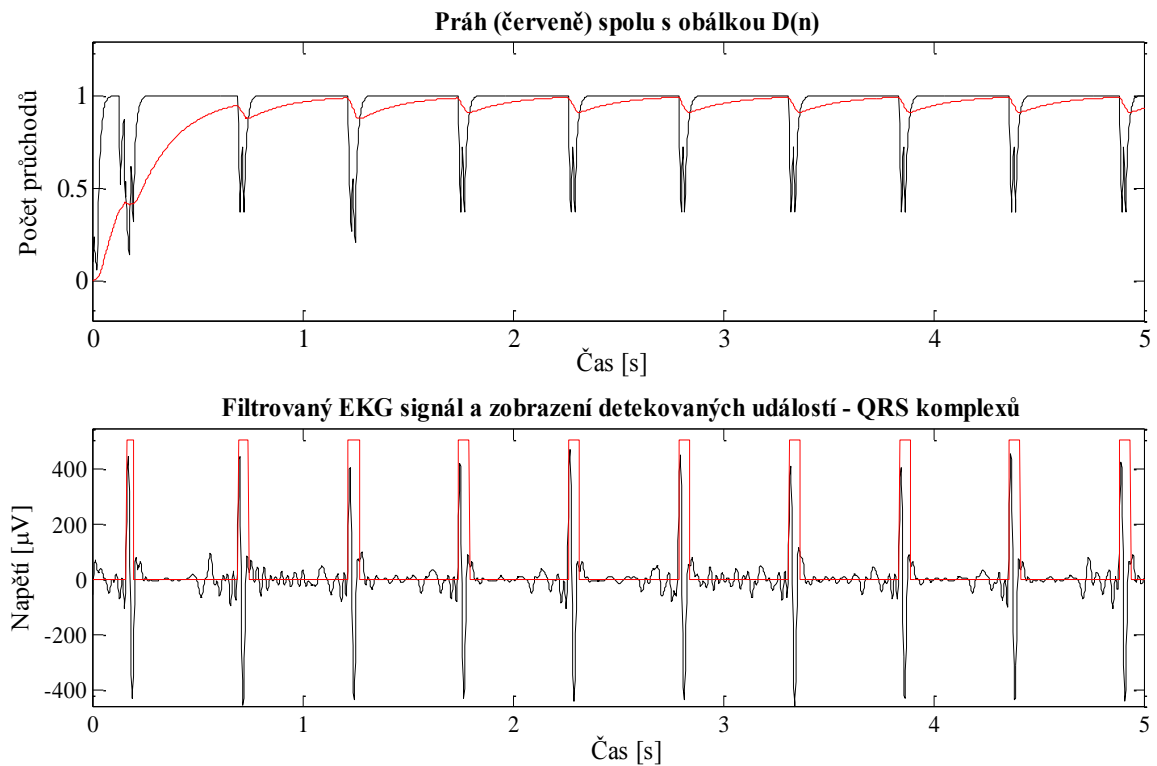
V Tab. 1 jsou uvedeny hodnoty součtu senzitivity a pozitivní prediktivity (v %) pro konstantu  $c = 7$  a faktor zapomínání při výpočtu amplitudy je nastaven na 0,99. Pro tyto dvě hodnoty bylo dosaženo nejvyšších hodnot součtu ze všech testovaných kombinací parametrů. Nejvyšší součet má hodnotu 197,23%. Tato hodnota byla získána při nastavení dvou možných variant parametrů. Z nich byla upřednostněna ta varianta, při které bylo dosaženo vyrovnanějších hodnot senzitivity a pozitivní prediktivity. U zvolené varianty byla hodnota senzitivity 98,63% a pozitivní prediktivita 98,6%. U druhé možné varianty byly hodnoty senzitivity 98,59% a prediktivity 98,64%.

Tab. 1: Hodnoty součtu senzitivity a pozitivní prediktivity (v %); konstanta  $c = 7$ , faktor zapomínání pro výpočet amplitudy je 0,99

		Faktor zapomínání při výpočtu $D(n)$					
		0,94	0,95	0,96	0,97	0,98	0,99
Faktor zapomínání při výpočtu prahu	0,8	193,37	193,64	194,7	197,02	197,2	197,04
	0,81	193,43	193,64	196,68	197,06	<b>197,23</b>	197,05
	0,82	193,64	194,68	197,04	197,18	197,21	197,01
	0,83	193,62	196,67	197,06	197,2	197,2	196,96
	0,84	194,68	196,75	197,04	<b>197,23</b>	197,15	196,92
	0,85	196,67	197,02	197,17	197,2	197,08	196,89
	0,86	196,94	197,05	197,18	197,2	197,07	196,85
	0,87	197,04	197,16	197,21	197,17	197,02	196,78
	0,88	197,14	197,17	197,22	197,1	196,96	196,74
	0,89	197,17	197,18	197,17	197,07	196,94	196,68
	0,9	197,22	197,22	197,13	197,01	196,92	196,59
	0,91	197,21	197,17	197,09	196,95	196,86	196,47
	0,92	197,18	197,1	197	196,89	196,83	196,38
	0,93	197,09	197,06	196,94	196,91	196,83	196,3
	0,94	197,08	196,94	196,89	196,85	196,71	196,14
	0,95	196,94	196,89	196,91	196,84	196,57	195,83
	0,96	196,89	196,91	196,84	196,68	196,39	195,42
	0,97	196,85	196,84	196,68	196,47	196,07	194,65
	0,98	196,71	196,57	196,39	196,07	195,15	193,62
0,99	196,14	195,83	195,42	194,65	193,62	191,06	

V další fázi jsou porovnáním signálu  $D(n)$  s prahem zjištěny úseky, v kterých se nachází QRS komplex (Obr. 9). Je-li hodnota prahu větší než hodnota signálu  $D(n)$  je registrován začátek QRS komplexu a po následném zvýšení hodnoty signálu  $D(n)$  nad práh je zaznamenán konec komplexu. Dále je v programu ošetřena falešně pozitivní detekce. Po detekovaném QRS komplexu nastává tzv. refrakterní fáze (trvá asi 0,15 s, v tomto případě, kdy je vzorkovací frekvence 500 Hz, je to 75 vzorků) a po tuto dobu se další QRS komplex neočekává. Nakonec je v zaznamenaných úsecích výskytu QRS

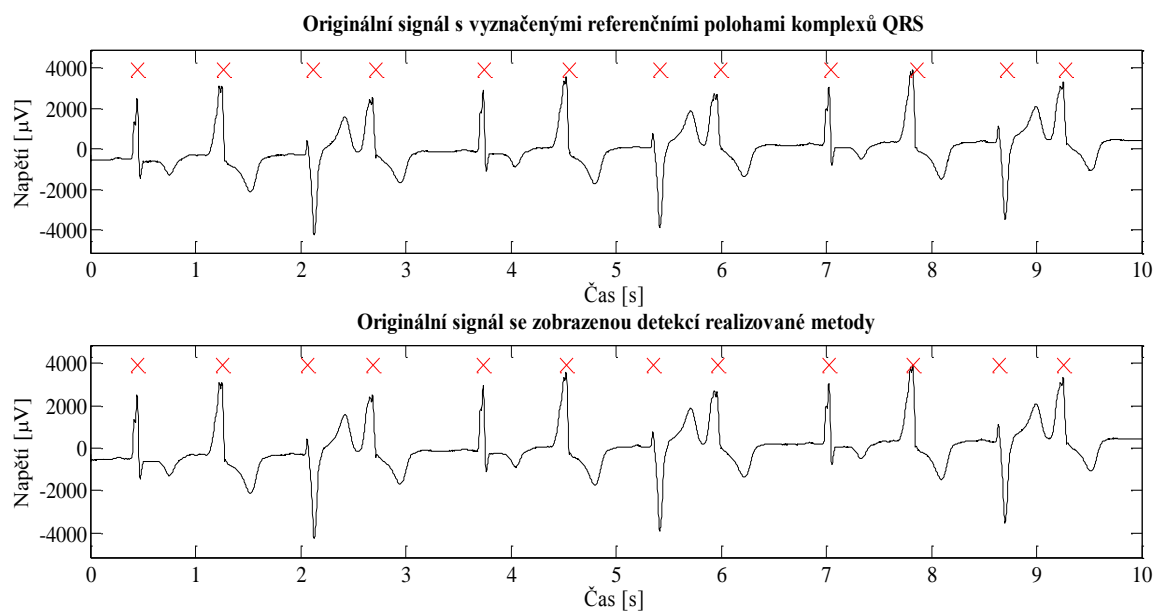
komplexu hledáno maximum ve filtrovaném signálu pásmovou propustí. Toto maximum představuje vlnu R.



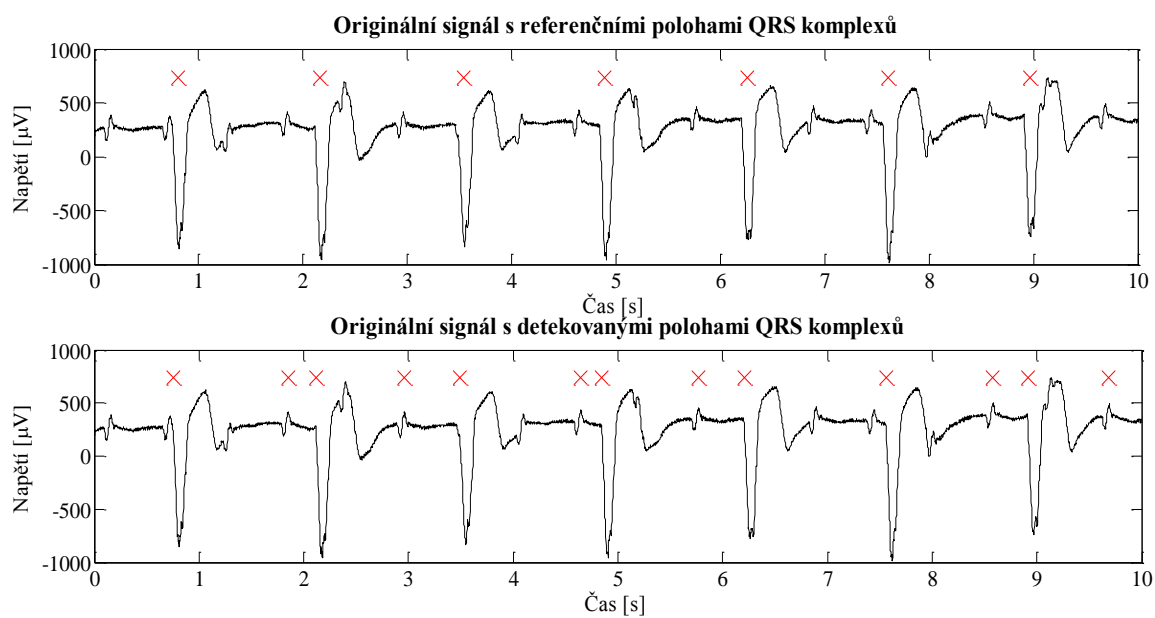
Obr. 9: Postup při detekci událostí (5 s záznamu)

Na Obr. 10 dole jsou vyznačeny polohy QRS komplexů, získané realizovanou metodou detekce, na signálu MO1\_117 (svod V4) z databáze CSE. S detekcí na tomto signálu má mnoho detektorů problém, hlavně kvůli výskytu třech různých typů QRS komplexů. Při porovnání s horní částí obrázku, kde jsou zobrazeny referenční polohy QRS komplexů zmíněného signálu, lze vidět, že realizovaný detektor zde detekuje bezchybně.

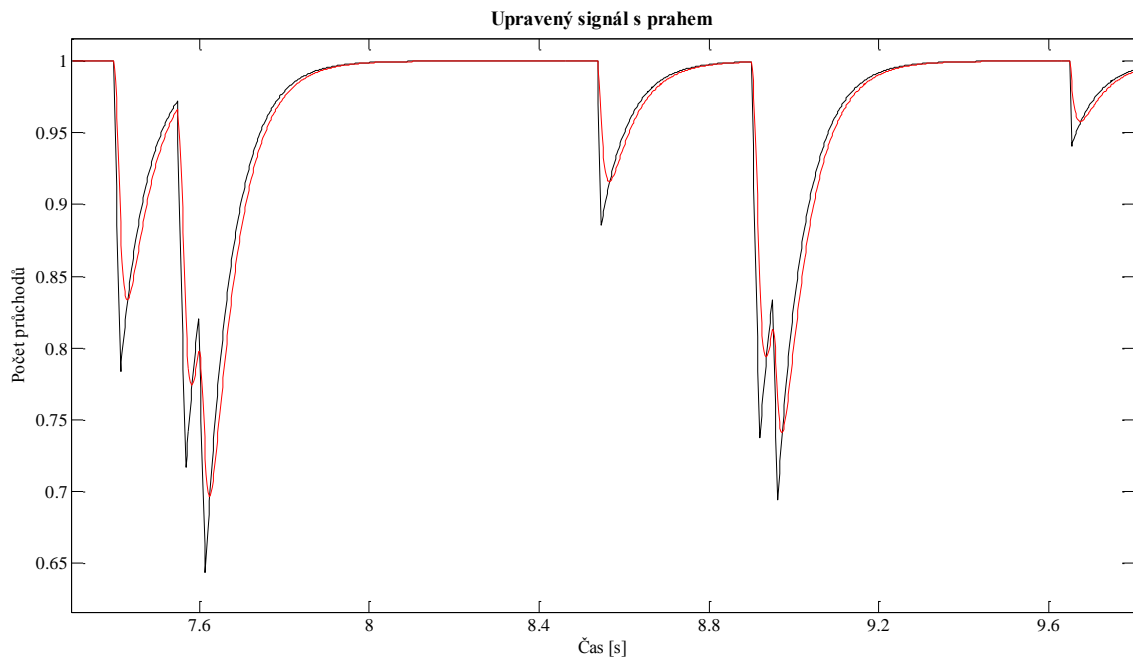
Nepřesná detekce metody (Obr. 11) je zobrazena na signálu z ortogonálních svodů, konkrétně na signálu MO1\_010 (svod Z), kde je zachyceno několik falešně pozitivních detekcí. Na Obr. 12 je zobrazen stejný signál po předzpracování, na němž pomocí prahu dochází ke zjištění intervalů, kde se QRS komplex nachází. Zde jsou zaznamenány i dvě události, které byly označeny za nadprahové, avšak chybně. V úseku 8,4 – 8,8 s a v místě od 9,6 s byl tedy v nalezených úsecích hledán QRS komplex. Dle referenčních poloh QRS komplexů na Obr. 11 se však v těchto místech QRS komplexy nenachází. Toto nesprávné označení QRS komplexů je způsobeno nastavením faktorů zapomínání na hodnoty, při kterých je dosahováno nejlepších výsledků při testování na celé databázi CSE. Přizpůsobením těchto parametrů pro konkrétní signál lze nesprávné detekce omezit.



Obr. 10: Srovnání detekovaných poloh s referenčními



Obr. 11: Nepřesná detekce navržené metody



Obr. 12: Úsek upraveného signálu se zobrazeným prahem

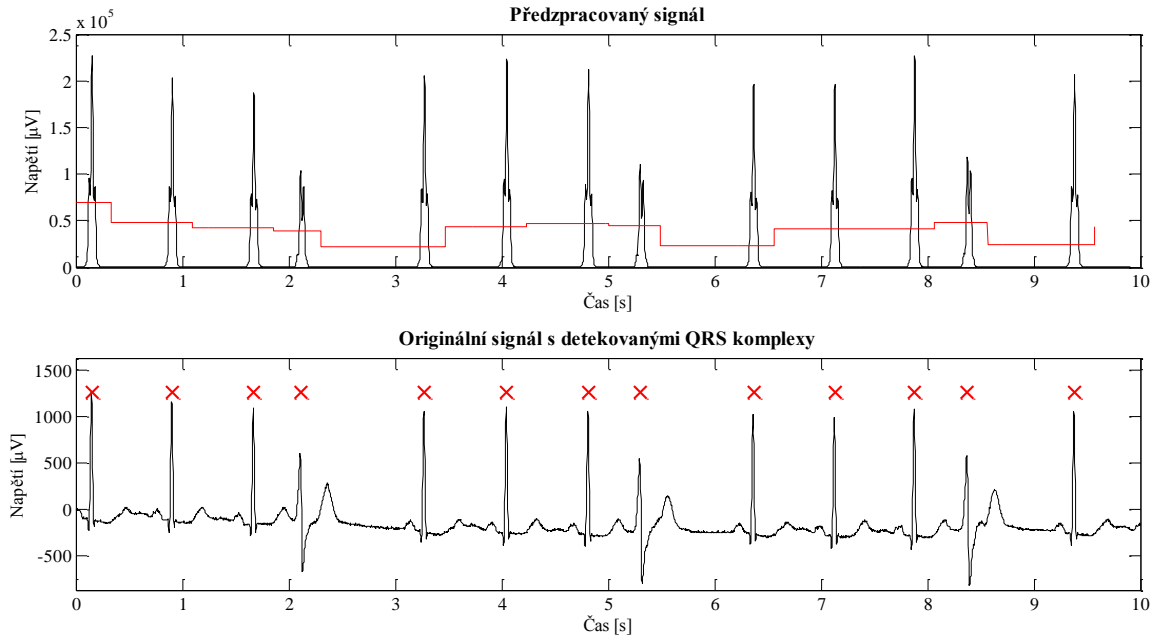
### 3.2 Detekce založená na umocnění filtrovaného signálu

V první řadě je signál EKG zbaven všech pro detekci nepotřebných složek pomocí pásmové propusti, která je vytvořen pomocí stejných funkcí jako u předchozí metody. Délka impulsní charakteristiky je také stejná (81 vzorků), ale mezní frekvence filtru jsou rozdílné. V tomto případě jsou zvoleny v rozmezí 12 – 25 Hz. Pro další zvýraznění je filtrovaný signál umocněn a následně vyhlazen dolní propustí. Tento filtr má délku impulsní charakteristiky 21 vzorků a mezní frekvence je 25 Hz. Na Obr. 13 nahoře je zobrazena ukázka předzpracovaného signálu a měnícího se prahu dle posledního nalezeného maxima. Na spodní části obrázku jsou již výsledné nalezené pozice QRS komplexů.

Poté již nastává samotná detekční část. Práh je nastaven na 40% velikosti hodnoty získané v učební fázi. V této fázi jsou průměrovány hodnoty maxim ze třech 1s úseků. Po získání prahu je s ním předzpracovaný signál porovnáván a při jeho překročení jsou nadprahové hodnoty ukládány do vektoru *usek*. Jestliže pak následuje hodnota pod prahem, je v tomto vektoru hledána maximální hodnota (vlna R) a její pozice v signálu. Po každé nedetekované R vlně je práh snižen na 21% předchozího maxima. Stejně jako u metody počítání průchodů nulou je i zde ošetřena vícenásobná detekce, a to tak, že po nalezené R vlně je 0,15 s (75 vzorků) přeskočeno a porovnání s prahem pokračuje až po této době. Poté je nastaveno další zpřesňovací kritérium, které je založeno na délce intervalu RR. Pokud není v úseku od nalezené vlny R do 1,66-ti násobku předešlého RR intervalu nalezena další vlna R, je tento úsek opět porovnán

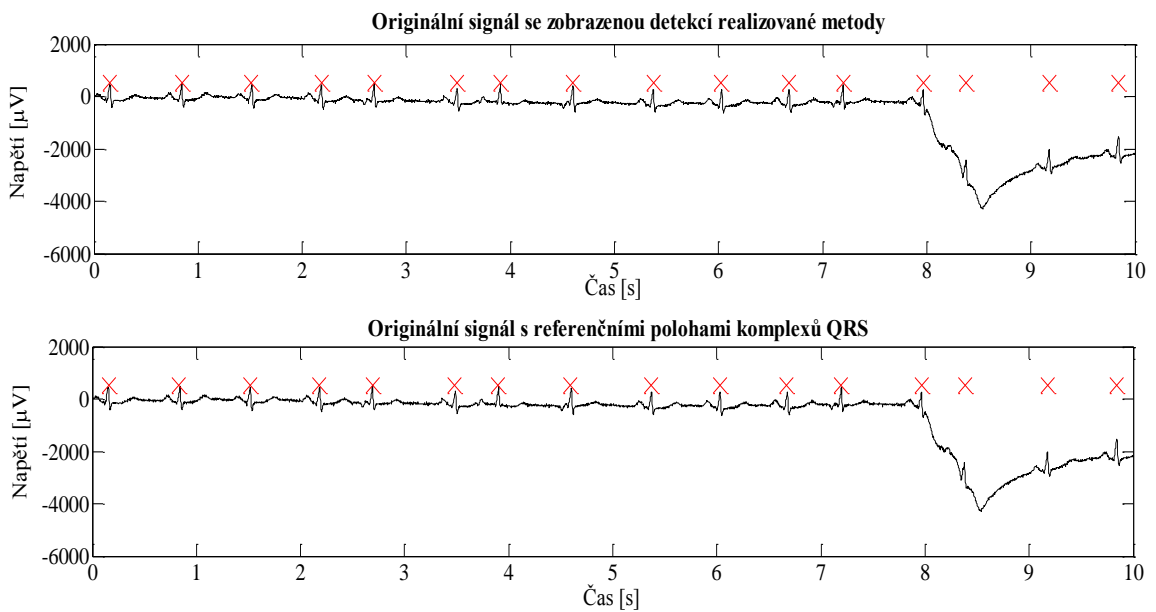


s prahem, který je však snížen na 40% své předešlé hodnoty.



Obr. 13: Ukázka předzpracovaného signálu a výsledné detekce (signál MO1\_075, svod V5)

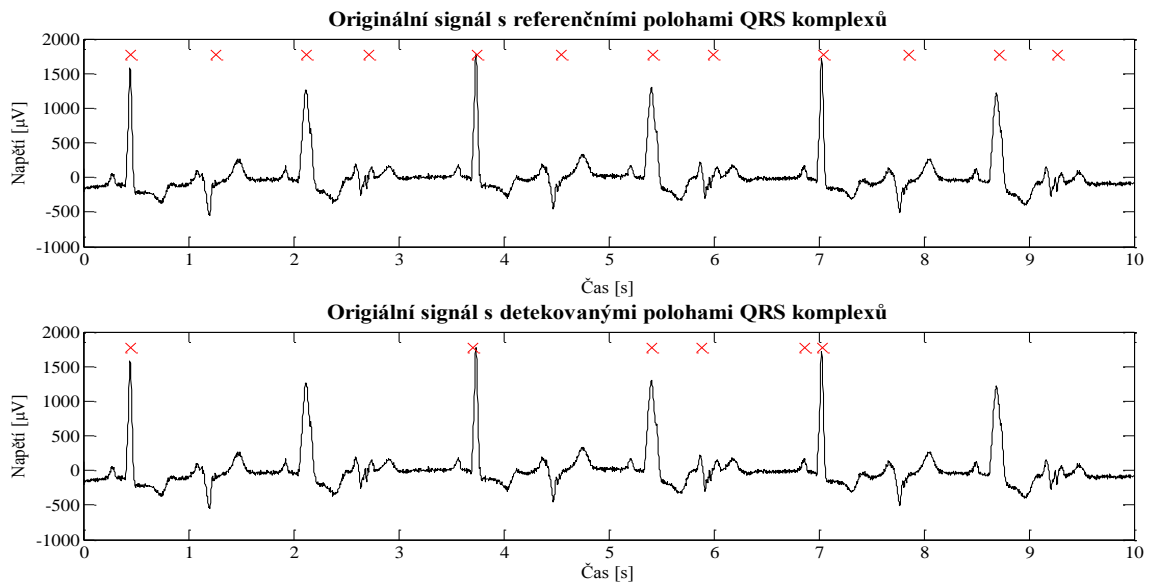
Na Obr. 14 jsou zobrazeny detekované a referenční polohy QRS komplexů na signálu MO1\_006 z databáze CSE, svod III.



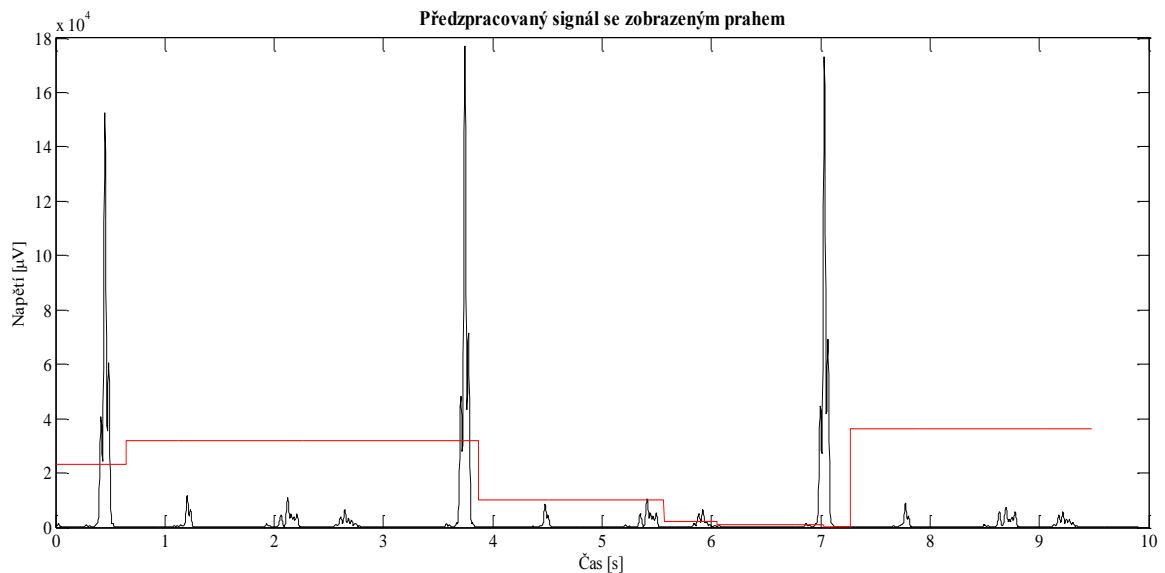
Obr. 14: Srovnání detekovaných poloh s referenčními

Obr. 15 ukazuje nesprávně detekované pozice komplexů na signálu MO1\_117, svod I. Důvodem nesprávné detekce na tomto signálu, jak je vidět na Obr. 16, je nerovnoměrná velikost vrcholů v předzpracovaném signálu, hlavně střídání vysokých a nízkých píků.

Jak lze vidět, po prvním detekovaném píku je nastavený práh výrazně vyšší než zvýrazněný signál. Na tomto signálu tedy metoda selhává.



Obr. 15: Srovnání detekovaných poloh s referenčními – nesprávná detekce

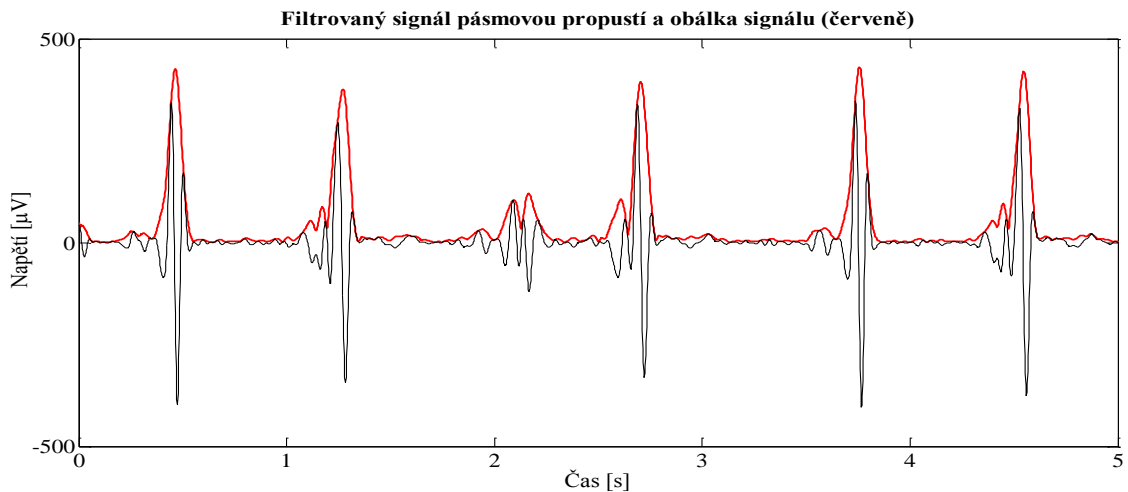


Obr. 16: Předzpracovaný signál s adaptivním prahem

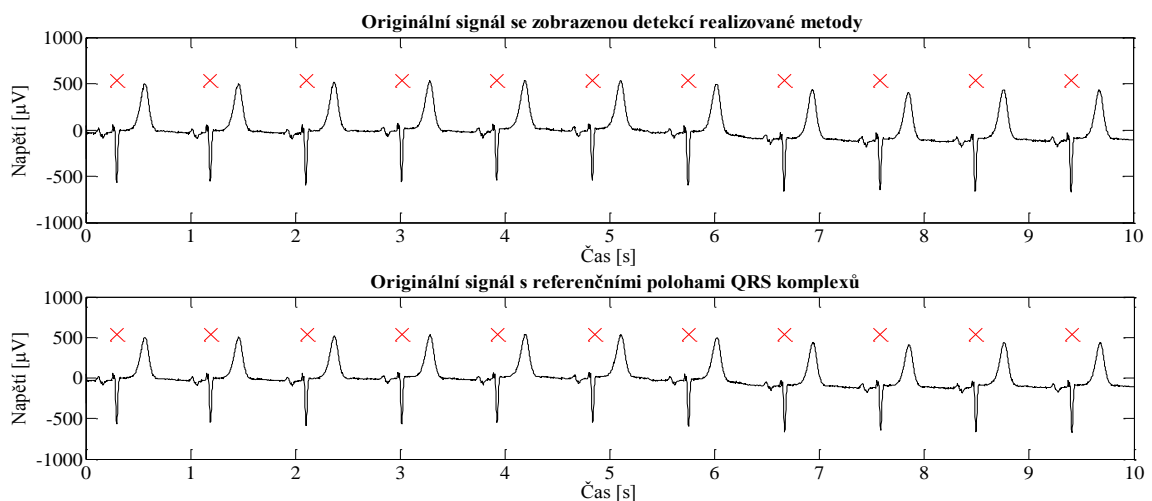
### 3.3 Detekce založená na obálce filtrovaného signálu

U této metody je odlišné předzpracování signálu než u předchozí popisované metody, ale detekční část je již stejná (kromě hodnoty prahu po nalezené R vlně – 18% předchozího maxima a u prahu zpřesňovacího kritéria, která je nastavena na 36% předešlé hodnoty). Předzpracovaný signál je získán tak, že nejprve je EKG signál

filtrován pásmovou propustí s mezními frekvencemi 12 a 25 Hz a délkou impulsní charakteristiky 81 vzorků. Další úprava je provedena pomocí funkcí `abs` a `hilbert`. Funkce `hilbert` umožňuje z reálného signálu vytvořit signál analytický. Funkcí `abs` získáme absolutní hodnotu. Poté je absolutní hodnota získaného analytického signálu umocněna. Obr. 17 ukazuje výslednou obálku signálu společně s filtrovaným signálem, ze kterého byla obálka vytvořena. Na takto připravené obálce se již provádí samotná detekční část (viz. 3.2).



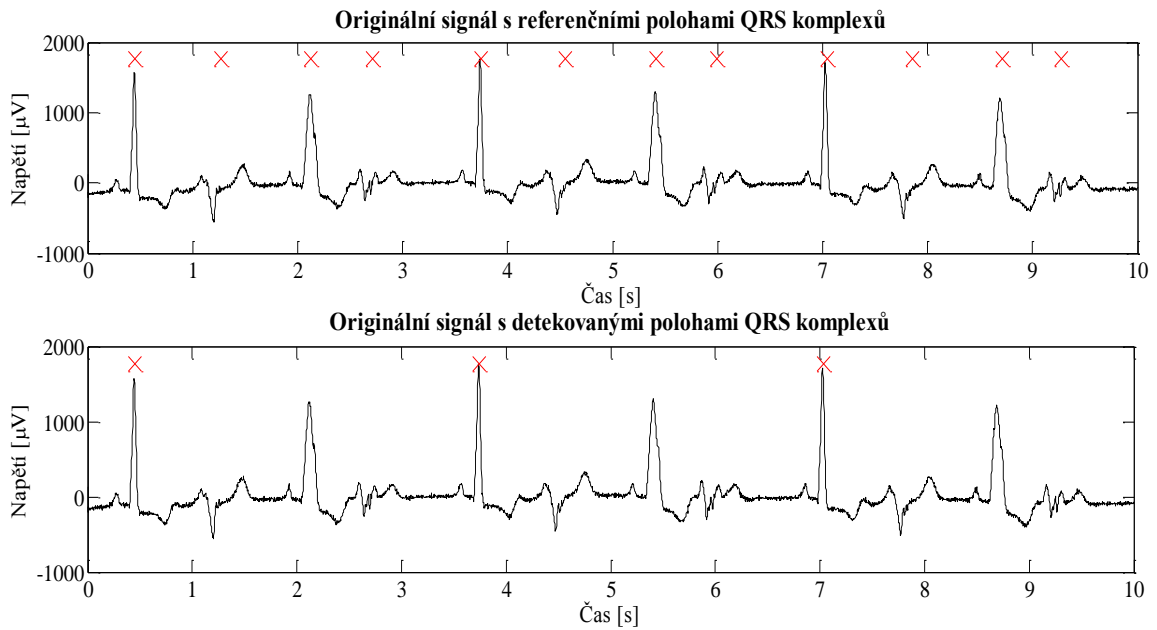
Obr. 17: Ukázka obálky na filtrovaném signálu



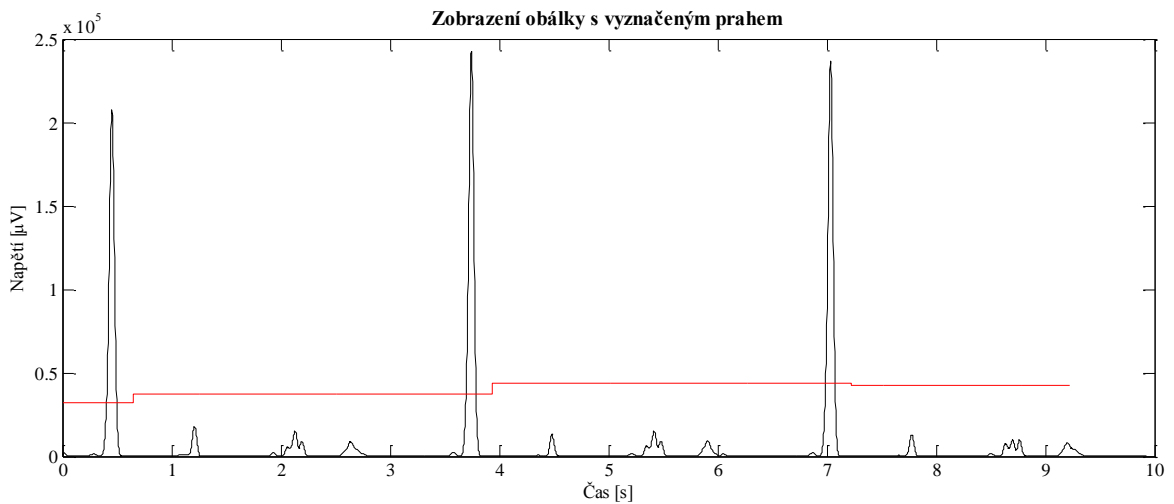
Obr. 18: Porovnání referenčních a detekovaných poloh QRS komplexů

Na Obr. 18 jsou zobrazeny detekované a referenční polohy QRS komplexů na signálu MO1\_114 z databáze CSE, svod V1. Na tomto signálu jsou detekovány všechny QRS komplexy bezchybně. Obr. 19 na druhou stranu ukazuje chyby v detekci QRS komplexů vůči referenčním hodnotám na signálu MO1\_117 u svodu I. Obr. 20 zobrazuje tentýž signál již po získání obálky. Zobrazený práh je vyšší než většina

přítomných vrcholů. V porovnání s výsledky dosaženými metodou umocnění filtrovaného signálu, vykazuje tato metoda na stejném signálu (Obr. 15) horší výsledky.



Obr. 19: Nepřesná detekce metody



Obr. 20: Zobrazení prahu na signálu zpracovaného metodou obálky filtrovaného signálu

## 4 HODNOCENÍ ÚSPĚŠNOSTI DETEKCE

### 4.1 Databáze CSE

Projekt Common Standards for quantitative Electrocardiography (CSE) byl založen v roce 1978 pod vedením profesora Jose Willemse. Kvůli politickým důvodům byl oficiální začátek projektu stanoven až od června 1980, kdy byla dokončena počáteční studie, a podrobný návrh dalších cílů projektu byl připraven. Od tohoto roku se začala postupně vytvářet referenční databáze s cílem posoudit výkonnost programů pro analýzu EKG, protože do té doby byly tyto programy vydávány bez jakéhokoliv ověřování [11].

CSE databáze obsahuje tři oddíly. Dva z nich slouží k testování a vývoji algoritmů a dělí se na dva sety. Každý oddíl obsahuje originální a umělé signály (vytvořeny z originálních opakováním jednoho srdečního cyklu). V prvním (set 1, set 2), kde byly snímány pouze tři svody současně, je 250 originálních a 310 umělých signálů. Druhý oddíl (set 3 a 4) obsahuje 250 originálních a 250 umělých signálů. Tyto signály byly snímány zároveň v 15 svodech (standardní 12-ti svodové EKG a 3 ortogonální svody). Délka originálních signálů je 10 s a vzorkovací frekvence je 500 Hz. V posledním oddílu jsou tzv. diagnostická data sloužící hlavně k testování diagnostických programů EKG a obsahuje pouze originální signály (set 5).

V současné době referenční databázi CSE používá více než 110 akademických a průmyslových výzkumných center s cílem posoudit a zlepšit měření a interpretaci EKG programů [11].

### 4.2 Senzitivita a pozitivní prediktivita

Použití softwarových detekčních algoritmů QRS komplexu v lékařských přístrojích vyžaduje posouzení spolehlivosti detekce [7]. K základním porovnávacím parametrům patří senzitivita ( $Se$ ) a pozitivní prediktivita ( $P^+$ ). Vypočítají se dle vzorců

$$Se = \frac{TP}{TP + FN} \quad (16)$$

$$P^+ = \frac{TP}{TP + FP}, \quad (17)$$

kde  $TP$  (true positive) představuje počet pravdivě nalezených pozitivních detekcí,  $FN$  (false negative) značí počet falešně negativních detekcí a  $FP$  (false positive) je počet

falešně pozitivních detekcí. Senzitivita vyjadřuje pravděpodobnost pozitivní detekce při přítomnosti QRS komplexu. Pozitivní prediktivita určuje pravděpodobnost, se kterou se při pozitivní detekci na dané pozici nachází QRS komplex.

#### 4.2.1 Zhodnocení vytvořených detektorů

Realizované detektory byly testovány na signálech ze setu 3 z CSE databáze obsahujících 125 signálů. Konkrétně na originálních signálech, které byly snímány zároveň na 15-ti svodech. Výsledky úspěšnosti detekce jsou udávány odděleně pro ortogonální svody a pro standardní 12-ti svodové záznamy.

Přesné výsledky spolehlivosti detektorů jsou zobrazeny v Tab. 2. Nejlepších výsledků bylo dosaženo detekční metodou počítání průchodů nulou. Poté následovala metoda obálky filtrovaného signálu, která byla nepatrně lepší než metoda umocnění filtrovaného signálu.

Tab. 2: Výsledky spolehlivosti realizovaných metod

Metoda detekce	Ortogonální svody		Standardní svody	
	Se [%]	P <sup>+</sup> [%]	Se [%]	P <sup>+</sup> [%]
Počítání průchodů nulou	98,89	98,60	98,63	98,60
Umocnění filtrovaného signálu	98,01	96,98	97,31	97,45
Obálka filtrovaného signálu	98,51	96,84	97,86	97,58

V Tab. 3 jsou zobrazeny výsledky jiných autorů, kteří testovali své algoritmy na CSE databázi, avšak pouze na 12-ti svodových záznamech. Srovnáním těchto výsledků s výsledky dosaženými v této práci, lze vidět, že hodnoty senzitivity u realizovaných detektorů jsou nižší. Pozitivní prediktivita u [12] je nižší než u počítání průchodů nulou. Senzitivita je u počítání průchodů nulou lepší než u [13].

Tab. 3: Výsledky spolehlivosti algoritmů jiných autorů

Autoři	Se [%]	P <sup>+</sup> [%]
Mehta [12]	99,73	98,40
Chouhan [13]	98,56	99,18
Trahanias [14]	99,38	99,48
Mehta [15]	99,93	99,13

## 5 SHLUKOVÁ ANALÝZA

Shluková analýza je metoda, která vytváří skupiny objektů neboli shluků, kde objekty v jednom shluku jsou si velmi podobné a zároveň se značně liší od objektů jiných shluků [16]. Shlukovací metody lze rozdělit na hierarchické a nehierarchické.

### 5.1 Vybrané hierarchické metody shlukové analýzy

U hierarchických metod je využíváno dříve nalezených shluků a z nich jsou tvořeny nové shluky. Tyto metody se ještě dělí na aglomerativní a divizní. U aglomerativních algoritmů jsou jednotlivé objekty postupně shlukovány až do vzniku jednoho shluku, který obsahuje všechny objekty. Naopak divizní algoritmy berou vstupní objekty jako jeden celek, který se dle daného kritéria postupně dělí na menší shluky [17].

Při aglomerativních metodách je uplatňován postup skládající se z 6-ti kroků:

- 1) Vytvoření matice dat
- 2) Provedení standardizace matice dat (volitelný krok)
- 3) Výpočet matice podobností (vzdáleností)
- 4) Provedení metody shlukové analýzy
- 5) Přerovnání matice podobností (vzdáleností) objektů (volitelný krok)
- 6) Výpočet korelačního koeficientu

Prvním krokem je tedy uspořádání naměřených dat do matice. Objekty, u kterých chceme zjistit jejich podobnost, jsou zapsány ve sloupcích matice. Vlastnosti jednotlivých objektů (atributy), které měříme, jsou v řádcích matice. Druhý, volitelný krok, tedy provedení standardizace dat se provádí hlavně při různosti jednotek atributů. Převod původních hodnot  $x_{ij}$  na standardizované lze pomocí vzorce

$$z_{ij} = \frac{x_{ij} - \mu_i}{\sigma_i}, \quad (18)$$

kde  $z_{ij}$  představuje standardizovanou hodnotu pro  $i$ -tý atribut  $j$ -tého objektu. Výpočet průměrné hodnoty  $\mu_i$  a směrodatné odchylky  $\sigma_i$  se provádí dle vzorců

$$\mu_i = \frac{\sum_{j=1}^N x_{ij}}{N}, \quad (19)$$

$$\sigma_i = \sqrt{\frac{\sum_{j=1}^N (x_{ij} - \mu_i)^2}{N - 1}}, \quad (20)$$

kde  $N$  je počet objektů. Po provedení standardizace jsou získané hodnoty bezrozměrné a nachází se v rozmezí -2 až 2 se střední hodnotou 0 a směrodatnou odchylkou 1. Další postup spočívá ve výpočtu vzdáleností mezi objekty. Ta se vypočítá z původní matice atributů, případně ze standardizovaných hodnot. Existuje více možností výpočtu této vzdálenosti, například pomocí vzdálenosti Manhattanské, Chebyshevovy nebo Euklidovské. Euklidovská vzdálenost se spočítá podle vzorce

$$e_{jk} = \sqrt{\sum_{i=1}^n (x_{ij} - x_{ik})^2}, \quad (21)$$

kde  $n$  je počet atributů,  $i$  značí určitý atribut a  $j, k$  označují indexy objektů. Dalším krokem je vytvoření shluků pomocí některé z metod. Dojde k vytvoření stromové struktury, tzv. dendrogramu, díky kterému lze lépe rozlišit podobnosti mezi objekty. Často používaná metoda užívaná pro shlukování je metoda UPGMA (Unweighted pair-group average). Z objektů s nejmenší vzdáleností se vytvoří shluk a pro něj se přepočítá vzdálenost od ostatních objektů pomocí aritmetického průměru. Dalšími užívanými metodami pro vytváření shluků jsou například metody SLINK (Single Linkage) nebo CLINK (Complete Linkage). Na rozdíl od metody UPGMA, metoda SLINK nepoužívá aritmetický průměr, ale nová vzdálenost je stanovena jako minimální vzdálenost mezi objekty. U metody CLINK je naopak použito maximální vzdálenosti jako přepočtené vzdálenosti mezi objekty (shluky). Výsledkem tohoto kroku je tedy dendrogram. Podle něj je možno přerovnat matici vzdáleností pro zvýraznění podobností objektů. Toto přerovnání je však volitelné. Posledním krokem je zjištění, k jakému zkreslení došlo vytvořením dendrogramu. Pomocí Pearsonova korelačního koeficientu lze toto zkreslení zjistit. Tento koeficient se vypočítá ze vztahu

$$r_{xy} = \frac{\sum xy - \frac{1}{n}(\sum x)(\sum y)}{\sqrt{\left[\sum x^2 - \frac{1}{n}(\sum x)^2\right]\left[\sum y^2 - \frac{1}{n}(\sum y)^2\right]}} \quad (22)$$

kde  $x$  je původní vzdálenost určité dvojice objektů,  $y$  je vzdálenost korespondující dvojice objektů určená z dendrogramu a  $n$  je počet možných dvojic objektů. Hodnota tohoto koeficientu může být v rozmezí od -1 do 1. Při  $r_{xy} = 1$  nedošlo vytvořením dendrogramu k žádnému zkreslení a hodnoty z původní matice vzdáleností jsou shodné



se vzdálenostmi z dendrogramu. Hodnota koeficientu dosahující alespoň 0,8 je považovaná za dostačující [18].

## **5.2 Příklady využití shlukové analýzy**

Shlukování je jedna z nejčastěji používaných analýz při zpracování dat genové exprese. Tato data představují set měření získaných pomocí DNA čipu. Data mohou být vyjádřeny jako matice, kde v řádcích jsou různé geny a ve sloupcích různé vzorky. Tedy každá hodnota odpovídá míře exprese určitého genu v konkrétním vzorku [19].

Dále je shluková analýza aplikována v mnoha oblastech psychologie zdraví, která zahrnuje podporu zdraví, zlepšení systému zdravotní péče a prevenci chorob a invalidity. V systémech rozvoje zdravotní péče je shluková analýza využívána k identifikaci skupin osob, které by mohly profitovat ze specifické služby [16].

Například v hydrologii je shluková analýza použita ke klasifikaci proudů a povodí. V psychiatrii je užito této analýzy k rozdělení pacientů s mentálními chorobami na základě dosaženého skóre při psychiatrických testech. Účelem klasifikace je zlepšit plán léčby a porozumění mentálním chorobám.

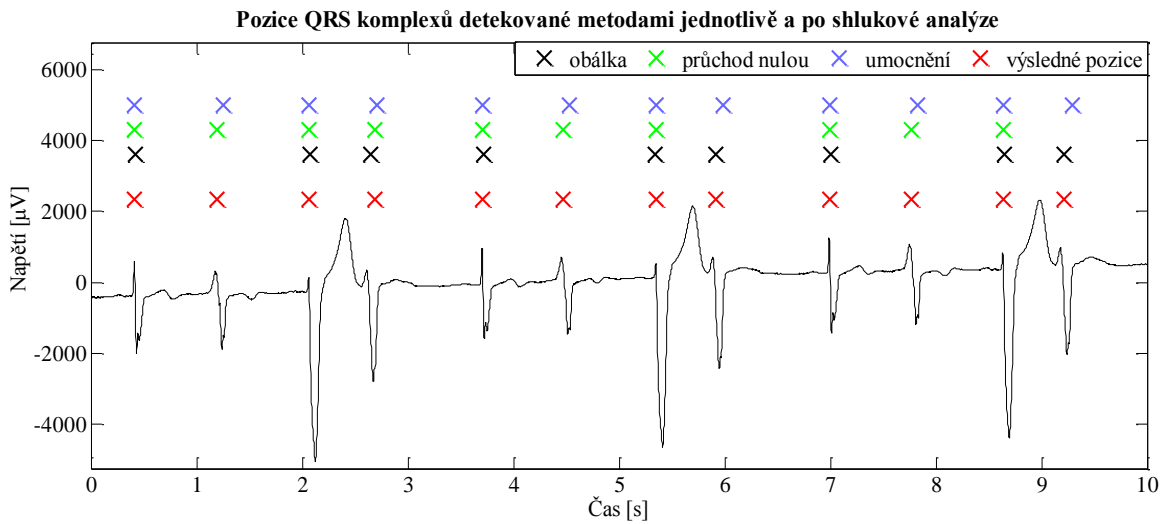
## 6 APLIKACE SHLUKOVÉ ANALÝZY NA REALIZOVANÉ DETEKTORY

V této kapitole je přiblížen postup při provedení shlukové analýzy na výsledky získané z detektorů. Shlukovou analýzu je zde možné provést dvěma způsoby, buď pro jednotlivé svody zvlášť, nebo pro všechny svody dohromady. Použitím této analýzy by mělo dojít ke zlepšení celkových výsledků, protože jako výsledné pozice QRS komplexů jsou hodnoceny i ty pozice, které metody samostatně nezachytily. Může však mít také opačný účinek, tedy při nalezení správné pozice pouze například jedním detektorem, není tato pozice brána jako QRS komplex.

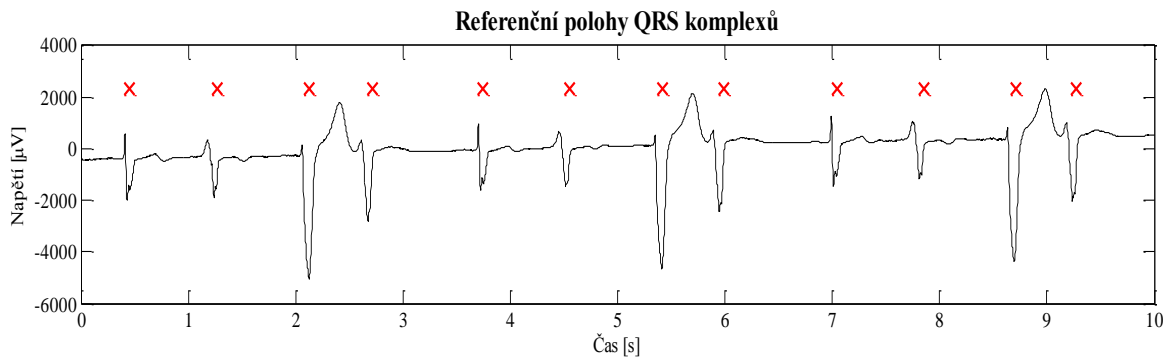
### 6.1 Shluk detekovaných QRS komplexů z jednotlivých svodů

V tomto případě je vstupním signálem EKG záznam z jednoho svodu. Poté jsou získány tři vektory s pozicemi QRS komplexů, každý od jednoho vytvořeného detektoru. Jelikož může docházet k falešně pozitivním nebo negativním detekcím, je nutno tyto vektory seřadit, tedy vytvořit shluky pozic, které jsou od sebe vzdálené v určitém rozmezí. Toto rozmezí je zvoleno 0,15 s (zde 75 vzorků) od detekované pozice QRS komplexu. Pozice vzdálené od sebe maximálně 75 vzorků jsou seřazeny do stejného sloupce v matici. Jsou-li nalezeny pouze dvě pozice splňující tuto podmínku, do sloupce matice se zapíší tyto pozice a třetí hodnota je nulová. Podobně je tomu v případě, kdy nalezne QRS komplex pouze jedna metoda, ve sloupci jsou dvě nuly a nalezená pozice QRS komplexu. Po získání matice se zarovnanými pozicemi QRS komplexů jsou z matice odstraněny sloupce, u kterých je medián hodnot roven nule, tedy u sloupců, kde byla nalezena pozice QRS komplexu pouze jedním detektorem. Výsledné pozice QRS komplexu jsou získány mediánem ze zbývajících sloupců matice.

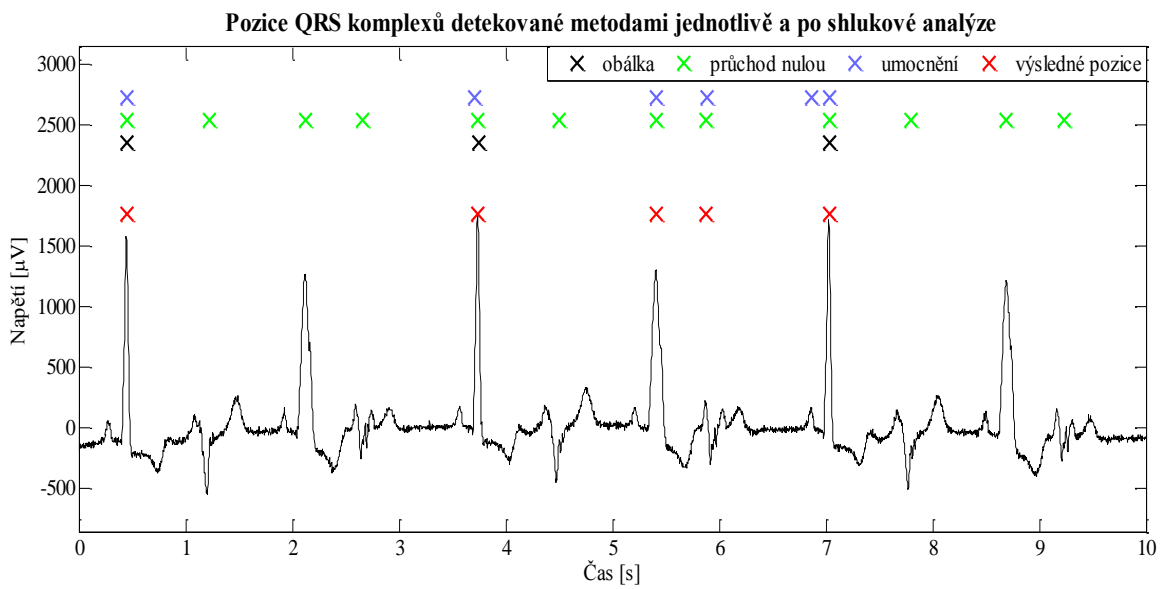
Na Obr. 21 je viditelné zlepšení detekce QRS komplexů pomocí shlukové analýzy ve srovnání s detekcí provedenou jednotlivými metodami zvlášť. Toto zlepšení detekce je viditelné u metody detekce počítání průchodů nulou a pomocí obálky filtrovaného signálu. Zobrazená detekce je provedena na signálu MO1\_117, svod V2. Při porovnání výsledných pozic QRS komplexů pomocí shlukové analýzy s referenčními polohami QRS komplexů na Obr. 22 lze pozorovat, že výsledná detekce je bezchybná.



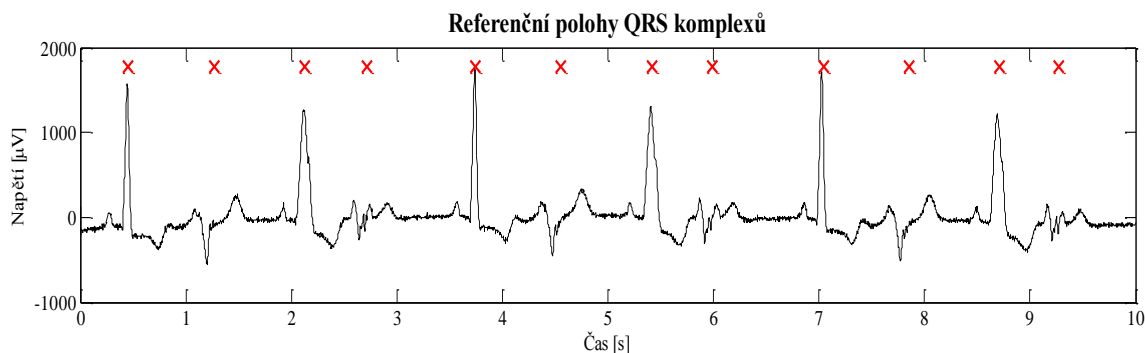
Obr. 21: Zlepšení úspěšnosti detekce pomocí shlukové analýzy



Obr. 22: Referenční polohy QRS komplexů z Obr. 21



Obr. 23: Zhoršení výsledné detekce



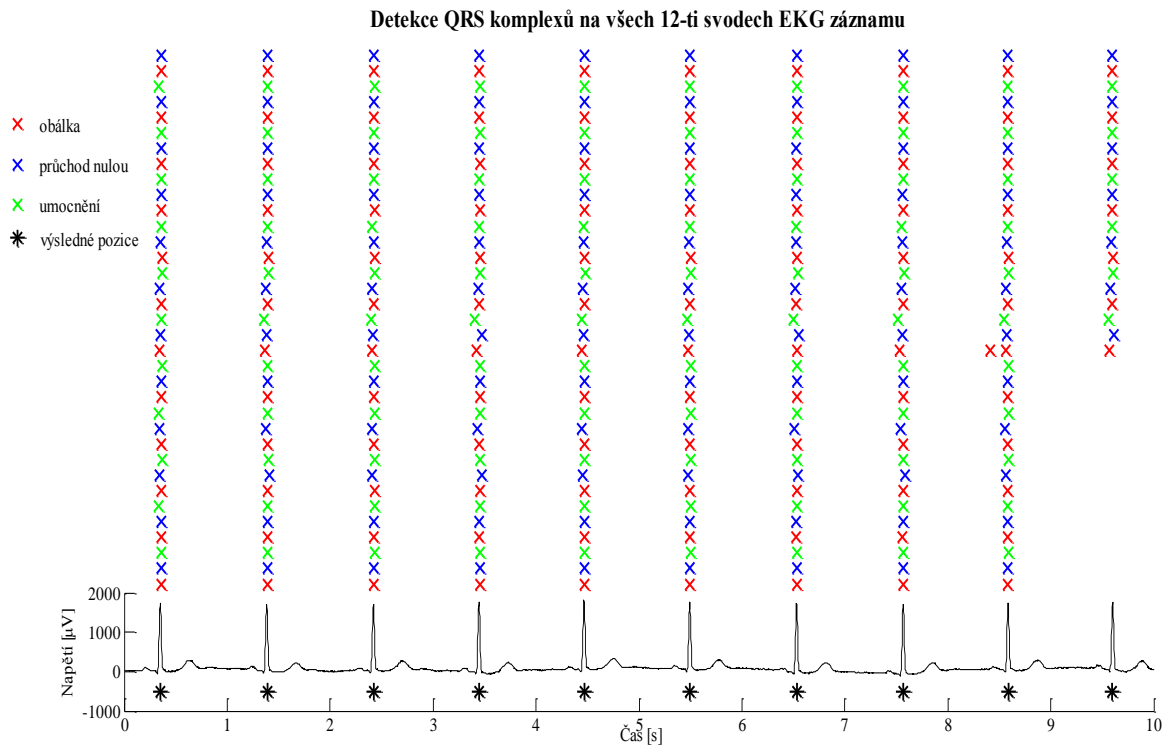
Obr. 24: Referenční polohy QRS komplexů z Obr. 23

Na Obr. 23 lze pozorovat snížení účinnosti detekce oproti detekci provedenou pomocí metody počítání průchodů nulou. Většina pozic byla nalezena pouze touto jedinou metodou a při pohledu na referenční polohy QRS komplexů na Obr. 24 lze pozorovat, že nalezené pozice komplexů touto metodou byly správné. Zobrazená detekce je provedena na signálu MO1\_117, svod I.

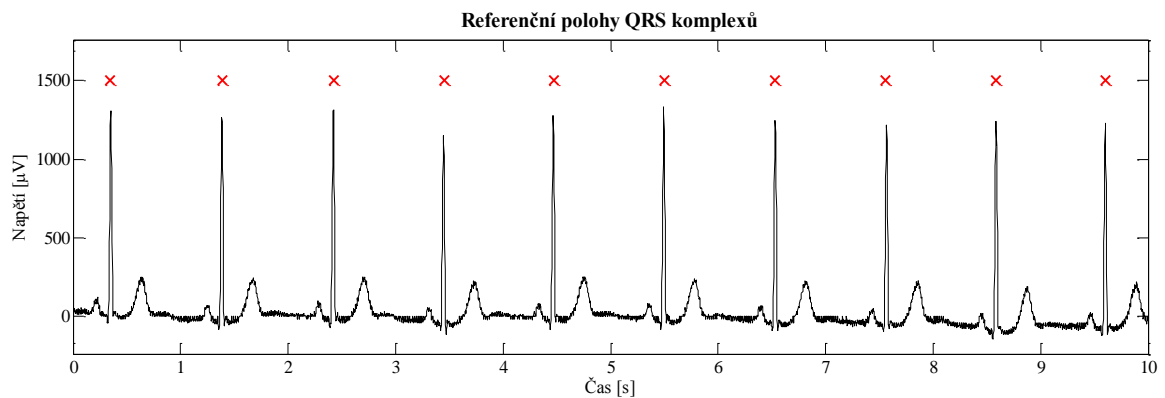
## 6.2 Shluk QRS komplexů ze všech svodů

Postup při vytváření shluků ze všech svodů je podobný algoritmu provádějící shlukovou analýzu u jednotlivých svodů. Nejprve je načten signál, ale v tomto případě nejsou do funkce načteny signály ze svodů jednotlivě, ale pro všechny svody zároveň. Až ve funkci je v cyklu vybírán jednotlivý svod a na tom se provádí detekce pomocí všech tří vytvořených detektorů. Výsledné detekce jsou zapisovány do matice. Po provedení detekcí všemi metodami na všech svodech je matice převedena do vektoru a pozice jsou seřazeny dle velikosti. Hodnoty z vektoru, které jsou od sebe v určeném časovém intervalu (0,15 s, při vzorkovací frekvenci 500 Hz je to 75 vzorků), jsou vkládány do nové matice do jednoho sloupce. Není-li na daném svodu nalezen v určité pozici QRS komplex, do sloupce je zaznamenána nula. Ze všech hodnot ve sloupci je následně vypočítán medián. QRS komplex není detekován v případě, kdy je ve sloupci, ze kterého je medián počítán, nadpoloviční počet nul, tedy medián je nula. Tento sloupec je z matice vymazán. Ze zbylých sloupců jsou znovu počítány mediány, ale pouze z nenulových hodnot. Tato hodnota mediánu je považována za výslednou pozici QRS komplexu.

Obr. 25 ukazuje zlepšení detekce na signálu MO1\_008. I přesto, že detekce posledního QRS komplexu byla pozitivní pouze u některých svodů, byla tato pozice brána jako QRS komplex a v porovnání s Obr. 26 je vidět, že QRS komplex byl detekován správně.

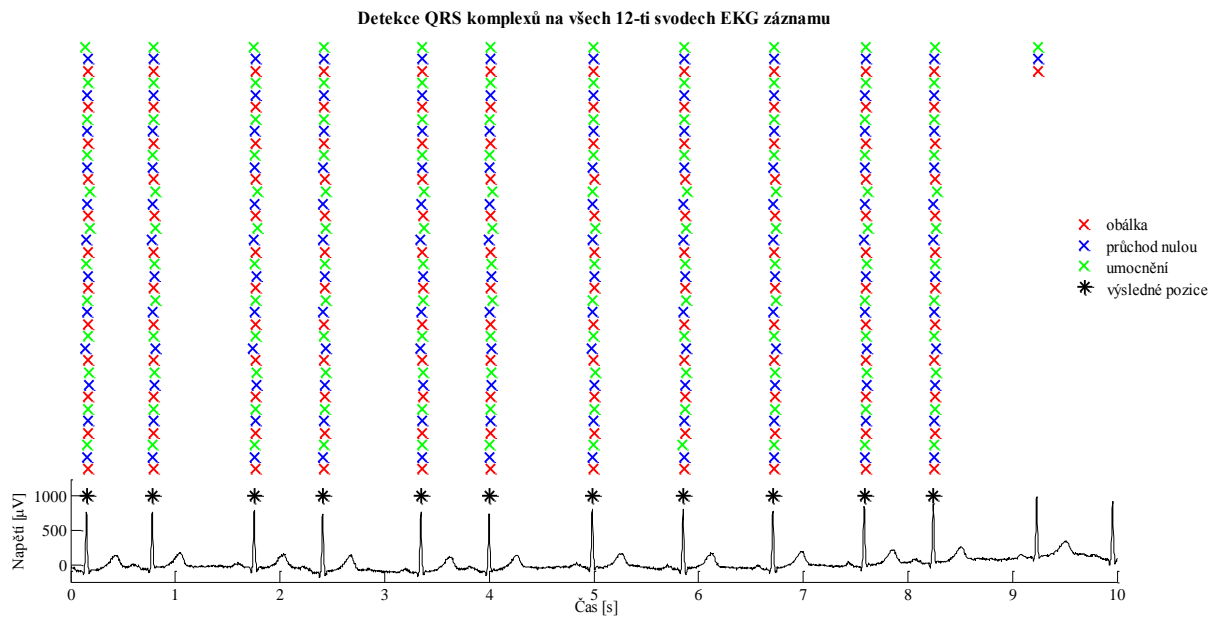


Obr. 25: Ukázka zlepšení detekce

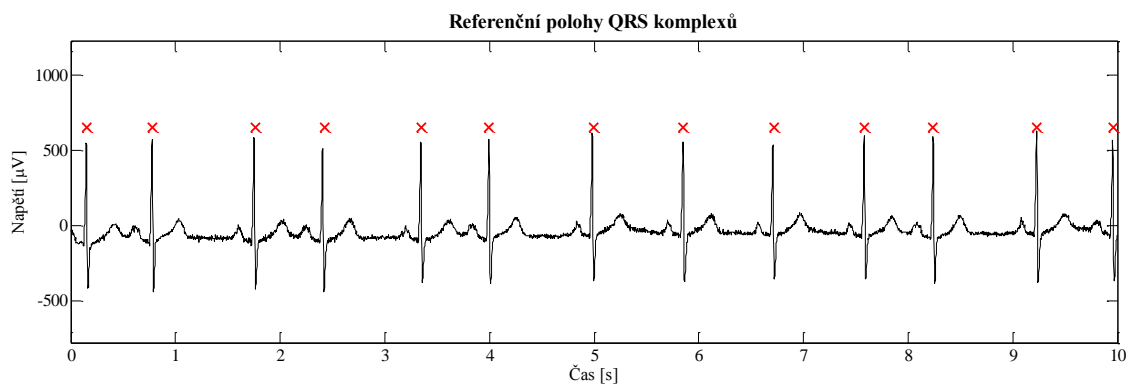


Obr. 26: Referenční polohy QRS komplexů z Obr. 25

Obr. 27 dokládá negativní stránku užití shlukové analýzy při detekci QRS komplexů na signálu MO1\_037. U jednoho QRS komplexu byla v jednom svodu provedena pozitivní detekce u všech použitých metod, ale jelikož při výpočtu mediánu ze shluku hodnot je většina nulová, k výsledné detekci nedošlo, přestože z Obr. 28 je viditelné, že na dané pozici měl být QRS komplex detekován.



Obr. 27: Ukázka nesprávné detekce



Obr. 28: Referenční polohy QRS komplexů z Obr. 27

### 6.3 Výsledky testování na databázi CSE

Obě varianty shlukové analýzy byly testovány na signálech ze setu 3 z CSE databáze, stejně jako tomu bylo u testování vytvořených detektorů samostatně, viz 4.2.1. Výsledky úspěšnosti detekce jsou v Tab. 4. V Tab. 5 jsou zobrazeny součty hodnot senzitivity a pozitivní prediktivity. Z této tabulky lze usoudit, že nejspolehlivější ze všech testovaných detektorů je detektor založený na počítání průchodů nulou.

Tab. 4: Výsledky Se a P<sup>+</sup> při použití shlukové analýzy

Metoda detekce	Ortogonalní svody		Standardní svody	
	Se [%]	P <sup>+</sup> [%]	Se [%]	P <sup>+</sup> [%]
Shluk z jednotlivých svodů	98,42	97,55	97,75	98,52
Shluk ze všech svodů	94,37	99,78	96,33	99,86

Tab. 5: Srovnání součtu Se a P<sup>+</sup> u všech metod na standardních svodech

Metoda detekce	Se + P <sup>+</sup> [%]
Shluk z jednotlivých svodů	196,27
Shluk ze všech svodů	196,19
Počítání průchodů nulou	197,23
Umocnění filtrovaného signálu	194,76
Obálka filtrovaného signálu	195,44

# ZÁVĚR

Náplní bakalářské práce bylo prostudování problematiky detekce QRS komplexů v EKG signálu, kterou se zabývá druhá kapitola, kde je představeno několik detekčních metod. Dále jsou navrženy a realizovány tři přístupy detekce QRS komplexu (metoda založená na počítání průchodů nulou, metoda umocnění filtrovaného signálu a metoda detekce pomocí výpočtu obálky filtrovaného signálu).

Testování těchto metod je prováděno na CSE databázi, přesněji na její části obsahující 125 signálů. Pro hodnocení úspěšnosti detektorů je užíváno hlavně senzitivity a pozitivní prediktivity. Práce obsahuje jejich obecný výpočet a také konkrétní výsledky dosažené realizovanými detektory. Nejlepších výsledků bylo dosaženo detekční metodou založenou na počítání průchodů nulou, kde hodnota senzitivity dosahovala 98,89% u ortogonálních svodů a 98,63% u standardního 12-ti svodového EKG. Pozitivní prediktivita jak u ortogonálních tak i u 12-ti svodových záznamů byla stejná, konkrétně 98,60%. U zbývajících dvou realizovaných metod byly hodnoty nižší. Detektor založený na obálce filtrovaného signálu je v porovnání s metodou umocnění filtrovaného signálu přesnější, zato je časově mírně náročnější. Výsledky spolehlivosti jednotlivých metod v této práci nedosahují tak vysokých hodnot jako u autorů v Tab. 3.

Dalším cílem bylo provedení kombinace výsledků dosažených samostatnými metodami pomocí shlukové analýzy za účelem zvýšení úspěšnosti detekce. Jak lze pozorovat v Tab. 5 očekávaného zlepšení úspěšnosti detekce však dosaženo nebylo. Příčinou této skutečnosti mohlo být použití ne stejně účinných detektorů. Detektor založený na metodě počítání průchodů nulou dosahoval lepších výsledků než zbylé dva navržené detektory. Lze konstatovat, že užitím shlukové analýzy došlo k tomu, že pozice QRS komplexu správně detekované metodou počítání průchodů nulou avšak nenalezené ostatními dvěma metodami, nebyly zaznamenány. Došlo tudíž k celkovému snížení úspěšnosti detekce. Detektor založený na počítání průchodů nulou je tedy výhodnější užít samostatně. Z Tab. 5 je zřejmé, že užitím shlukové analýzy bylo dosaženo lepších výsledků než u provedení detekce metodou umocnění a obálky filtrovaného signálu samostatně. Aplikací shlukové analýzy na signály ze všech svodů bylo docíleno vysoké hodnoty pozitivní prediktivity, avšak hodnota senzitivity byla nižší, viz Tab. 4. To bylo zřejmě způsobeno častým výskytem situací, kdy QRS komplex na určité pozici ve všech svodech byl detekován v méně než polovině možných případů.



Užití shlukové analýzy se v této práci ukázalo jako neefektivní. Lepších výsledků při shlukové analýze by pravděpodobně mohlo být docíleno užitím detektorů, které budou dosahovat přibližně stejných úspěšností detekce samostatně.

# LITERATURA

- [1] HAMPTON, John R. *EKG v praxi: překlad 4. vydání*. 2. české vyd. Překlad Eliška Potluková. Praha: Grada, 2007, 362 s. ISBN 978-80-247-1448-6.
- [2] BĚLOHLÁVEK, Jan. *EKG v akutní kardiologii: průvodce pro intenzivní péči i rutinní klinickou praxi*. Praha: Grada, 2012, 414 s. ISBN 978-807-3452-872.
- [3] NEČAS, Emanuel. *Patologická fyziologie orgánových systémů*. 2. vyd. Praha: Karolinum, 2009, 379 s. Učební texty Univerzity Karlovy v Praze. ISBN 978-802-4617-107.
- [4] KHAN, Gabriel M. *EKG a jeho hodnocení*. 1. vyd. Překlad František Kölbl. Praha: Grada, 2005, 348 s.: ISBN 80-247-0910-4.
- [5] KOZUMPLÍK, Jiří. *Analýza biologických signálů*. Brno: Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Vysoké učení technické v Brně, 2012.
- [6] KOZUMPLÍK, Jiří. *Analýza biologických signálů*. Přednáška. Brno: Vysoké učení technické v Brně, 2013.
- [7] KOHLER, B.-U., C. HENNING a R. ORGLMEISTER. The principles of software QRS detection. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine* [online]. vol. 21, issue 1, s. 42-57 [cit. 2013-12-27]. DOI: 10.1109/51.993193. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=993193>
- [8] KOHLER, B. U.; HENNING, C.; ORGLMEISTER, R. QRS detection using zero crossing counts. *Progress in Biomedical Research*, Vol. 8, No. 3, pp. 138-145, 2003.
- [9] Chen W, Mo Z, Guo W. Detection of QRS complexes using wavelet transformation and golden section search algorithm, 2009.
- [10] VÍTEK, M.; KOZUMPLÍK, J. Detekce komplexů QRS v signálech EKG založená na spojitě vlnkové transformaci. *Elektrorevue - Internetový časopis* (<http://www.elektrorevue.cz>), 2009, roč. 2009, č. 21, s. 1-5. ISSN: 1213- 1539.
- [11] FAYN, Jocelyne, Paul RUBEL a Peter W. MACFARLANE. Can the lessons learned from the assessment of automated electrocardiogram analysis in the Common Standards for quantitative Electrocardiography study benefit measurement of delayed contrast-enhanced magnetic resonance images?. *Journal of Electrocardiology* [online]. 2007, vol. 40, issue 3, s. 246-250 [cit. 2013-12-27]. DOI: 10.1016/j.jelectrocard.2007.02.010. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022073607000672>
- [12] MEHTA, S.S. a N.S. LINGAYAT. Identification of QRS complexes in 12-lead electrocardiogram. *Expert Systems with Applications* [online]. 2009, vol. 36, issue 1, s. 820-828 [cit. 2013-12-27]. DOI: 10.1016/j.eswa.2007.10.007. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0957417407005064>

- [13] CHOUHAN, V. S., MEHTA, S. S. Detection of QRS Complexes in 12-lead ECG using Adaptive Quantized Threshold. *IJCSNS International Journal of Computer Science and Network Security*. 2008, vol. 8, No. 1, pp. 155-163.
- [14] TRAHANIAS, P.E. An approach to QRS complex detection using mathematical morphology. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. vol. 40, issue 2, s. 201-205 [cit. 2013-12-27]. DOI: 10.1109/10.212060. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=212060>
- [15] MEHTA, Sarabjeet Singh a Nitin Shivappa LINGAYAT. Development of entropy based algorithm for cardiac beat detection in 12-lead electrocardiogram. *Signal Processing* [online]. 2007, vol. 87, issue 12, s. 3190-3201 [cit. 2013-12-27]. DOI: 10.1016/j.sigpro.2007.06.009. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0165168407002320>
- [16] GAN, Guojun. *Data clustering: theory, algorithms, and applications*. Philadelphia: SIAM, Society for Industrial and Applied Mathematics, 2007, xxii, 466 s. ISBN 978-0-898716-23-8.
- [17] KUČERA, Jiří. [online]. 2008 [cit. 2014-05-24]. Dostupné z: [http://is.muni.cz/th/172767/fi\\_b/5739129/web/web/main.html](http://is.muni.cz/th/172767/fi_b/5739129/web/web/main.html)
- [18] KOZUMPLÍK, Jiří. *Umělá inteligence v medicíně*. Přednáška. Brno: Vysoké učení technické v Brně, 2013.
- [19] ROMESBURG, H. *Cluster analysis for researchers*. Morrisville: Lulu Press, 2004, xii, 334 s. ISBN 14-116-0617-5.