



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ**

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

DETEKCE KOMPLEXU QRS S VYUŽITÍM KOMBINOVÁNÍ METOD

DETECTION OF QRS COMPLEX USING METHODS COMBINING

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

PAVEL VOTOUPAL

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. MARTIN VÍTEK, Ph.D.

BRNO 2013



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor

Biomedicínská technika a bioinformatika

Student: Pavel Votoupal

ID: 136376

Ročník: 3

Akademický rok: 2012/2013

NÁZEV TÉMATU:

Detekce komplexu QRS s využitím kombinování metod

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Nastudujte a popište základní principy a metody detekce komplexů QRS signálu EKG. Vypracujte literární rešerši v této oblasti. 2) Navrhněte a popište vlastní blokové schéma obecného detektoru QRS. Nastudujte a popište základní principy a metody shlukové analýzy. 3) V prostředí Matlab realizujte tři odlišné metody detekce komplexů QRS dle vlastní volby a řádně je popište. Metody otestujte na signálu 117 z databáze CSE. Dosažené výsledky diskutujte. 4) Navrhněte a realizujte algoritmus pro automatické otestování realizovaných metod na kompletní databázi CSE. Dosažené výsledky srovnajte s výsledky dosaženými jinými metodami. 5) S využitím metod shlukové analýzy kombinujte pozice získané realizovanými metodami za účelem zvýšení účinnosti detekce. Dosažené výsledky diskutujte.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

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

[2] HILL, T., LEWICKI, P. Statistics: Methods and applications. StatSoft, Inc., November 2005. 800 pp. ISBN 1884233597.

Termín zadání: 11.2.2013

Termín odevzdání: 31.5.2013

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

Konzultanti bakalářské práce:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

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

ABSTRAKT

Tato bakalářská práce se zabývá detekcí komplexů QRS. Jsou zde popsány základní informace o EKG, přístupy detekce komplexů QRS, metody shlukové analýzy a rozbor metod detekce realizovaných v prostředí MATLAB. Navržené detektory byly testovány a optimalizovány na databázi CSE. Nakonec byla provedena shluková analýza pro kombinaci metod a výsledky byly srovnány s výsledky samotných metod.

KLÍČOVÁ SLOVA

komplex QRS, charakteristický signál, průchod nulovou hladinou, shluková analýza

ABSTRACT

This bachelor's thesis deals with QRS complex detection. There are described the basic information about ECG, QRS detection approaches, the methods of cluster analysis and description of detectors implemented in the MATLAB. These QRS detectors were tested and optimized on the CSE database. Finally, cluster analysis was performed for the combination of methods and the results were compared with the results of individual methods.

KEYWORDS

QRS complex, feature signal, zero crossing, cluster analysis

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

VOTOUPAL, P. *Detekce komplexu QRS s využitím kombinování metod*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2013. 53s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Martin Vítek, Ph.D..

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma „*Detekce komplexu QRS s využitím kombinování metod*“ jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího semestrálního projektu 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 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 části druhé, hlavy VI. Díl 4 trestního zákoníku č. 40/2009Sb.

V Brně dne

.....
podpis autora (autorky)

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucímu bakalářské práce Ing. Martinu Vítкови, Ph.D. za jeho odbornou a pedagogickou pomoc, věnovaný čas konzultacím a další cenné rady při zpracování mé práce.

V Brně dne

.....
podpis autora (autorky)

OBSAH

1 ÚVOD	5
2 ELEKTRICKÁ AKTIVITA SRDCE.....	6
2.1 ELEKTRICKÉ PROJEVY SRDEČNÍ ČINNOSTI.....	6
2.1.1 BLIŽŠÍ POPIS KARDIOGRAMU.....	6
3 DETEKCE KOMPLEXU QRS	8
3.1 OBECNÝ POPIS DETEKTORU QRS.....	8
3.2 POPIS NĚKTERÝCH METOD DETEKCE	9
3.2.1 METODA ZALOŽENÁ NA OBÁLCE SIGNÁLU.....	10
3.2.2 METODA ZALOŽENÁ NA DIGITÁLNÍCH FILTRECH.....	11
3.2.3 METODA ZALOŽENÁ NA VLNKOVÉ TRANSFORMACI	12
3.2.4 METODA ZALOŽENÁ NA BANCE FILTRŮ.....	13
3.2.5 METODA ZALOŽENÁ NA NEURONOVÝCH SÍTÍCH.....	14
3.3 VYHODNOCOVÁNÍ METOD DETEKCE	15
4 REALIZOVANÉ METODY	17
4.1 METODA ZALOŽENÁ NA PŘIZPŮSOBENÉ FILTRACI	17
4.1.1 VLASTNÍ REALIZACE METODY	18
4.2 METODA ZALOŽENÁ NA DIFERENCÍCH	20
4.2.1 MNOU NAVRŽENÝ POSTUP DIFERENČNÍ METODY.....	21
4.3 METODA ZALOŽENÁ NA POČTU PRŮCHODŮ NULOU	24
4.3.1 UKÁZKA MOJÍ REALIZACE METODY	26
5 SHLUKOVÁ ANALÝZA A VYUŽITÍ.....	30
5.1 POSTUPY PŘI SHLUKOVÉ ANALÝZE.....	30
5.2 VYUŽITÍ ANALÝZY PRO KOMBINOVÁNÍ METOD.....	33
6 POPIS TESTOVÁNÍ A DOSAŽENÉ VÝSLEDKY	34
7 ZÁVĚR	51
LITERATURA	52

1 ÚVOD

Softwarové zpracování signálů je v dnešní době jednou z nejvíce diskutovaných a rozvíjejících se oblastí. Při zpracování signálů EKG je vždy pro většinu analýz základem právě detekce komplexu QRS a následná lokalizace a zpřesnění pozice vlny R. Účinnost a spolehlivost detektoru se potom v relativně velké míře promítne do ostatních kroků celé analýzy. Přesnost je důležitá například při analýze srdečního rytmu apod.

Úkolem v mojí bakalářské práci je navrhnout 3 odlišné detektory QRS a optimalizovat je na signálu 117. Dále potom navrhnout program pro otestování detektorů na celé databázi a provedení shlukové analýzy pro zlepšení detekce a tedy i její celkové účinnosti. Volil jsem detektory založené na přizpůsobené filtraci, na diferencích a na průchodech nulou. V teoretické části práce je popsán obecný postup detekce a následně některé z významných metod. Následuje rozbor realizovaných metod v prostředí MATLAB i s názornými ukázkami zvolených přístupů. V další kapitole je potom teoreticky rozebrán princip shlukové analýzy a její možnost využití při kombinaci metod. Poslední kapitola je potom věnována testování detektorů samotných a také testování globální detekce odvozené při shlukové analýze. Výsledky jsou viditelně srovnány a okomentovány.

2 ELEKTRICKÁ AKTIVITA SRDCE

Základními vlastnostmi srdeční svaloviny jsou automacie, vodivost, dráždivost a stažlivost. První tři vlastnosti úzce souvisejí s tím, že kromě svalových vláken, jejichž hlavní funkcí je aktivita při srdečním stahu, zprostředkující kontrakci svaloviny, lze v srdečním svalu morfologicky rozlišit i tkáň specializovanou na tvorbu a přenos vzruchů (elektrických impulzů). Tento typ svalových vláken představuje vodivou soustavu a je také nazýván převodním systémem srdečním. Tento systém zajišťuje jednak vznik, ale především také rychlý rozvod elektrických impulzů po celém srdci. Výše zmiňovaná srdeční revoluce vzniká šířením elektrického impulzu srdcem, který následně spouští kontrakci svaloviny a předchází tedy mechanické aktivitě srdce [1].

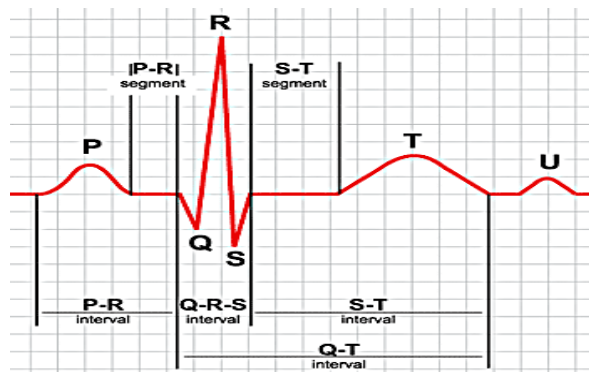
K samotnému vzniku impulzu dochází ve speciálním oddílu převodního systému, což je skupina buněk vykazující schopnost automacie (samovolný vznik impulzu). Tento oddíl je nazýván SA (sinoatriální) uzel a je zodpovědný za sinusový rytmus srdce. Určuje tedy jeho tepovou frekvenci (60-80/min). Pomocí ostatních oddílů převodního systému je vzniklý impulz převeden postupně do všech částí srdce a zprostředkuje tak kontrakci svaloviny [1], [2], [3].

2.1 ELEKTRICKÉ PROJEVY SRDEČNÍ ČINNOSTI

Grafické zobrazení sumární elektrické aktivity srdce se nazývá elektrokardiogram (EKG). Jde o záznam časové změny elektrického potenciálu srdce. Snímání EKG pomocí elektrokardiografu je standardní neinvazivní metoda pro vyšetření srdeční aktivity. *Normální EKG záznam* jedné srdeční revoluce se skládá z vln a kmitů, které mají charakteristický tvar a trvání. Toho je využíváno zejména při analýze a zpracování těchto signálů. V praxi je nejvíce používané klasické 12svodové EKG, avšak existují i jiné techniky snímání [1].

2.1.1 BLIŽŠÍ POPIS KARDIOGRAMU

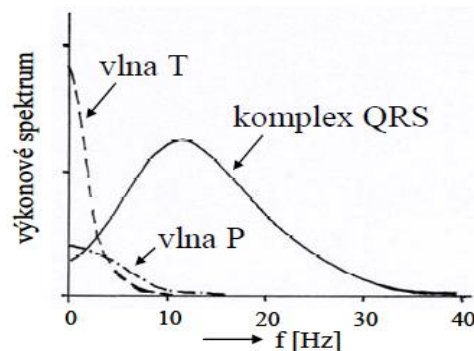
Znalost důležitých parametrů signálu EKG je nezbytností při hodnocení kardiogramu a to nejen v klinické praxi. Kromě amplitud jednotlivých vln se na křivce měří i časový průběh jednotlivých útvarů (segmentů a intervalů), např. trvání intervalu QT, PQ a komplexu QRS. Analýzou EKG lze hodnotit řadu srdečních onemocnění, jakými jsou především různé typy arytmií (porucha vzniku nebo vedení vzruchů) [3], [4].



Obr. 1: EKG křivka s vyznačenými popisky

První vlnou signálu je **vlna P**. Tato vlna odpovídá šíření vzruchu ze sinusového uzlíku svalovinou síní (depolarizace síní). Repolarizace síní není viditelná, jelikož se ztrácí v následujícím **komplexu QRS**, který je nejvýraznějším útvarem signálu. Tento komplex odpovídá depolarizaci svaloviny obou komor a jeho nejvyšší část (**vlna R**) může dosahovat hodnot několika mV. Doba trvání komplexu u zdravého srdce je okolo 100 ms. S repolarizací komor je spojen tvar segmentu **ST** a **vlny T**. Význam **vlny U**, která není vždy viditelná, není ještě dodnes objasněn. **Interval RR** nám znázorňuje dobu trvání jedné srdeční revoluce. Stanovení tohoto parametru bývá základem analýzy EKG. Je využíván především při analýze HRV nebo při hodnocení arytmií. Mezi další důležité patří např. **interval PQ**, **interval QT** a další intervaly a segmenty zobrazené i výše na *Obr. 1* [4].

Nejdůležitější vlastnosti EKG pro naši problematiku jsou **vlastnosti spektrální**. Těch je využito ve většině algoritmů pro zpracování EKG. Jak je vidět níže na obrázku, výkonové spektrum jednotlivých vln signálu je specifické a zejména při předzpracování ho lze dobře využít. Vlna T leží ve spektru do hodnot kolem 7 Hz a vlna P je méně výrazná, ale lze ji pozorovat v hodnotách asi do 10 Hz. Při filtraci signálu (předzpracování) se tedy většinou volí filtrace s mezními hodnotami zhruba od 10 do 25 Hz, aby byla zachována převážná část energie komplexu QRS. Po odfiltrování se v signálu zvýrazní tento komplex, a následně je potom snazší jej detekovat. Naopak odfiltrované složky, mezi které tedy patří i vlna P a T, jsou pro nás při detekci nepotřebné, stejně tak jako nežádoucí rušivé vlivy, které jsou filtrace také v určité míře odstraněny (např. drift) [4], [5].



Obr. 2: Hrubý náčrt výkonových spekter hlavních vln v EKG [4]

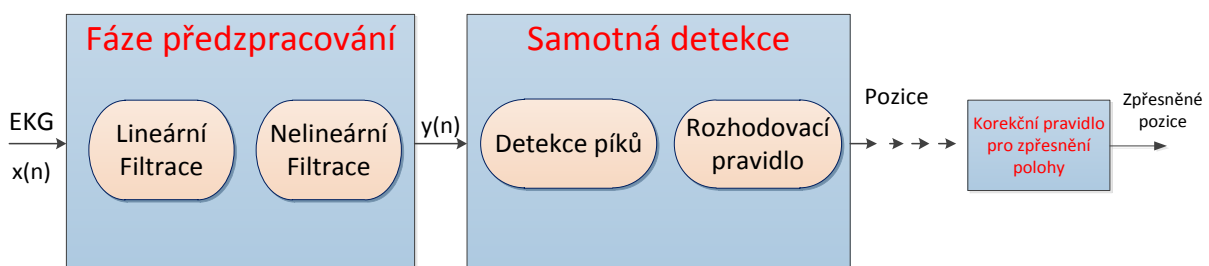
3 DETEKCE KOMPLEXU QRS

Jak již bylo uvedeno, komplex QRS je nejvýraznějším objektem v signálu EKG. Jelikož je odrazem elektrické aktivity srdce během komorové kontrakce, doba jeho výskytu stejně tak jako její tvar nám poskytuje mnoho informací o aktuálním stavu srdce. Vzhledem k jeho charakteristickému tvaru slouží jako základ pro většinu algoritmů automatické analýzy EKG. Vždy je tedy nadetekován jako první a od jeho pozice se odvíjejí ostatní části použité analýzy. Zjištění jeho polohy je využito pro klasifikaci srdečního rytmu, pro automatické stanovení srdeční frekvence a také u algoritmů pro kompresi EKG dat. V mnoha případech je důležitá přesnost stanovení polohy QRS, jelikož se pak od ní následně odvíjí i účinnost a spolehlivost celého algoritmu. Je známa také řada korekčních úprav pro zpřesnění polohy R vlny, které jsou též v nemalé míře využívány [4], [5].

Softwarová detekce QRS je výzkumným tématem již více než 30 let. Její využití se velice rozvinulo převážně s velkým rozvojem mikropočítačů a softwarová detekce nahrazuje stále více detektorů hardwarových, využívaných v kardiologických zařízeních. Zatímco v počátcích byla velkým problémem výpočetní zátěž, dnes je právě vysoký výkon nových technologií cílem jejich vývoje a výpočetní zátěž je stále méně a méně důležitou [5].

3.1 OBECNÝ POPIS DETEKTORU QRS

Již v počátcích rozvoje softwarové automatizace byla vyvinuta obecná struktura detektoru QRS, kterou dnes sdílí mnoho různých přístupů detekce. Toto obecné schéma je zobrazeno na obrázku níže, kdy je složeno ze dvou základních velkých bloků. Prvním velkým blokem, na kterém ve většině případů záleží i nadcházející úspěšnost celého algoritmu, je blok předzpracování neboli blok pro extrakci charakteristického rysu ze signálu. Zahrnuje v sobě lineární i nelineární filtrační techniky. Druhým velkým blokem je samotná detekce komplexů, která zahrnuje jednak detekci extrémů, ale také nastavení parametrů pro rozhodování. Informace k této kapitole byly čerpány z [4], [5].



Obr. 3: Blokové schéma obecného detektoru

Ve fázi předzpracování je signál upraven do výhodné podoby. Jde tedy o odstranění nežádoucích složek v něm obsažených a naopak zvýraznění námi chtěné složky signálu (QRS). Výhodou je, že nejvíce energie této složky je ve spektru v rozmezí frekvencí 10-25 Hz. Pomocí filtračních technik jsou ze signálu odstraněny rušivé složky a artefakty, kterými jsou např. vlna P a vlna T, drift izolínie nebo např. síťový brum (v ČR 50 Hz). Po filtraci je v řadě případů ještě signál nějakým způsobem zvýrazněn jeho umocněním nebo některou transformací.

Ve fázi detekce je po nastavení prahových pravidel předzpracovaný signál porovnáván oproti prahu. Ten může být volen jako pevný nebo se může adaptivně měnit. Porovnáváním s prahem je dosaženo nalezení extrémů vyskytujících se nad prahem a výstupem jsou poté pozice komplexů QRS. V řadě algoritmů jsou dále zjištěné polohy pomocí nastavených rozhodovacích pravidel upraveny, čímž je dosahováno především předejití falešných pozitivních detekcí.

U některých složitějších softwarových aplikací je potřeba tyto polohy ještě zpřesnit v původním signálu EKG, například při analýze HRV (variabilita srdečního rytmu). Proto je ve schématu zakreslen ještě poslední blok pro nastavení korekčních pravidel (pro časovou lokalizaci např. vlny R), který však nemusí být přítomen vždy, a proto je ve schématu šipka jdoucí k němu znázorněna přerušovaně.

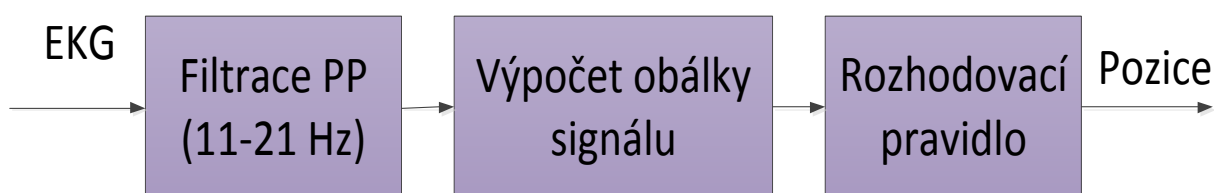
3.2 POPIS NĚKTERÝCH METOD DETEKCE

V této kapitole jsem se zaměřil na přiblížení některých základních, ale také významných přístupů detekce. Ve většině metod je prvotní předzpracování stěžejním faktorem pro následnou celkovou úspěšnost a přesnost detektoru. U některých je dosti obtížné správně nastavit a optimalizovat parametry dané metody, aby bylo možno ji považovat za spolehlivou, a ne vždy je toho dosaženo.

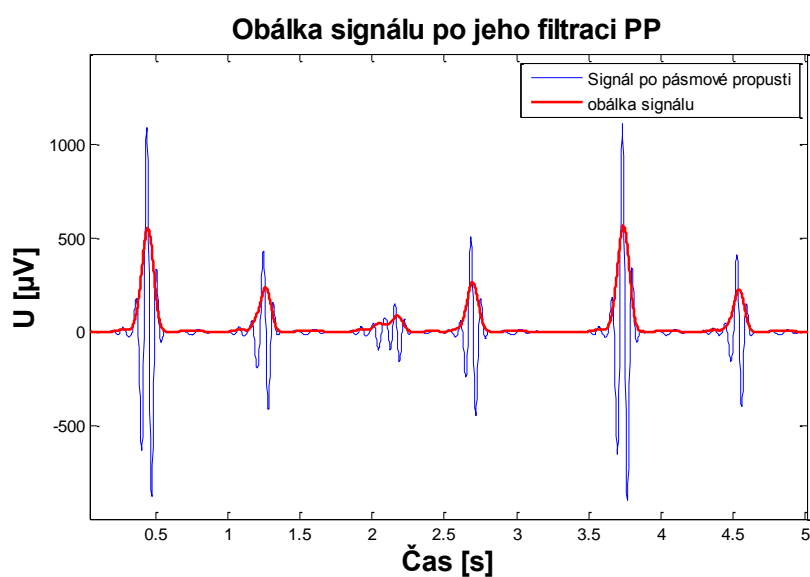
Rozhodl jsem se v této kapitole zmínit principy založené: na obálce signálu, na digitálních filtrech, na vlnkové transformaci, na bance filtrů a na neuronových sítích. Úkolem pro praktickou část práce bylo vybrat si tři odlišné metody a realizovat je v programovém prostředí MATLAB. Vybral jsem si metodu diferenční, metodu přizpůsobené filtrace a metodu založenou na počtu průchodů nulou. Jelikož bude jejich realizace popisována, tak je neuvádím v této kapitole mezi ostatními detektory, ale věnuji jim samostatnou následující kapitolu (4).

3.2.1 METODA ZALOŽENÁ NA OBÁLCE SIGNÁLU

Jde o jednu ze základních metod vycházejících z principu analogového detektoru, kterou jsem zde zmínil spíše z ilustrativního hlediska pro ukázkou obecného postupu algoritmu detektoru. Signál je předzpracován pomocí filtrace pásmovou propustí se šířkou pásma zhruba 11-21 Hz. Takto zvolené mezní frekvence filtru vycházejí z předpokladu výskytu převážné části energie komplexu přibližně v pásmu 5-20 Hz a zároveň výskytu minimální energie rušení v tomto pásmu. Pro zvýraznění komplexů je možno signál následně umocnit na druhou a vyhladit dolní propustí, avšak takovéto vyhlazení není až tak efektivní. Proto je vhodnější použít výpočet *obálky signálu*. Obálka je absolutní hodnotou analytického signálu (komplexní signál), který získáme z původního (po průchodu PP), jednoduše vynulováním poloviny jeho spektra ve frekvenční oblasti. Využije se zde tedy DFT a následně IDFT, kdy obálkou je její absolutní hodnota (lze ovšem použít jen off-line). Tato obálka (je možné ji ještě umocnit) signálu je poté porovnána s prahem. Práh může být nastaven jako pevný, například pomocí učební fáze, kdy se vezme 40 % maxima z této fáze jako hodnota prahu. Tato fáze je doba na začátku, ve které se předpokládá výskyt alespoň jednoho komplexu QRS (např. 2 s). Zlepšení detektoru může být například zavedením adaptivního prahu, který by se měnil po každém detekovaném extrémě na jeho určitou procentuální část [4].



Obr. 4: Zjednodušené blokové schéma detektoru, založeném na obálce signálu



Obr. 5: Ukázka vypočtené obálky signálu (červeně) pro úsek signálu

3.2.2 METODA ZALOŽENÁ NA DIGITÁLNÍCH FILTRECH

Algoritmy založené na sofistikovanějších digitálních filtrech byly několikrát publikovány v různých modifikacích. Jejich podstata je především v principu předzpracování signálu pomocí různých typů filtrů a to lineárních i nelineárních. Následně proběhne kombinace výstupů z vybraných paralelně nebo sériově propojených filtrů [3].

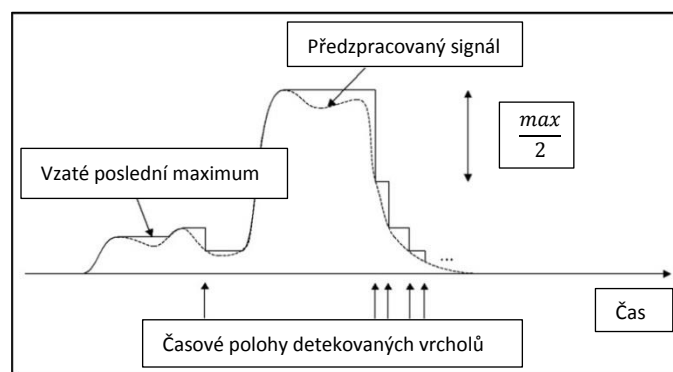
Autoři v [6] popsali algoritmus metody, která využívá filtraci signálu pomocí dvou paralelně spojených dolních propustí s rozdílnými mezními frekvencemi. Pro další zpracování signálu je nejprve vypočítán rozdíl mezi výstupy obou filtrů a tento rozdíl je následně použit pro výpočet dle vzorce

$$y(n) = y_1(n) \left[\sum_{k=-m}^m y_1^2(n+k) \right]^2. \quad (3.1)$$

Tato nelineární operace vede k vyhlazení extrémů a relativnímu potlačení malých hodnot. Práh je podle autorů počítán adaptivně podle rovnice

$$\theta = \frac{\max[z(n)]}{8}. \quad (3.2)$$

V [7] je předzpracování algoritmu tvořeno pomocí filtrace pásmovou propustí a difference jejího výstupu. Derivovaný signál je poté umocněn a průměrován. Takto předzpracovaný signál $z(n)$ je potom použit k porovnání s prahem v . Adaptivní práh je počítán z maxim předzpracovaného signálu. Proměnná prahu je vždy nastavena na hodnotu posledního maxima v předzpracovaném signálu a následně je s ním srovnávána. Jakmile se signál dostane pod hodnotu $v/2$, je detekován vrchol. Následně je hodnota prahu nastavena na aktuální hodnotu signálu ($v=z(n)$). Nastavená rozhodovací pravidla poté neuvažují jen detekované vrcholy, ale také odhadnutou úroveň šumu.



Obr. 6: Ukázka detekce z popsané metody (digitální filtry) [7]

I v dalších publikacích jsou rozebrány možnosti využití těchto metod v různých modifikacích. Nejenom využití jiných kombinací klasických filtrů (PP, DP, HP), ale také použití například filtrů mediánových [5].

3.2.3 METODA ZALOŽENÁ NA VLNKOVÉ TRANSFORMACI

V posledních letech se stále více prosazují principy založené na vlnkové transformaci (WT), které se vyznačují nejen vysokou spolehlivostí, ale jsou i dosti odolné vůči rušivým vlivům. Vlnková transformace popisuje signál z časově-frekvenčního hlediska v různých měřících, kdy každému z nich odpovídá jiný frekvenční rozsah.

Co se týče algoritmů založených na WT, v největší míře se využívá diskretní vlnkové transformace (DWT) a to s použitím dyadické banky filtrů. Většina vlnkových detektorů vychází z přístupu navrženého Malattem a Hwangem, který je možno najít v [8].

Autoři v [9] popsali navržený přístup detekce, který je založen na numerické realizaci spojitě vlnkové transformace (CWT). Zatímco u algoritmů využívajících dyadickou formu WT s diskretním časem se omezují pouze na měřítka mocniny dvou, CWT může být počítána pro měřítka jakýchkoliv hodnot. Vhodnou volbou měřítka lze také dosáhnout odolnosti vůči častému rušení (drift, síťový brum apod.). Spojitá WT je počítána pomocí vzorce

$$CWT(b, a) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \Psi^* \left(\frac{t-b}{a} \right) dt, \quad (3.3)$$

kde $\Psi(t)$ je mateřská vlnka, a značí měřítka a b je časový posun vlnky.

Je řada typů používaných mateřských vlnek pro detekci QRS. Autorům se jako vlnka s nejlepšími výsledky jevila vlnka *bior1.5* (z rodiny biortogonálních vlnek). Další odlišnost od ostatních algoritmů autoři využili při volbě měřítka, kdy našli pouze jedno optimální s hodnotou 15 na signálech s $f_{vz}=500$ Hz. Při transformaci dojde k přeměně extrémů původního signálu na průchody nulovou hladinou a inflexní body se transformují v extrémy.

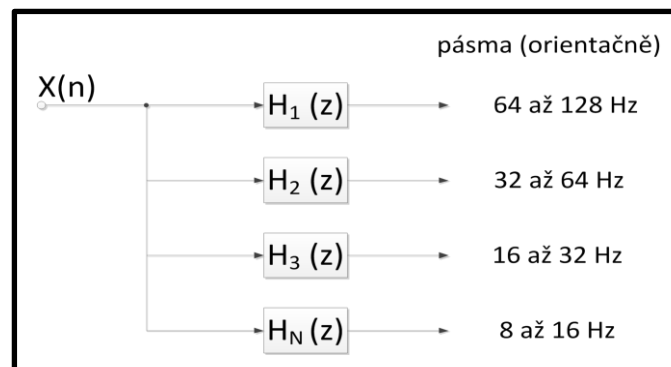
Při detekci se hledají dvojice opačných extrémů s větší absolutní hodnotou, nežli je hodnota prahu. Pokud jsou polohy těchto extrémů od sebe vzdáleny méně než 100 ms, průchod nulou mezi nimi je označen jako poloha komplexu. Jsou zde ještě korekční pravidla pro odstranění pozic ostatních vln komplexu. Jako správná poloha je brána

poloha první detekované vlny v rámci komplexu. Hodnota prahu ξ je počítána podle vzorce

$$\xi_{QRS} = 1,55 \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} . \quad (3.4)$$

3.2.4 METODA ZALOŽENÁ NA BANCE FILTRŮ

Je známo několik variant detektorů, které jsou založeny na tzv. vlnkových transformacích s diskretním časem. Ve své podstatě se jedná o rozklad signálu bankou filtrů. Dojde tedy k rozkladu signálu na pásma, která bývají vyjádřena v relativních kmitočtech f/f_{vz} . Jedna z variant, kterou je možno použít, je znázorněna na obrázku níže.



Obr. 7: Banka pásmových propustí pro detekci

V této variantě detektoru (viz. obrázek) je signál rozdělen na úseky určité délky, aby v každém byl obsažen alespoň jeden komplex. Bývá zvolen přibližně úsek dlouhý 2 s. V každém tomto úseku je poté stanoven práh např. jako určitá procentuální část absolutní hodnoty maxima a následně jsou úseky signálu filtrovány bankou filtrů. Nacházejí-li se potom ve dvou sousedních pásmech (v úseku signálu) nadprahové hodnoty ve stejné lokalitě, je považována za výskyt komplexu [4].

Autoři v [10] poreferovali o této metodě v jiné formě. Volili zde banku 32 filtrů, kdy byl signál EKG vyfiltrován do příslušných frekvenčních subpásem. Při samotné detekci předpokládali výskyt komplexu v pásmech w_l , $l=1, \dots, 4$. Z těchto pásem jsou pak určeny tři charakteristické rysy p_1, p_2 a p_3 dle vzorců

$$p_1(n) = \sum_{l=1}^3 |w_l(n)| , \quad (3.5)$$

$$p_2(n) = \sum_{l=1}^4 |w_l(n)| \quad (3.6)$$

a

$$p_3(n) = \sum_{l=2}^4 |w_l(n)| . \quad (3.7)$$

Z těchto charakteristických rysů, vypočtených ze subpásem, je pomocí sofistikované logiky jejich kombinacemi dosaženo získání poloh komplexů.

3.2.5 METODA ZALOŽENÁ NA NEURONOVÝCH SÍTÍCH

Využití neuronových sítí je dosti rozšířené v nelineárních aplikacích zpracování, klasifikace a optimalizace. V mnoha těchto aplikacích se přístup využívající neuronových sítí ukázal jako vhodnější, než dosud používané lineární metody. Pro zpracování signálu EKG jsou nejvíce využívány sítě MLP (multilayer perceptron), RBF (radial basis function) a LVQ (learning vector quantization) [5]. MLP je síť složená z vrstev vzájemně propojených neuronů, kdy každý z nich představuje funkci zpracování

$$y = f \left(w_o + \sum_{i=1}^N w_i x_i \right), \quad (3.8)$$

kde w_i je váha přiřazená vždy každému vstupu x_i a $f(\dots)$ je lineární či nelineární funkcí.

Co se týče sítě RBF, ta je dána funkcí

$$y(n) = \sum_{i=1}^N w_i \exp \left(- \frac{x(n) - c_i}{\sigma_i} \right), \quad (3.9)$$

kde $x(n)$ označuje vstupní hodnotu a číslo N , koeficienty w_i , centrální vektory c_i a standardní odchylky σ_i jsou parametry sítě. Exponenciála může být také zastoupena jinou funkcí. RBF sítě jsou spjaty s fuzzy logikou. LVQ je síť tvořena třemi vrstvami. Její podrobnější popis je uveden v [5].

Ve spojení s detekcí byly neuronové sítě v některých publikacích aplikovány na signály EKG jako nelineární adaptivní prediktory. Jsou založeny na předpovědi hodnoty signálu

v závislosti na jeho minulých hodnotách. Je zde využito změn predikce a náhlé zvýšení její chyby pro detekci QRS.

V [5] je také zmínka o použití LVQ sítě. Aplikace této sítě vedla jednak k detekci QRS a také k rozlišení extrasystol. Zatímco vstupní a kompetitivní vrstva obsahuje 20-40 neuronů, ve vrstvě lineární jsou obsaženy dva neurony korespondující s počtem výstupních tříd. Trénovací data byla brána z několika záznamů z databáze MIT/BIH. Autoři dále uvádějí, že sice nebylo dosaženo lepších výsledků než u klasických přístupů, ale po naučení byla síť schopna rychlých výpočtů a také rozpoznání mezi QRS a extrasystolami.

3.3 VYHODNOCOVÁNÍ METOD DETEKCE

Využití algoritmů pro softwarovou detekci komplexů QRS ve zdravotnických zařízeních vyžaduje samozřejmě určité hodnocení jejich výkonu. Podle [11] jsou využívány v zásadě dva parametry. Jedná se o senzitivitu (Se) a pozitivní prediktivitu (P^+) počítané jako

$$Se = \frac{TP}{TP + FN} \quad (3.10)$$

a

$$P^+ = \frac{TP}{TP + FP} , \quad (3.11)$$

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

Mimo to, aby bylo dosaženo dobrých a srovnatelných výsledků, hodnocení musí být prováděno na známých standardních databázích, jako je například databáze CSE.

Dalším parametrem, který souvisí právě se způsobem testování, je rozdělení detektorů QRS do třech skupin:

- *spolehlivé*: algoritmy byly otestovány na standardní databázi,
- *méně spolehlivé*: algoritmy byly testovány na části standardní databáze,
- *nespolehlivé*: algoritmy byly testovány a některé nestandardní databázi.

Jelikož srovnání výkonnosti algoritmů může proběhnout pouze v rámci jedné skupiny, což vypovídá pouze o možnosti jejich srovnání, nikoliv však o vlastní kvalitě daného algoritmu. Také dochází k diskriminaci starších algoritmů, jelikož v době jejich vzniku nebyly dané databáze k dispozici.

Detektory se z různých důvodů dopouštějí chyb a selhávají, a proto je důležité navrhnout detektor tak, aby byl odolný vůči nejvíce rozšířeným patologiím a rušením v signálech. Čím lépe je toho dosaženo, tím vyšších hodnot Se a P^+ tyto detektory nabývají.

4 REALIZOVANÉ METODY

V této kapitole jsou popsány mnou vybrané tři přístupy detekce QRS. Jejich realizace jsou nejdříve testovány na signálu 117 z databáze CSE (3svodová), aby na tomto problematickém signálu byly vhodně nastaveny parametry pro jejich další využití. Metoda je vždy zprvu rozebrána obecně a poté jsou přidány ukázky z její realizace v prostředí MATLAB.

4.1 METODA ZALOŽENÁ NA PŘIZPŮSOBENÉ FILTRACI

Metoda vychází ze souvislosti korelace s konvolucí, kdy filtrace přizpůsobeným filtrem má zde význam autokorelace. Vzájemná korelace dvou signálů může být realizována konvolucí, které předchází převedení jednoho z korelovaných signálů do reverzní podoby (vzorky jsou převráceny v čase). Pro tuto podkapitolu je čerpáno z [4]. Vzájemnou korelaci signálu $x(n)$ a $y(n)$ můžeme vyjádřit pomocí konvoluce podle rovnice

$$r_{yx}(n) = y(n) * x(-n). \quad (4.1)$$

Pokud bychom předpokládaly $x(n)$ jako krátký impuls známého tvaru (který chceme detekovat) a $y(n) = x(n) + w(n)$, kde $w(n)$ je šum. Potom bychom mohli psát

$$\begin{aligned} r_{yx}(n) &= y(n) * x(-n) = [x(n) + w(n)] * x(-n) = \\ &= r_{xx}(n) + r_{wx}(n), \end{aligned} \quad (4.2)$$

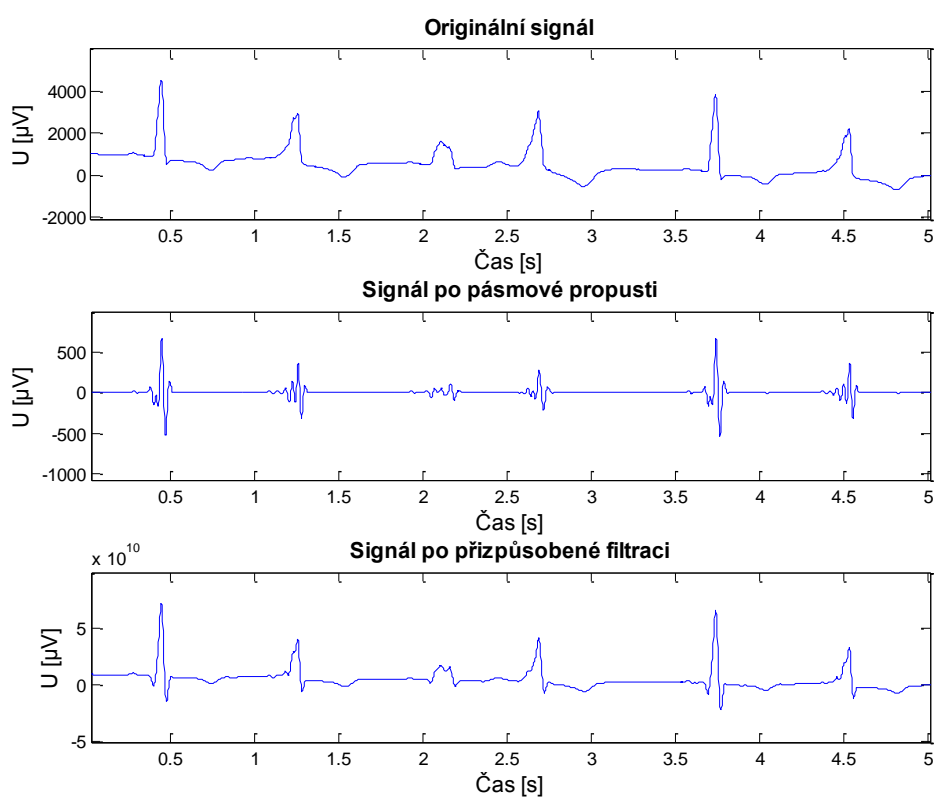
kde první člen znázorňuje autokorelaci hledaného impulsu a druhý vzájemnou korelaci impulsu se šumem, která v ideálním případě směřuje k nule. Autokorelaci lze pro impuls $x(n)$ spočítat podle

$$r_{xx} = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x(n)x(n - \tau), \quad (4.3)$$

kde $\tau = -(N - 1), \dots, -1, 0, 1, \dots, N - 1$. Je možno předpokládat její tvar v podobě útvaru s výrazným maximem (tedy autokorelačního píku v $\tau = 0$). Filtrace přizpůsobeným filtrem je tedy v podstatě výpočet vzájemné korelace signálu $y(n)$ s impulsní charakteristikou $x(-n)$, která je v podstatě reverzním úsekem signálu, který v něm chceme nadetektovat. Většinou se vezme jeden úsek výskytu QRS z předzpracovaného signálu a otočený v čase se použije jako impulsní charakteristika filtru. Následná vlastní detekce extrémů je provedena podle prahu, který může být pevný nebo adaptivní v závislosti na charakteru signálu. Pro lepší detekci může být signál před porovnáním s prahem ještě umocněn.

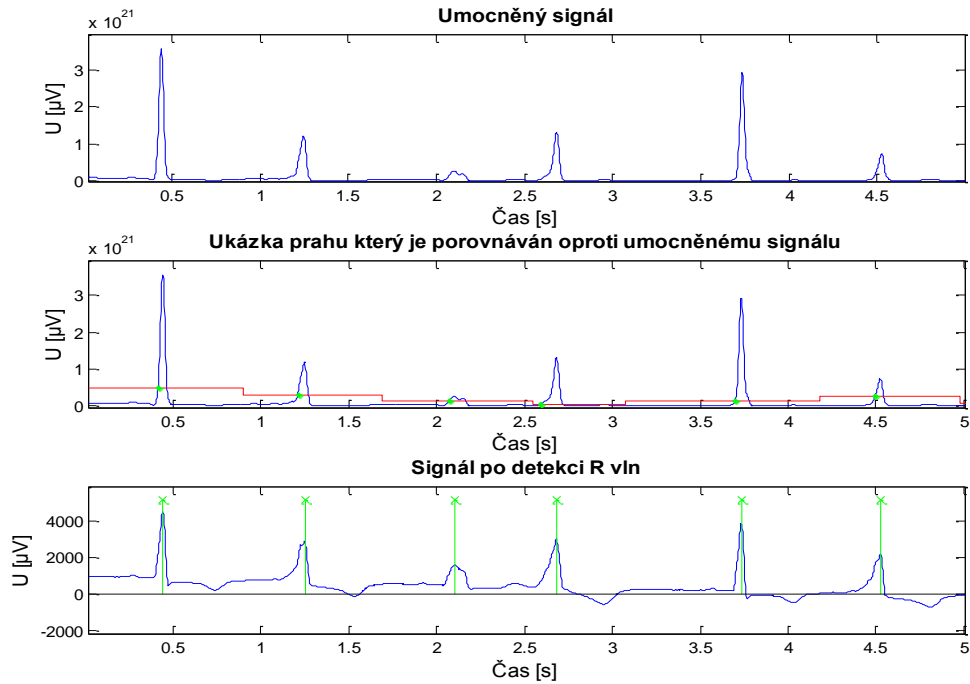
4.1.1 VLASTNÍ REALIZACE METODY

Nejdříve je signál předzpracován pásmovou propustí s mezními frekvencemi 15 – 40 Hz a následně je ve výstupním signálu nadetekované maximum z vybraného úseku. Obecně má komplex QRS trvání kolem 80 ms, záznam signálu je po výpočtu 10 s (5000/500), a tudíž z našeho signálu jde o přibližně 40 vzorků. Pro přizpůsobený filtr jsme vzali 10 vzorků na každou stranu od určeného maxima a tedy 21 vzorků dohromady pro impulsní charakteristiku, která je před použitím převrácena v čase. Na obrázku je vidět originální signál, signál po předzpracování filtrem PP a v poslední části signál po filtraci přizpůsobeným filtrem s vybranou impulsní charakteristikou (zobrazeno 5 s záznamu).



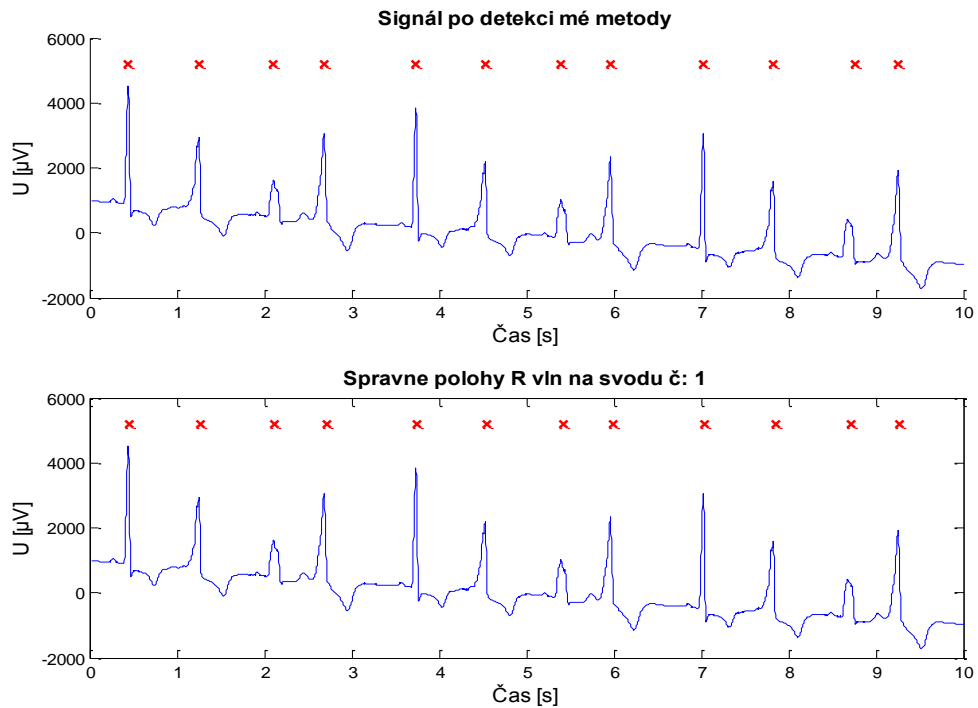
Obr. 8: Ukázka předzpracování (1. realizovaná metoda)

Dále je signál umocněn pro zvýraznění maxim a lepší detekci. Na tomto umocněném signálu následně proběhne porovnání s prahem a jsou vybrána maxima nacházející se nad ním. Zvolili jsme adaptivní práh, kdy po přechodu signálu přes práh je jeho hodnota po délku okna (240 vzorků) konstantní, a poté je nastavena na procentuální část směrodatné odchylky z okna předcházejícího. Inicializace první hodnoty prahu je stanovena na procentuální část směrodatné odchylky celého signálu. Na dalším obrázku je zobrazeno jednak porovnání s prahem a také nadetekované polohy komplexů (opět 5 s záznamu).



Obr. 9: Ukázka detekce porovnáním s prahem

Na posledním obrázku je srovnání detekce komplexů realizovanou metodou s referenčními hodnotami poloh, přiloženými k databázi.



Obr. 10: Srovnání mojí detekce s referenčními polohami

4.2 METODA ZALOŽENÁ NA DIFERENCÍCH

Jde o jedny z nejstarších přístupů detekce, kterých je používáno především ve starších algoritmech. Využívá se zde diference, která má charakter filtrace horní propustí. Pro detekci je především využito vlastností diference, která zvýrazní strmost hran v signálu (tedy komplexu QRS) pro jeho následnou detekci. Pro tuto podkapitolu je čerpáno z [5]. Existuje řada těchto algoritmů, kdy možnosti výpočtu první diference jsou různé. Mezi ně patří

$$y_1(n) = x(n+1) - x(n-1) , \quad (4.4)$$

$$y_1(n) = 2x(n+2) + x(n+1) - x(n-1) - 2x(n-2), \quad (4.5)$$

nebo

$$y_1(n) = x(n) - x(n-1) . \quad (4.6)$$

Některé algoritmy nevyužívají jenom diference první, jako předzpracovaného signálu ($y_1(n)=z(n)$), ale počítají ještě druhou diferencí, která je v nich pro detekci jistým způsobem využita. Možnost jejího výpočtu je

$$y_2(n) = x(n+2) - 2x(n) + x(n-2) . \quad (4.7)$$

Jedním ze způsobů využití diferencí, zmiňují autoři jako výpočet lineární kombinace vyhlazené první diference a absolutní hodnoty diference druhé

$$z(n) = \tilde{y}_1(n) + |y_2(n)| , \quad (4.8)$$

kde

$$\tilde{y}_1 = \{0.25, 0.5, 0.25\} * |y_1(n)| \quad (4.9)$$

a * značí lineární konvoluci. Dalším zmíněným způsobem je lineární kombinace absolutní hodnoty první a druhé diference, vypočítaná podle

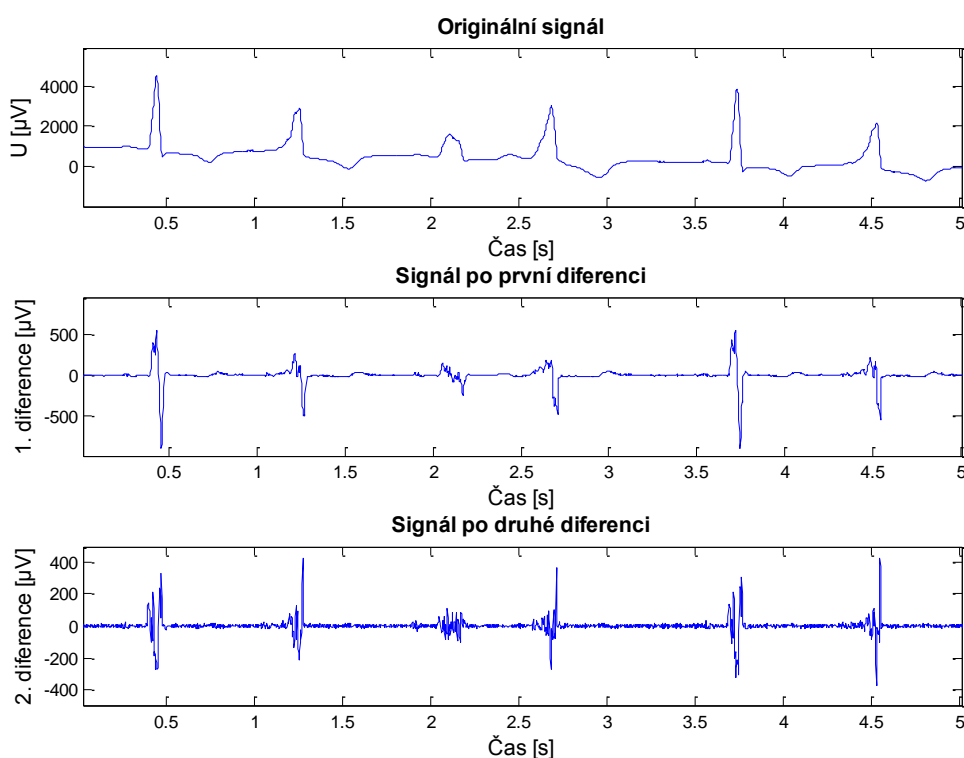
$$z(n) = 1.3|y_1(n)| + 1.1|y_2(n)| . \quad (4.10)$$

Následná detekce je provedena porovnáním předzpracovaného signálu, kterým tedy může být jednak samotná první diference nebo potom i některá ze zmíněných kombinací s prahem. Práh je ve většině případů pro zlepšení účinnosti počítán adaptivně v závislosti na signálu a mění se tedy podle jeho chování v daném segmentu. V dalším kroku mohou být přítomny ještě pravidla pro omezení počtu falešně pozitivních detekcí.

V [12] je uveden princip využití lineární kombinace ze vzorce 4.10. $Z(n)$ je zde skenován, dokud není stejný nebo nepřekročí hodnotu prahu. Pokud je tato podmínka pro určitý bod signálu splněna, vezme se následujících osm bodů a ty jsou také srovnány s prahem. Jestliže je z těchto osmi bodů alespoň šest stejných nebo větších než práh, může jeden z nich být součástí komplexu QRS. Nevýhodou algoritmu je velká citlivost na rušení.

4.2.1 MNOU NAVRŽENÝ POSTUP DIFERENČNÍ METODY

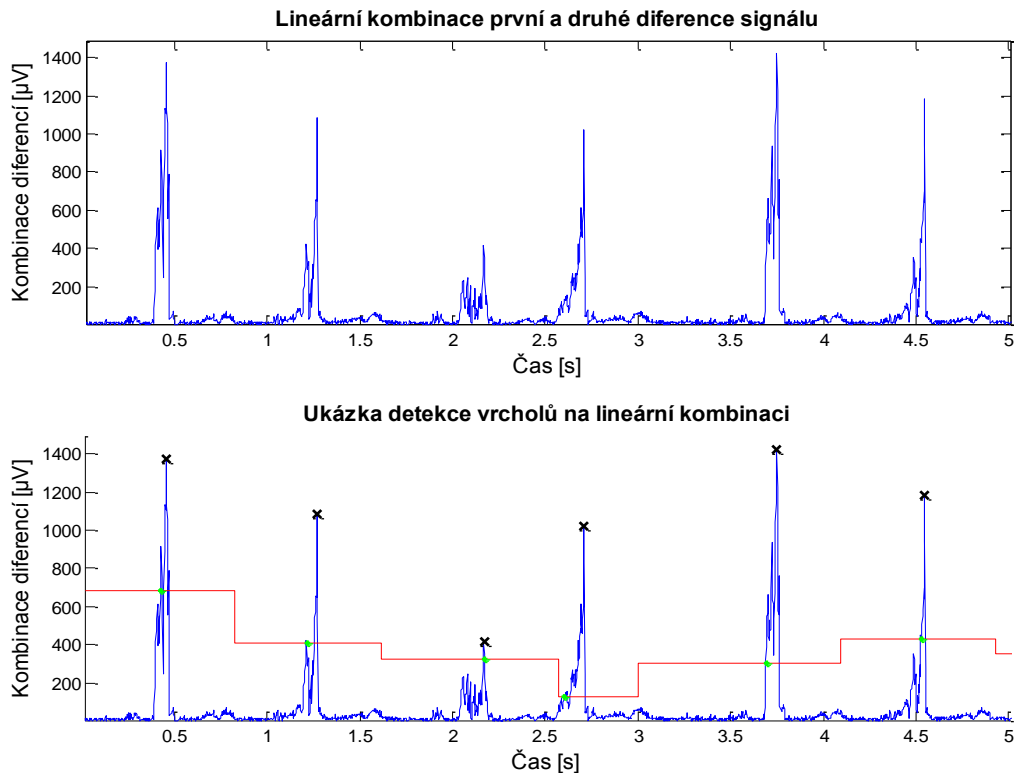
Pro realizaci diferenčně založeného detektoru, jsou využity některé operace uvedené výše. V prostředí MATLAB byl navržen postup, ve kterém je využita lineární kombinace první a druhé diference dle vzorce 4.10. Tyto diference jsou spočteny pomocí vzorců 4.4 a 4.7. Na obrázku je ukázka pěti sekund záznamu ze signálu 117 a jeho vypočtená první a druhá diference.



Obr. 11: Signál a jeho diference (2. realizovaná metoda)

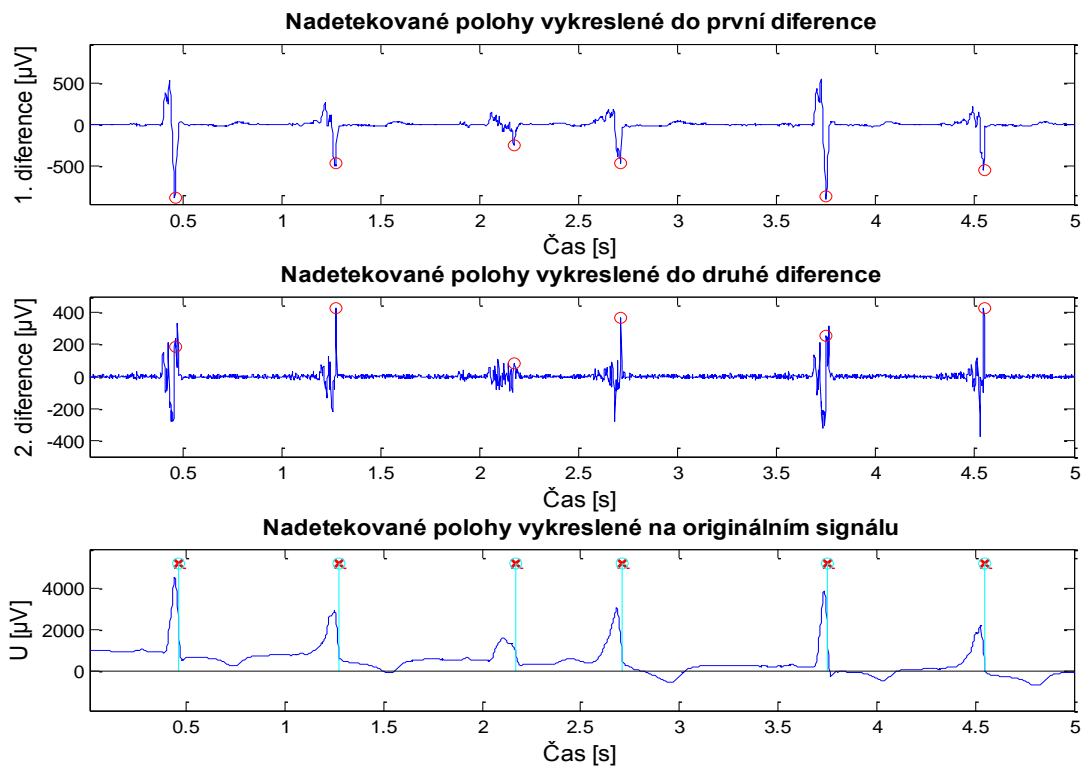
V dalším kroku je vypočtena lineární kombinace, která je využita pro detekci přibližné polohy komplexu QRS. Nepoužívali jsme postup tak jako autoři v [12], ale nechali jsme nadetkovat maxima vrcholů této kombinace. Tyto polohy se jevily jako postačující a jsou nadále brány jako polohy komplexu. Na dalším obrázku je zobrazena detekce extrémů na lineární kombinaci a také princip jejího porovnání s prahem. Zelené body jsou místa, kde

aktuální hodnota prahu narazí na porovnávaný signál a následně je konstantní v okně o 200 vzorcích, tedy v úseku signálu o délce 400 ms. Na konci tohoto okna je hodnota prahu nastavena na 30 % z jeho maxima. Počáteční hodnota prahu je nastavena na 50 % z maxima počátečního úseku signálu o délce 2,5 s. Zobrazený signál níže je polovina lineární kombinace, tedy 5 s záznamu (pro lepší viditelnost).

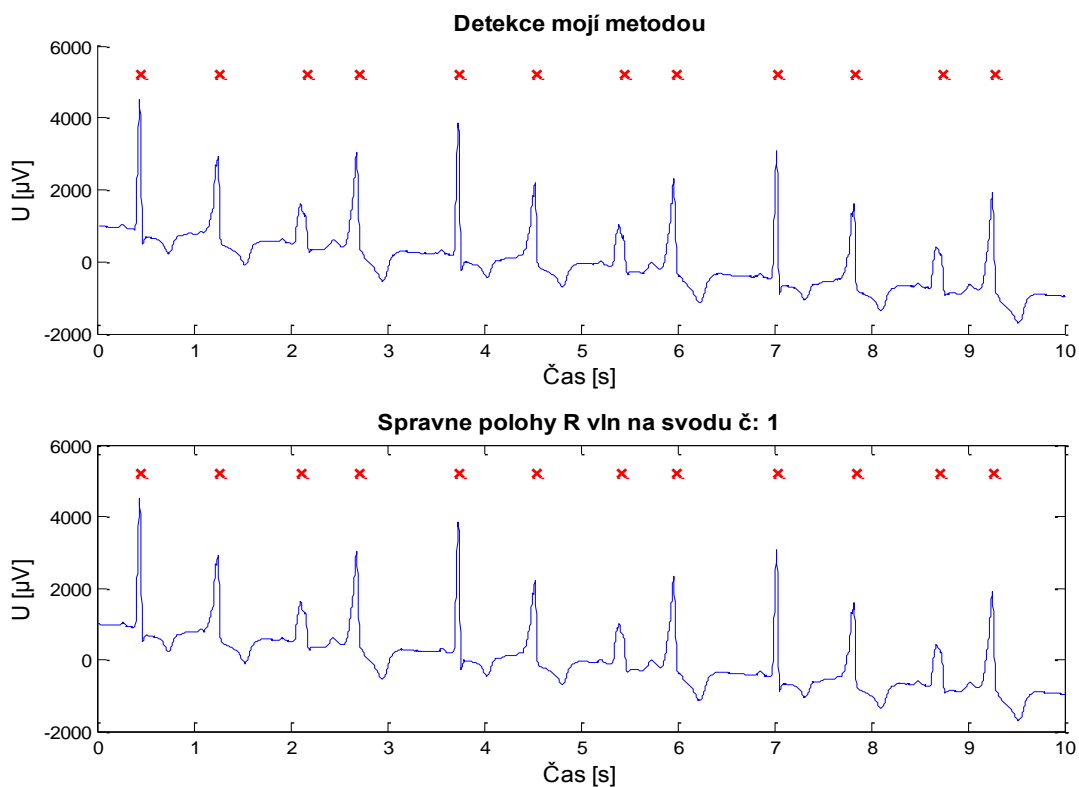


Obr. 12: Detekce maxim na lineární kombinaci diferencí

Pro zajímavost jsou vykresleny polohy maxim do první a druhé diference signálu, a jak je vidět, tyto polohy zhruba odpovídají specifickým pozicím v nich (viz obrázek 13). V posledním kroku jsou porovnány nadetekované pozice vykreslené na originálním signálu, s pozicemi, které jsou přiloženy k databázi jako referenční.

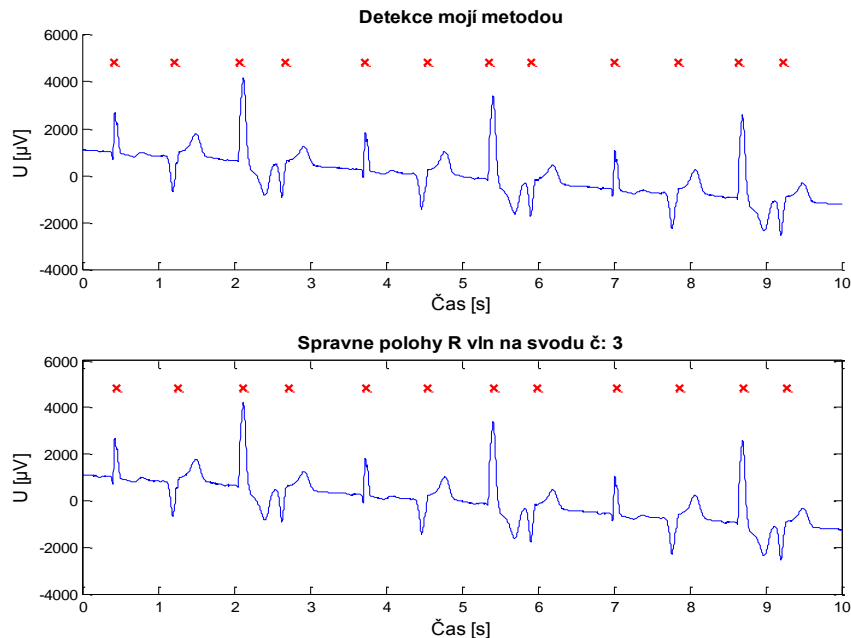


Obr. 13: Ukázka nadetekovaných maxim



Obr. 14: Ukázka srovnání mojí detekce se správnými polohami

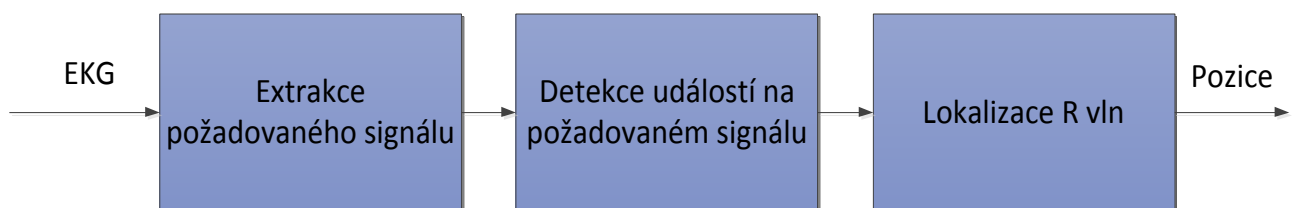
Veškeré obrázky, které jsou dosud zobrazeny, jsou z prvního svodu signálu č. 117. V ostatních svodech je však tato metoda také vcelku spolehlivá i přes jejich „nepříznivý“ charakter. Na následujícím obrázku jsem nechal vykreslit nadetekované polohy na druhém svodu signálu č. 117.



Obr. 15: Ukázka detekce na třetím svodu

4.3 METODA ZALOŽENÁ NA POČTU PRŮCHODŮ NULOU

Jde o jeden z nových přístupů, který je založený na počtu průchodů přes nulovou hladinu za určitý segment v signálu. Výpočet „předzpracovaného“ signálu (počet průchodů) je vcelku odolný vůči šumu a také vůči morfologickým patologiím. Je prokázáno, že metodu lze využít pro výpočetně jednoduchý algoritmus s vysokým detekčním účinkem. Sofistikovanost této metody je především v extrakci požadovaného signálu (počet průchodů nulou), který je následně využitý pro porovnání s prahem. Postup celé metody lze rozdělit do tří hlavních fází, které jsou zobrazeny i níže v blokovém schématu. K celé podkapitole je čerpáno z [13].



Obr. 16: Blokové schéma metody založené na průchodech nulou

První fází je extrakce požadovaného signálu, kdy se jedná o signál znázorňující počet průchodů nulou. Samotná extrakce zahrnuje několik dalších neodmyslitelných kroků. V první řadě je signál EKG filtrován pásmovou propustí s mezními frekvencemi přibližně 10-40 Hz a lineární impulzní charakteristikou. Tím je signál zbaven nežádoucích složek a je možné s ním dále pracovat. Následně je pro zvýšení kvality provedena nelineární transformace filtrovaného signálu podle rovnice

$$y(n) = \text{sign}(x_f(n)) x_f^2(n), \quad (4.11)$$

kde x_f je filtrovaný signál a $y(n)$ je vypočtená transformace. Ta je později využita pro lokalizaci vlny R. Jelikož takto upravený signál neobsahuje vysokofrekvenční složku, je potřeba ji k signálu přičíst. Po přičtení se v oblasti kde není přítomen komplex QRS objeví mnoho průchodů nulou. V místech jeho výskytu se průchody nulou vyskytují daleko méně. Tato složka je počítána ze vzorce

$$b(n) = (-1)^n K(n), \quad (4.12)$$

kde $K(n)$ značí amplitudu vysokofrekvenční složky.

Je velice důležité, aby vysokofrekvenční signál byl vhodný a jeho charakter splnil požadavky metody. Pokud by amplituda byla příliš velká, průchody přes nulovou hladinu by byly v celém signálu stejné. Naopak, kdyby byla amplituda malá, signál by se jevil pouze jako zašuměný a průchody by nebyly dosti patrné pro správnou klasifikaci. Proto je nezbytné, aby byla amplituda vhodně odvozena. V [13] použily odvození přímo z absolutní hodnoty amplitudy transformovaného signálu $y(n)$ podle vzorce

$$K(n) = \lambda_k K(n-1) + (1 - \lambda_k) |y(n)| c, \quad (4.13)$$

kde $\lambda_k \in (0; 1)$ je faktor zapomínání a c je konstanta autory stanovena na hodnotu 4. Pro detekci a počítání průchodů existuje několik metod. Autoři využili rovnici

$$d(n) = \left| \frac{\text{sign}[z(n)] - \text{sign}[z(n-1)]}{2} \right|. \quad (4.14)$$

Následně jsou hodnoty $d(n)$ použity pro výpočet počtu průchodů podle rovnice

$$D(n) = \lambda_D D(n-1) + (1 - \lambda_D) d(n), \quad (4.15)$$

kde $\lambda_D \in (0; 1)$ je faktor zapomínání. Jde v podstatě o operaci filtrace dolní propustí, která je na rozdíl od jiných možností jejího provedení, podstatně lépe nastavitelná a méně paměťově náročná.

Ve druhé fázi, jde o detekci událostí pomocí porovnání požadovaného signálu s vypočteným prahem, který je z něj efektivně odvozen podle vzorce

$$\theta(n) = \lambda_\theta \theta(n-1) + (1 - \lambda_\theta) D(n) \quad , \quad (4.16)$$

kde $\lambda_\theta \in (0; 1)$ reprezentuje faktor zapomínání.

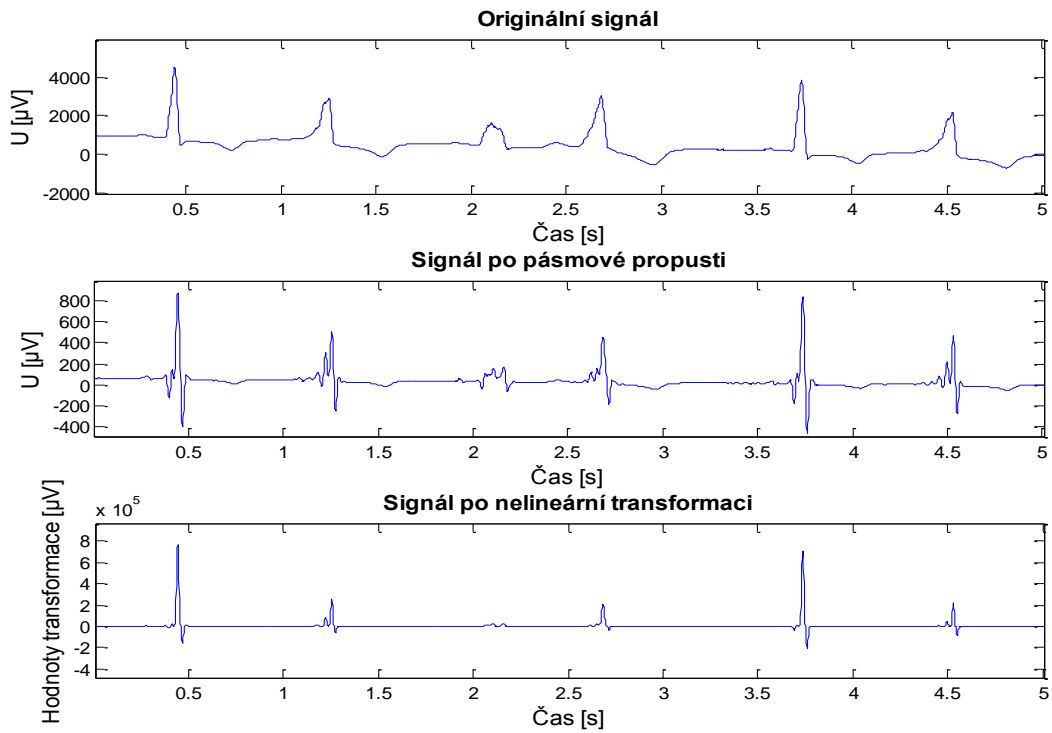
Jakmile požadovaný signál klesne pod tento práh, počátek události je detekován a následně po jeho návratu nad hodnotu prahu je detekovaný konec události. Existují ještě korekční pravidla pro odstranění vícečetných událostí, které jsou založeny na podmínce pro přípustnou vzdálenost událostí mezi sebou.

Jak již bylo uvedeno, v poslední fázi jsou zjištěné události využity pro detekci vlny R v transformovaném signálu $y(n)$. Princip je takový, že se vezme pozice začátku a konce události a v tomto intervalu je vybrána nejvyšší hodnota. Jelikož poloha srdce má velký vliv na amplitudu a charakter vlny R, kombinuje se zde absolutní hodnota maxima a minima a pokud je tedy hodnota minima v absolutní hodnotě vyšší než hodnota maxima během události, je jeho pozice označena jako poloha vlny R.

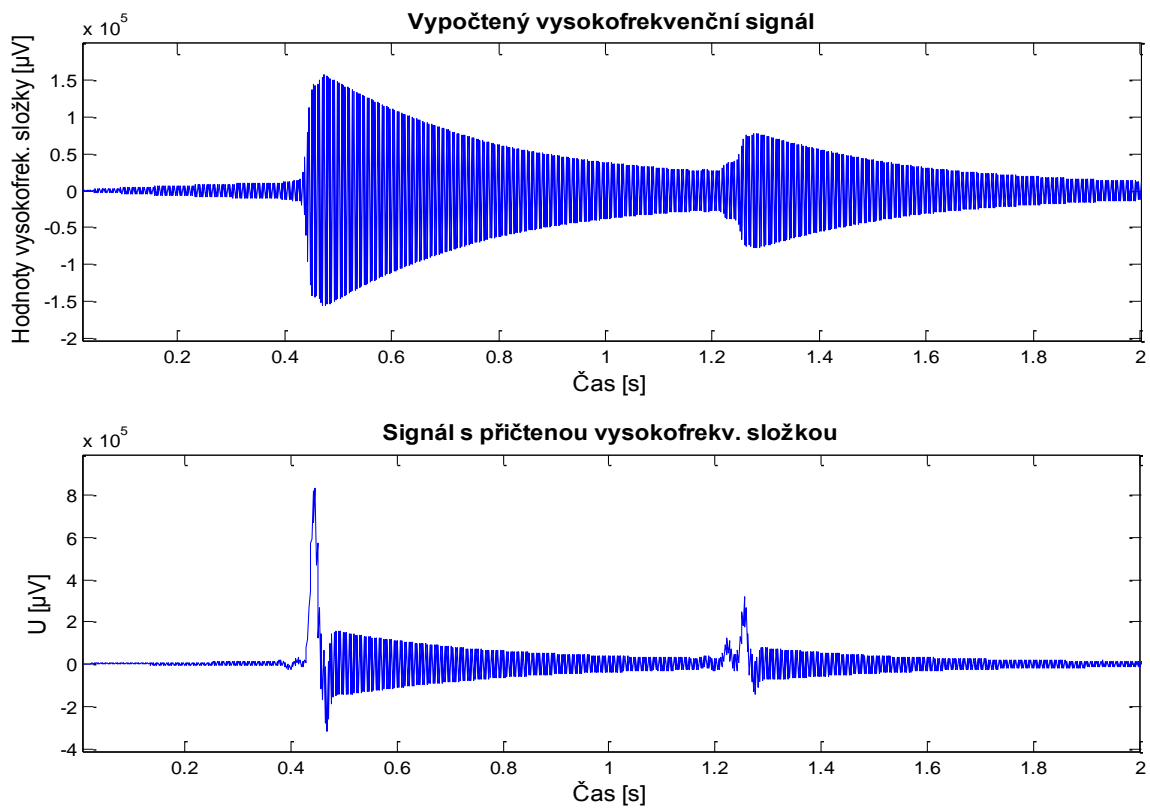
4.3.1 UKÁZKA MOJÍ REALIZACE METODY

Při této metodě jsme postupovali podle výše uvedeného postupu. Princip se ukázal jako zajímavý a také vcelku spolehlivý pro detekci na signálu 117. Následně jsou vloženy vykreslené situace, které postupně poukazují na postup algoritmu.

Na prvním obrázku je znázorněn jednak originální signál z prvního svodu, dále signál po filtraci PP (18-45 Hz) a také ukázka jeho nelineární transformace (5 s ze záznamu). Na druhém je potom vidět vypočtená vysokofrekvenční složka a její součet s transformovaným signálem. Je zde názorně vidět, že během komplexu QRS se zde nevyskytují průchody nulou (jsou ukázány 2 s záznamu, aby byla vysokofrekvenční složka viditelná).

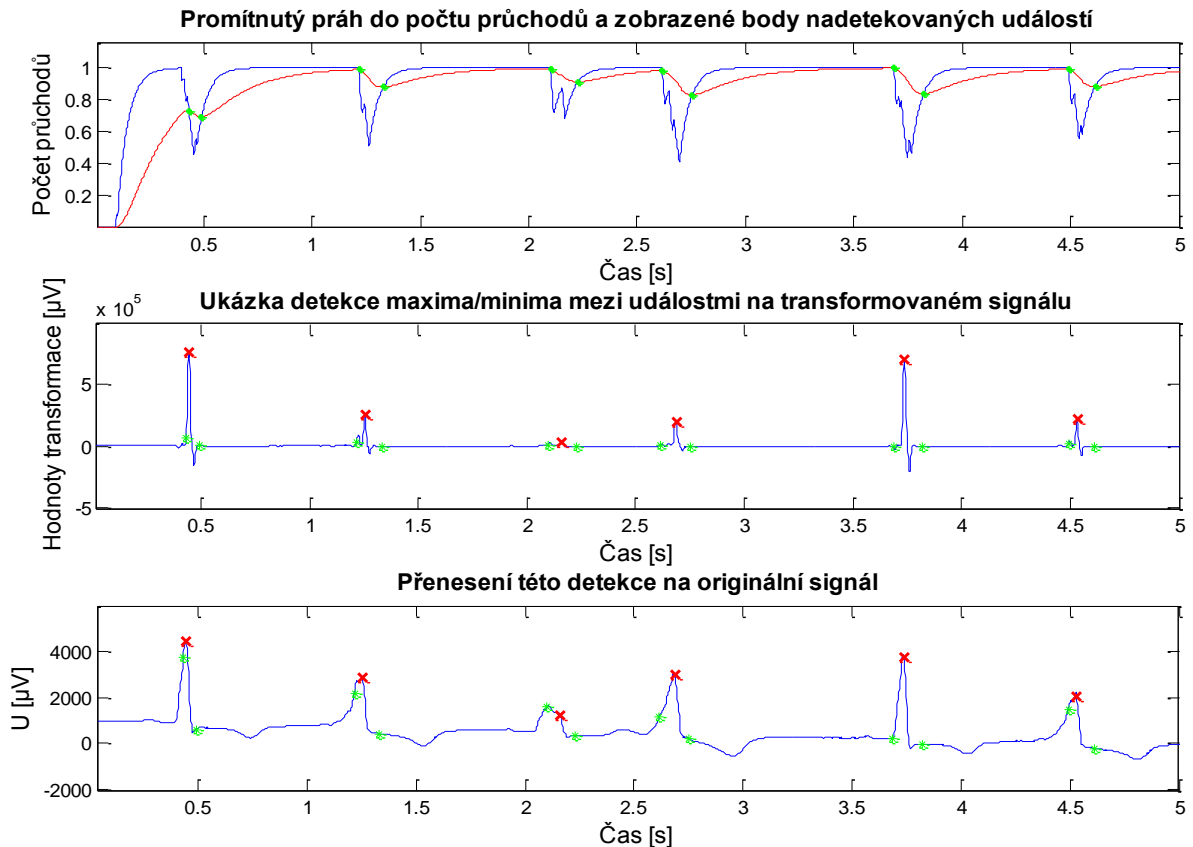


Obr. 17: Filtrace a transformace signálu u mé 3. metody



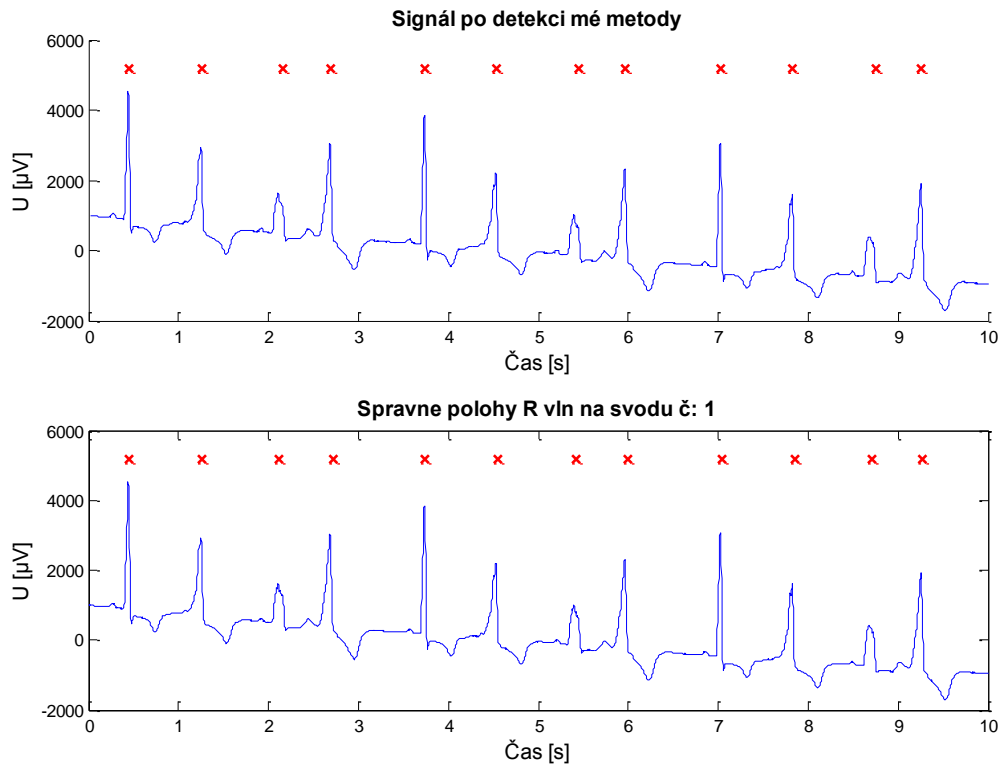
Obr. 18: Vysokofrekvenční složka a součet s $y(n)$

Na obrázku níže je v první části ukázán vypočtený práh (červeně) a jeho porovnání s počtem průchodů nulou. Je zde možné také vidět detekci událostí (zelené body) a v druhé části potom přenesení jejich pozic pro detekci minima/maxima jako polohy vlny R (v tomto svodu jsou v transformaci vždy maxima větší než minima). V poslední části obrázku je pro zajímavost postup detekce událostí a maxim přenesen do originálního signálu a jak je vidět téměř vždy se jedná o polohu maxima komplexu QRS (tedy vlny R).



Obr. 19: Postup detekce událostí a také polohy QRS

Podle mého názoru je tato metoda velmi zajímavá a její algoritmus není složitý, jelikož jsou při postupu vypočítávány jednotlivé kroky (např. vysokofrekv. složka, práh atd.) přímo z transformovaného signálu, a tedy se v nich promítá jeho charakter. Výsledky detekce se jeví jako velmi solidní a spolehlivé. Na posledním obrázku této podkapitoly je zobrazeno srovnání detekce touto metodou s očekávanými výsledky (tedy polohami přiloženými k databázi).



Obr. 20: Srovnání detekce s referenčními hodnotami

5 SHLUKOVÁ ANALÝZA A VYUŽITÍ

Pod termín shluková analýza lze zahrnout řadu algoritmů a metod pro seskupení objektů do určitých kategorií. Obecně se v mnoha oblastech lze setkat s otázkou, jak organizovat zkoumaná data do smysluplných struktur. Jinými slovy shlukování je v podstatě nástroj pro průzkumnou analýzu dat, který je zaměřen na třídění různých předmětů do skupin způsobem, kdy stupeň asociace mezi dvěma objekty je maximální v případě, že patří do skupiny stejné a minimální pokud je tomu jinak. Vzhledem k výše uvedenému, analýza může být použita pro nalezení struktury v datech bez vysvětlení, proč existují. Informace k této kapitole byly čerpány z [14] a [15].

Co se týče statistické významnosti testování, ve skutečnosti shluková analýza není typický statistický test, ale jde o „sbírku“ různých algoritmů, které seskupují objekty podle dobře definovaných podobnostních pravidel. Na rozdíl od mnoha jiných statistických postupů, shlukovou analýzu většinou využijeme tehdy, když nemáme žádné předem dané hypotézy.

Techniky této analýzy byly použity pro celou řadu výzkumných problémů. Například použití v medicíně pro strukturalizaci různých onemocnění, možnosti jejich terapií nebo jejich symptomů vede k velmi užitečné klasifikaci. V oblasti psychiatrie pak správná kategorizace symptomů často vede k lepší úspěšnosti při léčbě. Dále se například archeologové pokoušeli využitím některé metody analýzy o vytvoření taxonomie kamenných předmětů a dalších nálezů. Obecně platí, že pokud je potřeba klasifikovat velké množství informací do smysluplných a přehledných skupin, shluková analýza je skvělým nástrojem.

5.1 POSTUPY PŘI SHLUKOVÉ ANALÝZE

V této podkapitole se omezím na metody aglomerativní, které patří do skupiny postupů hierarchických, a tedy nabízejí více alternativních řešení pro vyjádření dendrogramy (stromy). Aglomerativní metody vycházejí z principu, kdy se začne od jednotlivých objektů, které se postupně seskupují do složitějších shluků. Tyto metody mají základní kostru jejich postupu obsahujících 6 kroků:

- 1) Získání matice dat (změřených znaků)
- 2) Standardizace matice dat (vhodná úprava)
- 3) Výpočet matice podobností (vzdálenosti mezi objekty)
- 4) Realizace shlukové metody
- 5) Přerovnání dat a matice podobností
- 6) Výpočet korelačního koeficientu

V prvním kroku jde tedy o sestavení matice naměřených dat, kdy v řádku jsou objekty (tedy např. lidé, rostliny) a ve sloupcích jsou jejich atributy (tedy znaky, např. výška, váha, barva). Další krok pro standardizaci těchto dat je volitelný, avšak je vhodný jelikož v řadě případů je rozsah hodnot jednotlivých atributů velký a mohl by ovlivnit vzájemné podobnosti. Pomocí standardizace jsou ale atributy převedeny na bezrozměrné a vhodnější pro další postup. Nejpoužívanější standardizační funkcí je

$$z_{ij} = \frac{(x_{ij} - \mu_i)}{\sigma_i}, \quad (5.1)$$

kde i ...atribut a j ...objekt. Střední hodnota i -tého atributu je dána vzorcem

$$\mu_i = \frac{\sum_{j=1}^N x_{ij}}{N} \quad (5.2)$$

a směrodatná odchylka potom

$$\sigma_i = \sqrt{\frac{\sum_{j=1}^N (x_{ij} - \mu_i)^2}{N - 1}}. \quad (5.3)$$

Pro nové atributy následně platí $-2 \leq z_{ij} \leq 2$ a střední hodnoty jsou 0 a odchylky 1. Existuje řada dalších technik standardizace dat, které zde nebudu všechny popisovat. Souborně je však lze shrnout pod názvy Q-analýzy a R-analýzy. Co se týče Q-analýzy, pod ni spadají techniky pro konverzi atributů (patří sem i výše popsaná) a pod R-analýzu spadají techniky, které postupují opačně, tedy v tom smyslu, že operace jsou prováděny na sloupcích (objektech) a nikoliv na řádcích (atributech).

Dalším krokem je výpočet matice podobností (vzdáleností) mezi jednotlivými páry objektů. Vstupem pro tuto operaci je právě matice daných atributů, nebo jejich standardizovaných hodnot. Vzdálenosti bývají počítány jako euklidovské podle rovnice (pro n atributů)

$$e_{jk} = \sqrt{\sum_{i=1}^n (x_{ij} - x_{ik})^2}. \quad (5.4)$$

Existují i jiné možnosti výpočtů vzdáleností mezi objekty, které mají některé výhody použití. Za zmínění stojí například výpočet Manhattanových nebo Chebychevových vzdáleností.

V kroku následujícím je použito některé z metod shlukování pro vytvoření stromové struktury (dendrogramu), která je vhodným nástrojem pro snadnou orientaci ve vzájemných

podobnostech studovaných objektů. Opět existuje několik významných a používaných metod pro vytváření shluků. Nejvýznamnějšími jsou metody UPGMA, CLINK, SLINK a mnoho dalších, které nebudu blíže zmiňovat (UPGMC, WARD, WPGMA apod.).

Metoda **UPGMA** (Unweighted pair-group average) je založena na principu počítání nové vzdálenosti mezi vytvářenými shluky, jako aritmetický průměr vzdáleností mezi všemi možnými páry ve shlukovaných skupinách. Tato metoda se jeví jako efektivní pokud objekty tvoří přirozeně zřetelné shluky, avšak též u prodloužených typů shluků. Metoda **SLINK** (Single Linkage) neboli metoda nejbližšího souseda, shlukuje postupně skupiny na základě výběru minimální vzdálenosti mezi možnými páry ve shlukovaných skupinách. Metoda **CLINK** (Complete Linkage) neboli metoda nejvzdálenějšího souseda naopak bere z možných párů vzdálenosti největší. Je nevhodná pro analýzu kdy mají shluky tendenci tvořit podlouhlé řetězce.

V pátém kroku, který není nutný, se může matice vzdáleností přerovnat podle znázorněného stromu. Jde však pouze o přeskládání hodnot v matici a tato organizace napomáhá zvýraznit podobnosti mezi objekty.

V kroku posledním se provede výpočet korelačního koeficientu, který nám poslouží jako ukazatel míry zkreslení způsobeného vytvořením stromové struktury, která reprezentuje data stejně tak jako matice vzdáleností (možných párů). V ideálním případě, by matice vzdáleností a stromová struktura představovali data stejná. Pokud si konvertujeme data z dendrogramu do matice a srovnáme ji s daty matice vzdáleností, jejich hodnoty se v malé míře liší. Dojde tedy ke srovnání hodnot vzdáleností mezi páry z původní matice a mezi páry z matice odvozené ze stromové struktury vypočtením korelačního koeficientu. Data z obou matic jsou nejprve podle korespondujících hodnot párů vynesena do seznamu pod sebe kde ve sloupci X jsou hodnoty z původní a ve sloupci Y hodnoty z konvertované matice. Potom je koeficient určen podle rovnice

$$r_{xy} = \frac{\sum xy - \frac{1}{n} (\sum x)(\sum y)}{\sqrt{\left[\sum x^2 - \frac{1}{n} (\sum x)^2\right] \left[\sum y^2 - \frac{1}{n} (\sum y)^2\right]}} , \quad (5.5)$$

kde n je počet řádků v seznamu, tedy počet možných párů. V ideálním případě by r_{xy} byl roven 1. Mnoho oborů bere hodnotu koeficientu $r_{xy} \geq 0,8$ za přijatelné zkreslení dendrogramem.

5.2 VYUŽITÍ ANALÝZY PRO KOMBINOVÁNÍ METOD

Pro zlepšení detekce komplexů QRS lze vhodně použít některou z metod shlukové analýzy. Jelikož zadání mé práce bylo navrhnout 3 odlišné typy detektorů, nabízí se možnost pro využití shlukové analýzy jednak pro kombinaci těchto metod na každém svodu, ale také pro kombinaci všech jednotlivých svodů signálu dohromady. Při analýze jsou vstupní data reprezentována nadetekovanými pozicemi komplexů ze tří metod, které jsou dále zpracovány jednou z hierarchických aglomerativních metod. Výsledkem je stromová struktura, která svými shluky reprezentuje podobnosti mezi objekty (pozicemi). Při analýze pro každý svod zvláště, by v ideálním případě obsahoval každý shluk 3 objekty (tedy pozice ze tří metod). Není to však pravidlem, a proto je analýza vhodná pro zlepšení detekce, kdy se kombinací naleznou ve svodu i ty komplexy, které některá z metod samostatně nezachytila. Kritériem shlukové analýzy je minimální vzdálenost (časový úsek) mezi objekty, pod kterou když padnou, jsou seskupeny do společného shluku. Poté je ze skupiny shluků obsahujících nadpoloviční počet objektů (více než 1) vybrán jeden objekt jako medián z hodnot ve shluku a tyto mediány jsou globálními pozicemi komplexů QRS. Tím je tedy dosaženo zlepšení detekce v daném svodu při zkombinování tří metod. Analýza by byla vhodná i pro použití ke kombinaci všech svodů dohromady. V tomto případě by se místo tří metod pro každý svod kombinovaly pozice nadetekované metodami na všech 15 svodech pro daný signál, což by znamenalo, že v každém shluku, by ideálně bylo 45 objektů (tedy $3 * 15$ svodů).

6 POPIS TESTOVÁNÍ A DOSAŽENÉ VÝSLEDKY

V praktické části bakalářské práce bylo dalším úkolem otestovat navržené metody detekce QRS na celé databázi a za pomoci shlukové analýzy dosáhnout zlepšení detekční účinnosti. Nejprve se začali projevovat nedostatky v samotném nastavení a provedení daných přístupů. Při testování na celé databázi jsme tedy museli některé parametry a hodnoty konstant u příslušných metod vhodně přenastavit a vyladit je tedy tak, aby se detektory jevíly co nejlépe vzhledem k účinnosti na kompletní databázi CSE (všech 15 svodů) a ne pouze pro jednotlivé signály.

V metodě průchodů nulou byly upraveny hodnoty některých konstant, které zde vystupovaly jako faktory zapominání v jednotlivých krocích výpočtu prahu, počtu průchodů apod. U metody přizpůsobeného filtru byly upraveny meze pásmové propusti použité ve fázi předzpracování a následně i procentuální hodnota adaptivního prahu, který se zde nastavuje na procentuální část směrodatné odchylky úseku signálu. V posledním principu detekce, založeném na lineární kombinaci absolutních hodnot první a druhé diference jsme nejprve na začátek metody zařadili pásmovou propust s mezními hodnotami 0,67 – 100 Hz, která zde nemá význam předzpracování ve smyslu zvýraznění komplexů QRS a potlačení ostatních složek signálu, ale je zde pouze pro odstranění kolísání nulové izolinie, která se u některých signálů výrazně projevila a zhoršila účinnost detektoru. Horní hranice nijak výrazně signál EKG neovlivní a odstraní jen vysokofrekvenční šum. Při následném ladění metody byla potom hodnota této meze ještě snížena (přibližně na 70 Hz), aby byly výsledky ještě vhodnější. Dále jsme pozměnili hodnoty konstant vystupujících ve výpočtu lineární kombinace první a druhé diference (vzorec 4.10). V prvotním nastavení byly hodnoty těchto konstant 1,3 a 1,1. Po úpravě jsme však jako nejvhodnější hodnoty vybrali 0,9 a 0,11. Z těchto hodnot je možno také vyvodit závěr, že druhá diference se na lineární kombinaci podílí méně než při původním nastavení, převzatém od autorů. Otestováním samostatných metod na kompletní databázi bylo dosaženo těchto výsledků:

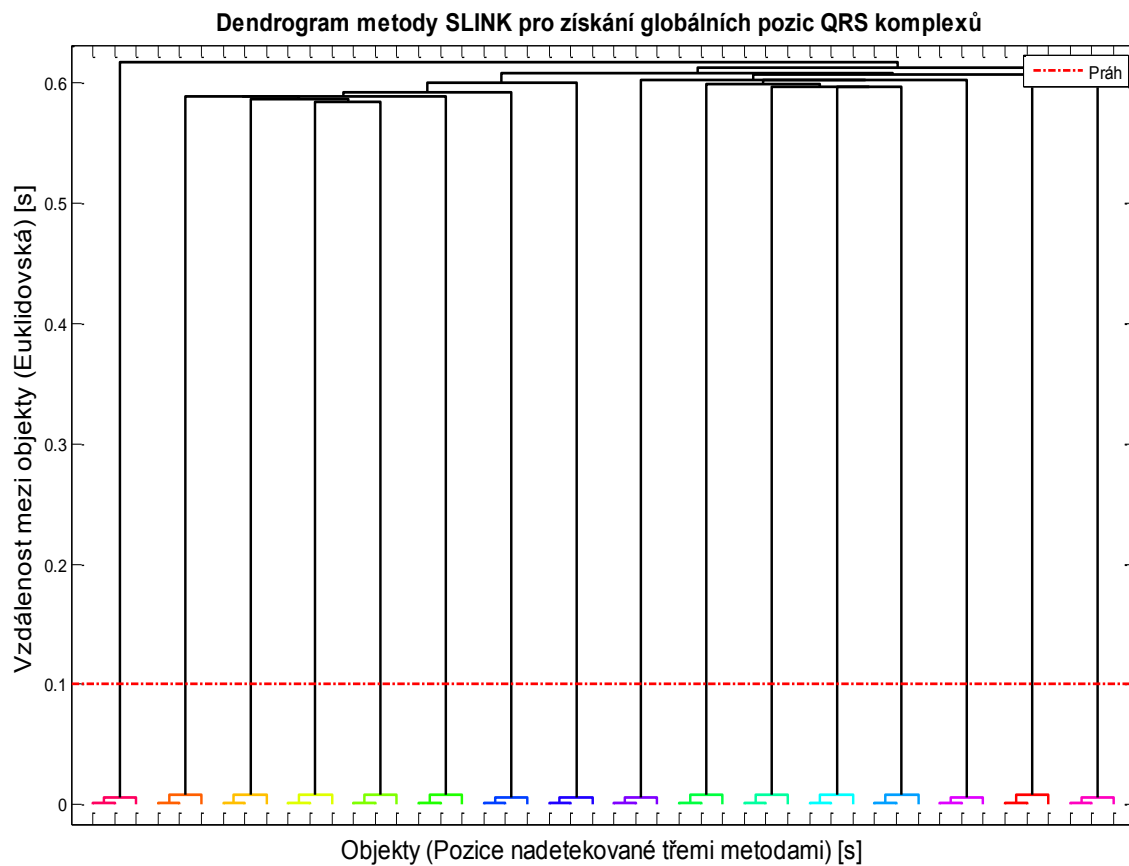
Tabulka 1: Výsledky dosažené samostatnými metodami

Přístup detekce:	Se [%]	P⁺ [%]	Se + P⁺ [%]
Metoda průchodů nulou	97,15	97,10	194,25
Metoda přizpůsobeného filtru	94,50	98,47	192,96
Metoda založená na diferencích	93,17	98,30	191,47

Již dopředu jsme s vedoucím práce předpokládali, že metoda průchodů nulou dopadne výsledkově nejlépe a naopak nejhůře na tom bude metoda diferenční. I když má první metoda nižší prediktivitu než obě následující, musíme se na danou metodu dívat jako na celek, a proto

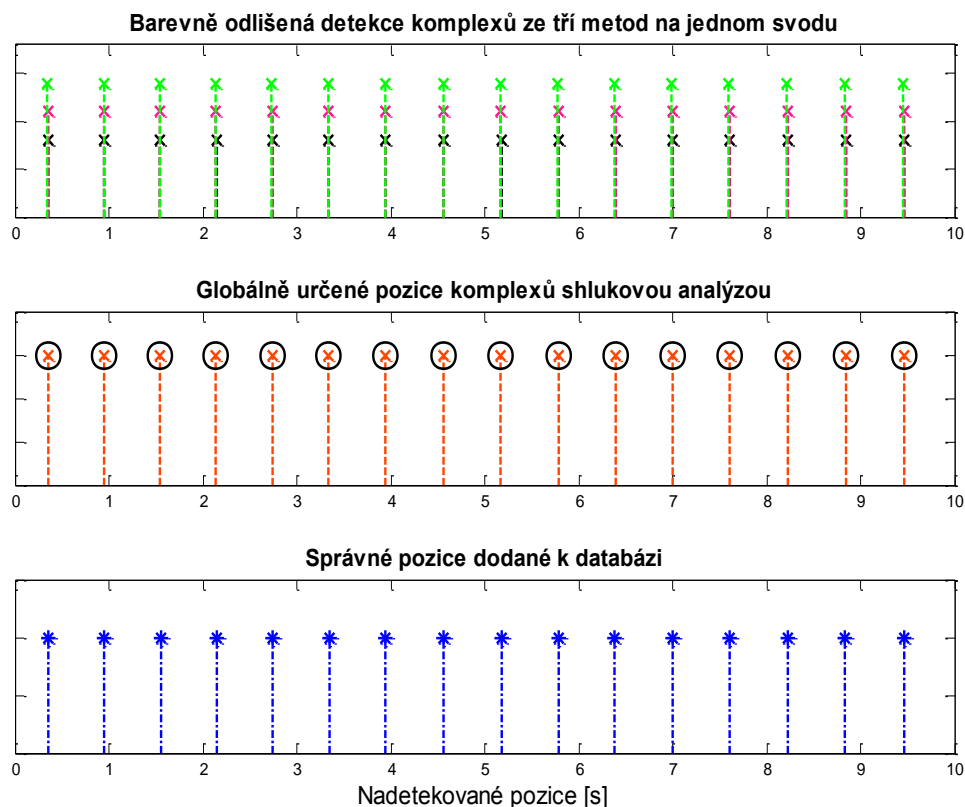
je i dobré znát hodnotu součtu těchto parametrů, která mi vypovídá celkově o kvalitě přístupu detekce. Jak je vidět z tabulky nejvyšší hodnotu má právě metoda první. Samozřejmě, že změnou nastavení a volbou jiných hodnot parametrů, se dá dosáhnout vyšších hodnot, avšak ve většině případů pokud vzroste Se tak se zhorší P^+ a naopak. Proto jsem metody optimalizoval tak, aby součet těchto parametrů byl co největší.

Následně byl navržen program pro zpracování výsledných dat, tedy nadetekovaných pozic těmito metodami, pomocí shlukové analýzy. Jak již bylo zmíněno, vybrali jsme si metodu nejbližšího souseda, jejímž výstupem je stromová struktura počítaná na principu nalezení minimální hodnoty vzdálenosti mezi možnými páry ve shlukovaných skupinkách. V první řadě jsme zpracovali data pro tři metody na každém svodu signálu zvlášť. Jako parametr vstupující do programu zde byla hodnota prahu ve smyslu maximální vzdálenosti, pod kterou se tvoří shluky z vypočítané matice vzdáleností. V ideálním případě jsou v každém shluku pod mezní hodnotou prahu (vzato 100 ms) tři objekty (pozice). Mají zde význam stejného nadetekovaného komplexu všemi třemi metodami na jednom svodu. Samozřejmě, že výsledný strom v řadě případů obsahuje i jiné shluky, a to s jedním nebo dvěma objekty. Paradoxně by se mohl objevit i shluk o více objektech než jsou tři a to by byl důsledek falešné detekce některé z metod, která spadá do zadané maximální vzdálenosti mezi objekty v jednom shluku. Pod podmínkou, že jednotlivé shluky obsahují 2 a více objektů, je z nich následně pomocí mediánu vybraná pozice a pro jednotlivý svod jsou tak vždy ze tří metod určeny globální polohy komplexů QRS. Níže je zde několik ukázek. První obrázek je zobrazením ideální situace kdy každý shluk stromu obsahuje 3 objekty. Jedná se o pátý svod ze signálu č. 100.



Obr. 21: Ideální dendrogram analýzy pro každý svod zvlášť

V následujícím obrázku je na tomto signálu ukázáno odvození mediánu ze shluků tří nadetekovaných pozic každou metodou (barevně odlišeno).



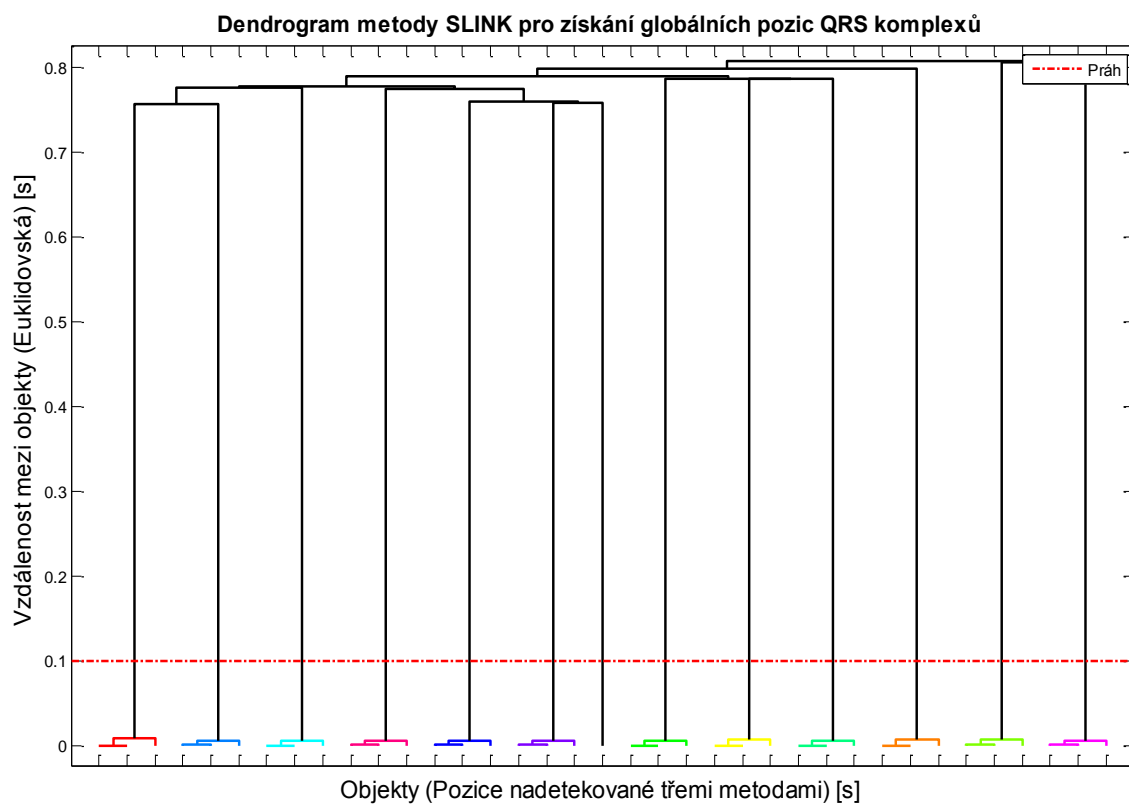
Obr. 22: Odvození globálních pozic na ideálním signálu

Dalším obrázkem (Obr. 23) je příklad stromu, kdy analýza splnila pozitivní funkci a pomohla tak odstranit předpokládaný falešně určený komplex jednou z metod. Na druhém shluku je vidět, že obsahuje pouze jeden objekt, a ten je od sousedního shluku (vlevo) vzdálený daleko méně než mezi sebou mají vzdálenost shluky ostatní, avšak ne tak málo, aby padl pod práh a zařadil se do něj též. Navíc zmíněný sousední shluk obsahuje všechny 3 objekty spadající pod práh a lze tedy usoudit, že se jedná o falešnou detekci jedné z metod, která bude následně vybráním globálních pozic pouze ze shluků obsahujících 2 a více objektů vhodně odstraněna.

Jsou ovšem i případy kdy shluková analýza naopak uškodí účinnosti na úkor jedné metody. Jde o případ, kdy dvě z metod selžou, a proto i když třetí metoda komplex na daném svodu zachytí, při určování globálních pozic mediánem ji nebere v potaz a vynechá ji jako by šlo o falešnou detekci. Ze stromu na Obr. 24 je vidět, že shluk o jednom objektu má od ostatních shluků zhruba stejnou vzdálenost jako ostatní, a proto lze také považovat tuto pozici za dobře určený komplex.

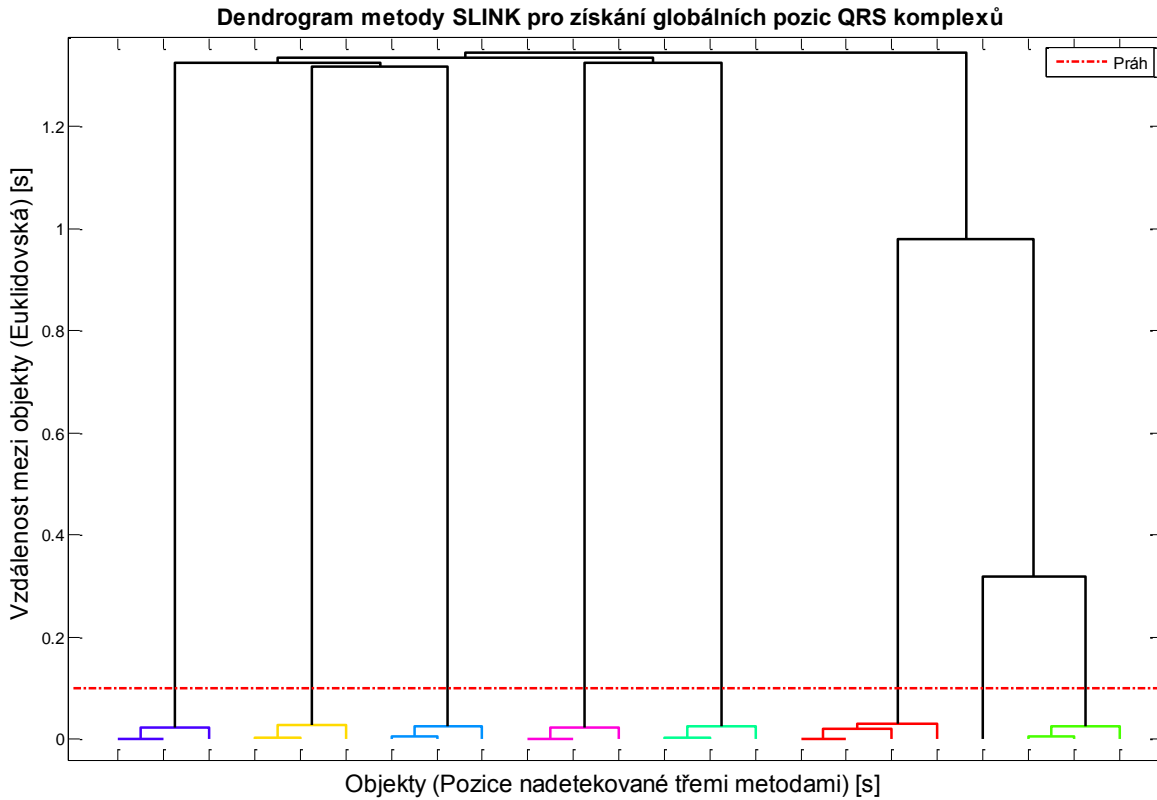


Obr. 23: Ukázka pozitivní funkce shlukové analýzy

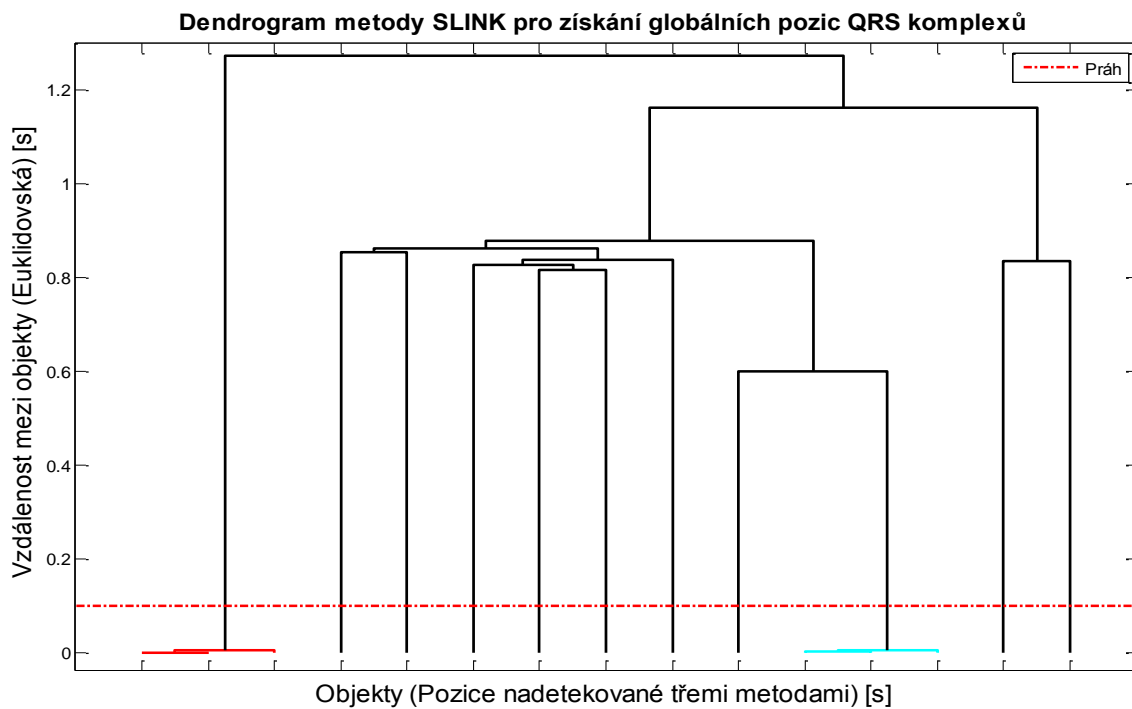


Obr. 24: Ukázka situace kdy analýza výběru globálních pozic uškodí

Dalším stromem je potom zobrazen případ, kdy některá z metod selhává a má falešné pozice tak blízko sebe, že je shluková analýza zařadí do jednoho shluku. V červeném shluku jsou 4 objekty. Jako poslední ukázkou případu stromu při shlukové analýze pro každý svod zvlášť je signál, na kterém je vidět absolutní selhání dvou metod (Obr. 26).

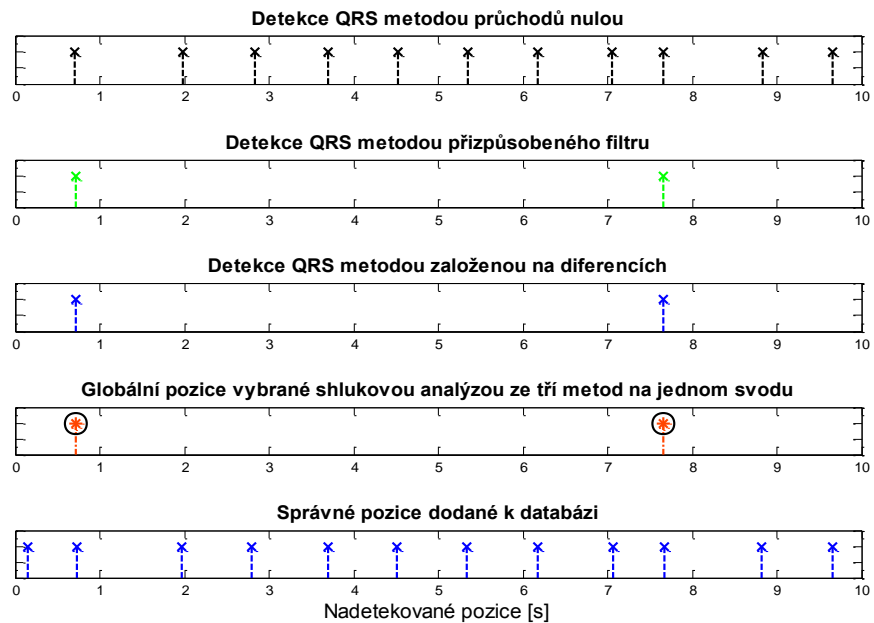


Obr. 25: Situace kdy jedna z metod selhává blízko u sebe

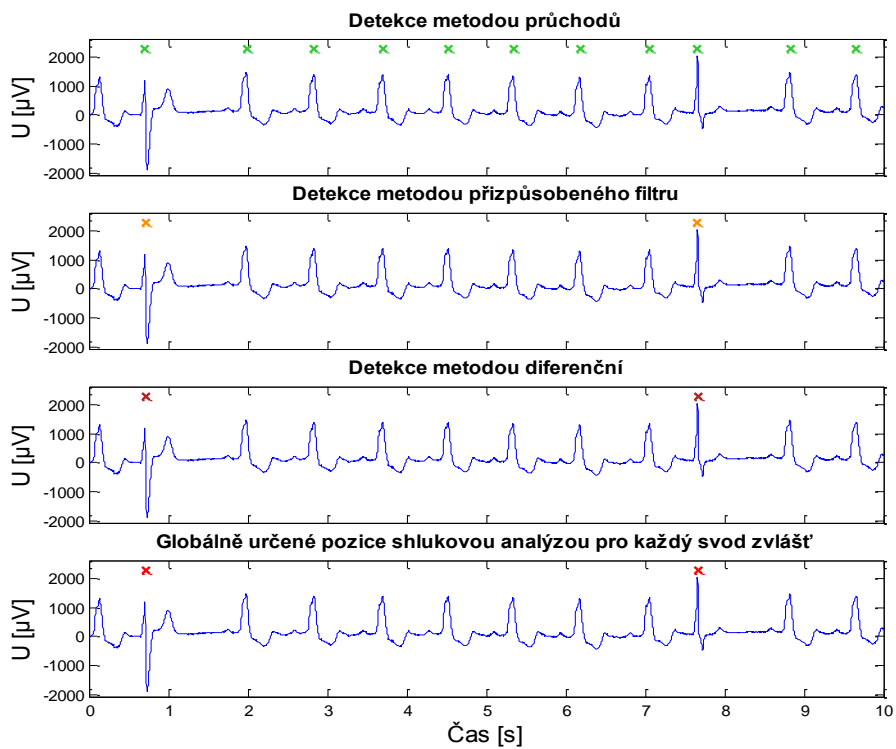


Obr. 26: Ukázka stromu kdy absolutně selhávají dvě metody

Toto selhání je dále zobrazeno i na dalším obrázku spolu s odvozením mediánu. Je vidět, jak na úkor jedné úspěšné metody, je shlukovou analýzou účinnost zhoršena. Selhání detektorů a shluková analýza pro výběr globální pozice je zobrazena i přímo se signálem.

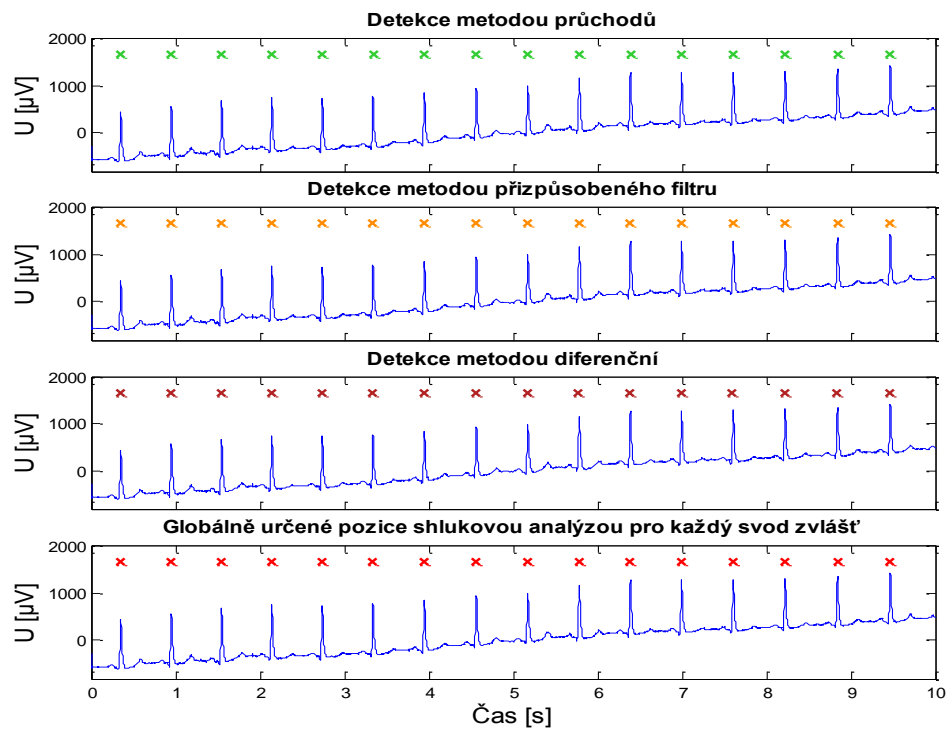


Obr. 27: Zobrazeno selhání dvou metod při odvozování mediánu

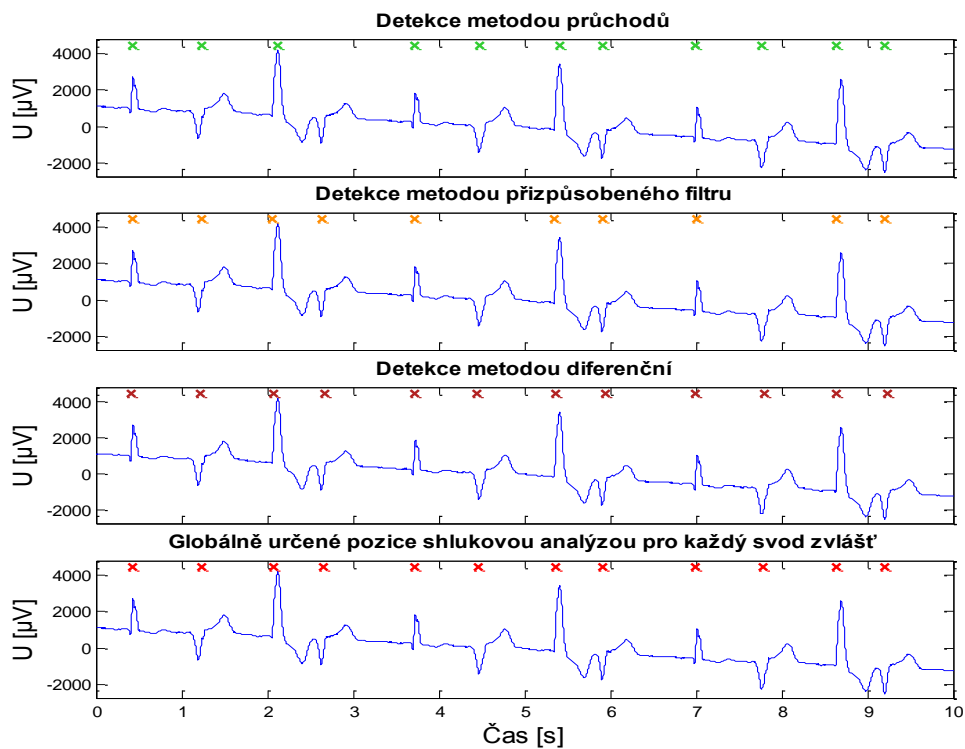


Obr. 28: Selhání dvou metod přímo na signálu

Pro zajímavost je dále zobrazena nejdříve situace, kdy jsou všechny metody stoprocentní a potom také ukázka na problémovém třetím svodu signálu 117, na kterém byly detektory prvotně optimalizovány.

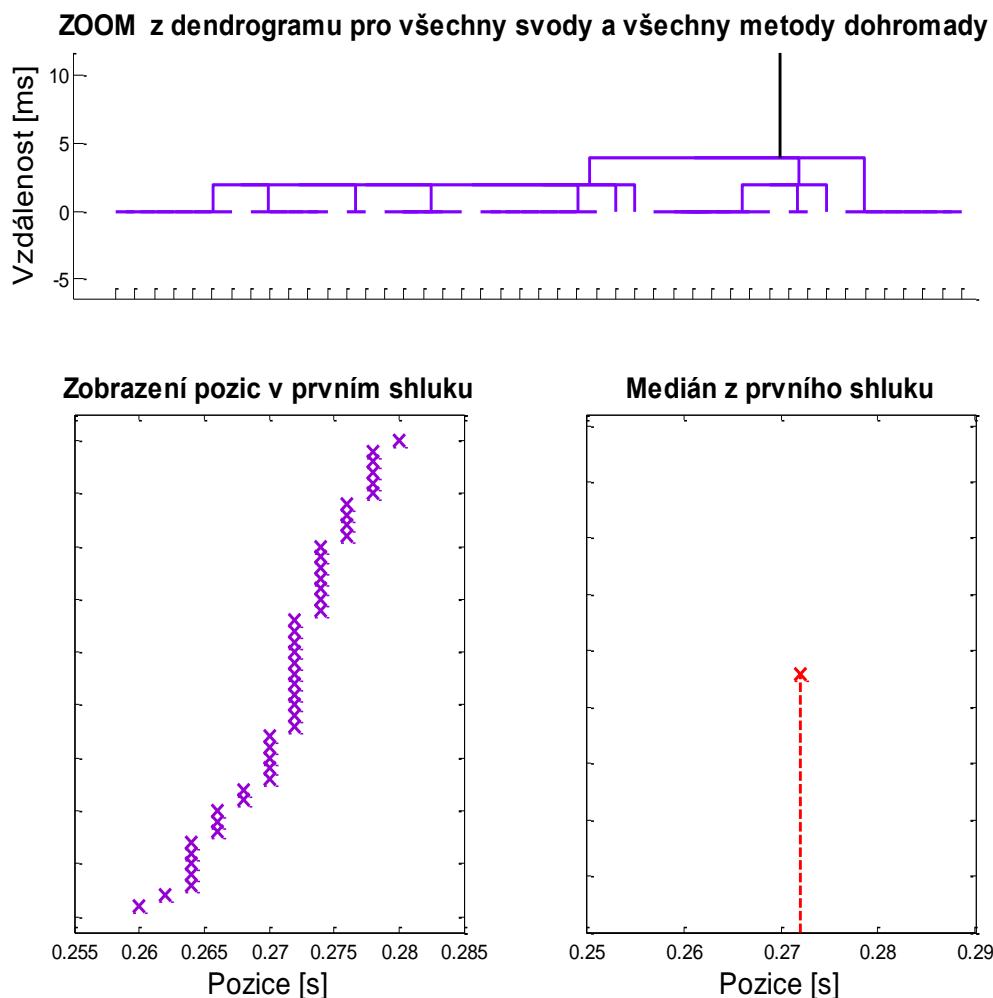


Obr. 29: Ukázka správné detekce všech tří metod



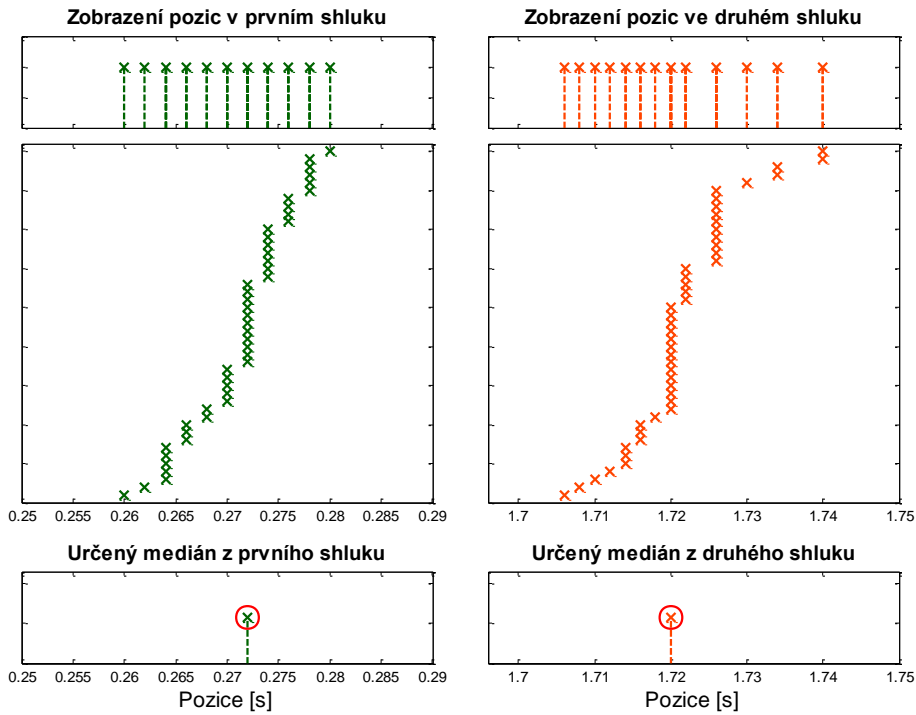
Obr. 30: Detekce a odvození mediánu na 3. svodu signálu č. 117

V další fázi testování jsme vyzkoušeli, jak by vypadaly výsledky, kdybychom nebrali do shlukové analýzy každý svod zvlášť, ale vzali vždy nadetekované pozice třemi metodami pro celý signál. Do analýzy tedy jako objekty vstupovaly pozice pro všechny svody a všechny metody najednou. V ideálním případě, by metody na všech 15 svodech signálu zaznamenaly správně všechny komplexy a v každém shluku by v tomto případě bylo 45 objektů (pozic). Příklad takového stromu by nemělo význam zobrazovat, neboť by byl nepřehledný. Proto je v dalším obrázku naznačen pouze zoom z prvního shluku a následně i odvození mediánu z pozic ve shluku vybraném.



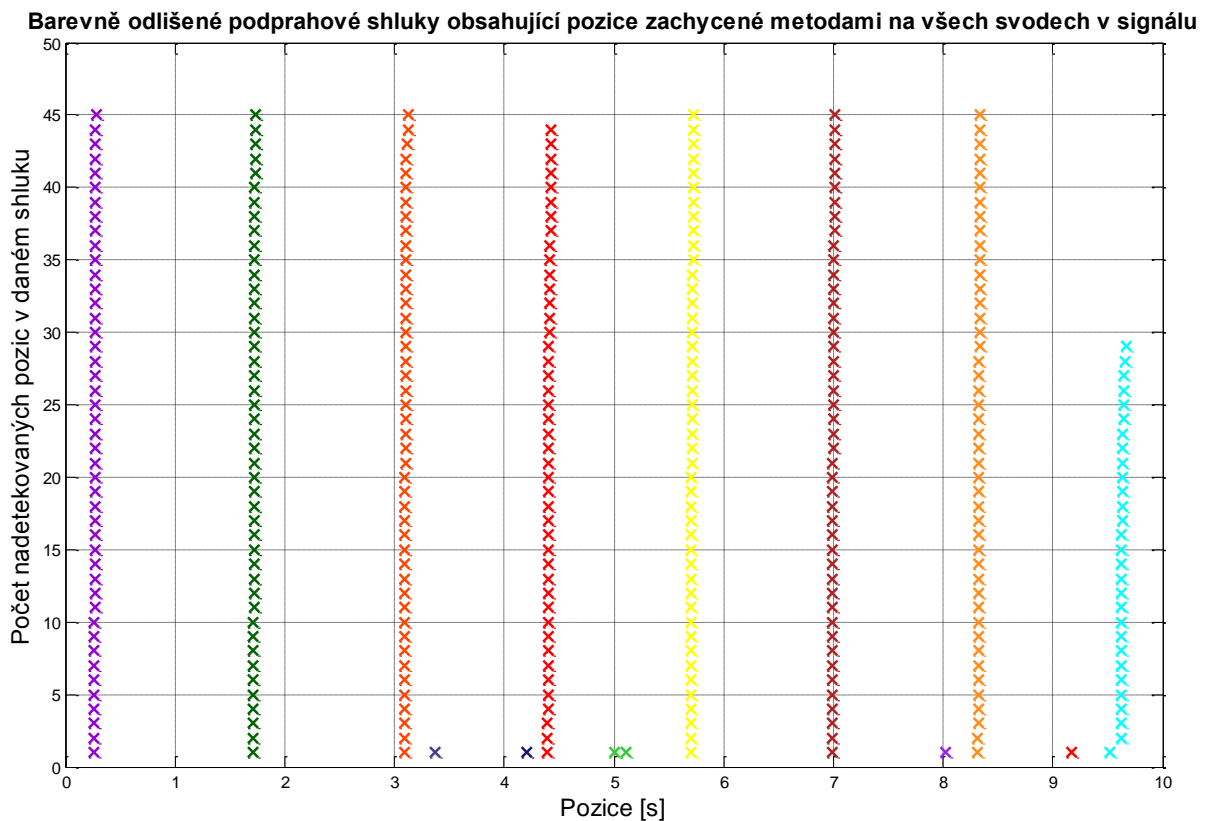
Obr. 31: Zoom prvního shluku i s určením mediánu

Dále je opět ukázán princip odvození mediánu z pozic vyskytujících se v prvním a ve druhém shluku. Tak jako v předchozím obrázku je i v následujícím dobře vidět, že v daném shluku může být několik pozic s naprosto stejnou hodnotou. Dendrogram potom při vykreslování bere stejné hodnoty jako jednu, a proto jsou pozice vykresleny s výškovým rozlišením, aby byly vidět všechny pozice vyskytující se ve shluku.



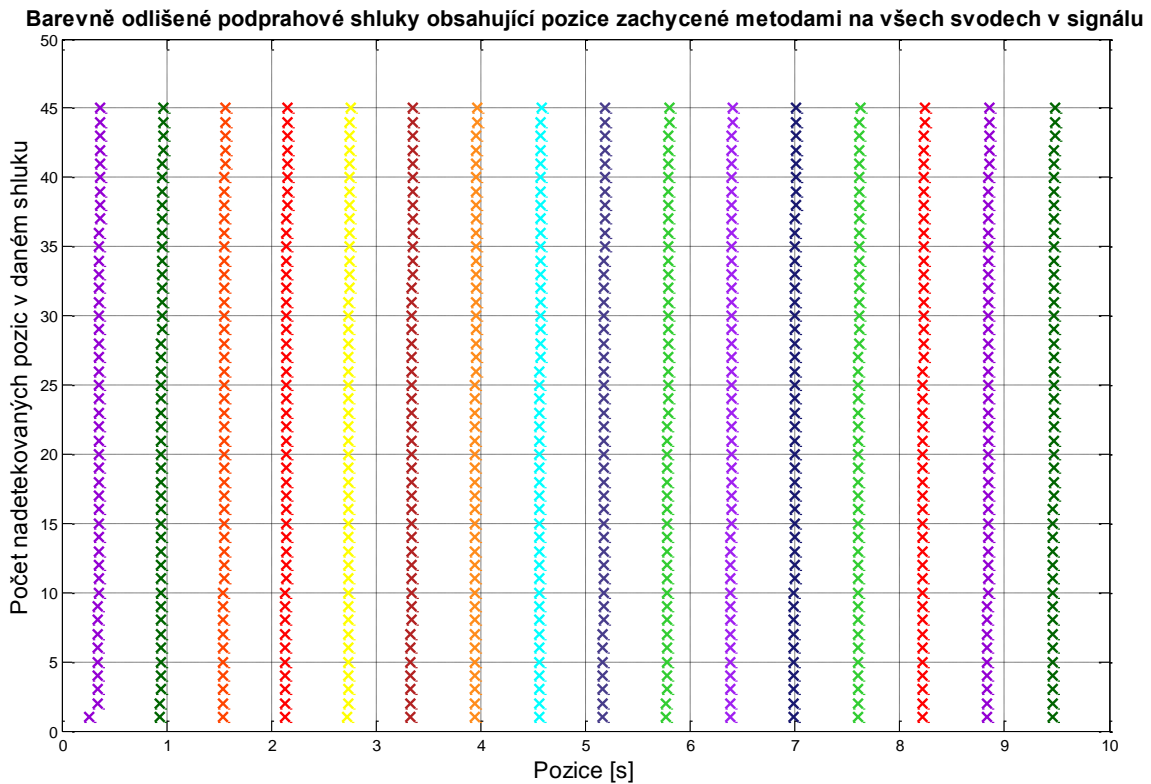
Obr. 32: Zobrazení detekce v prvních dvou shlucích spolu s odvozením mediánu

V dalším obrázku je vykresleno zastoupení pozic ve všech shlucích stromu. V ideálním shluku je 45 objektů. Dále je zde možno vidět shluky malé (např. i obsahující pouze jednu pozici), které jsou potom výběrem mediánu odstraněny jako falešné.

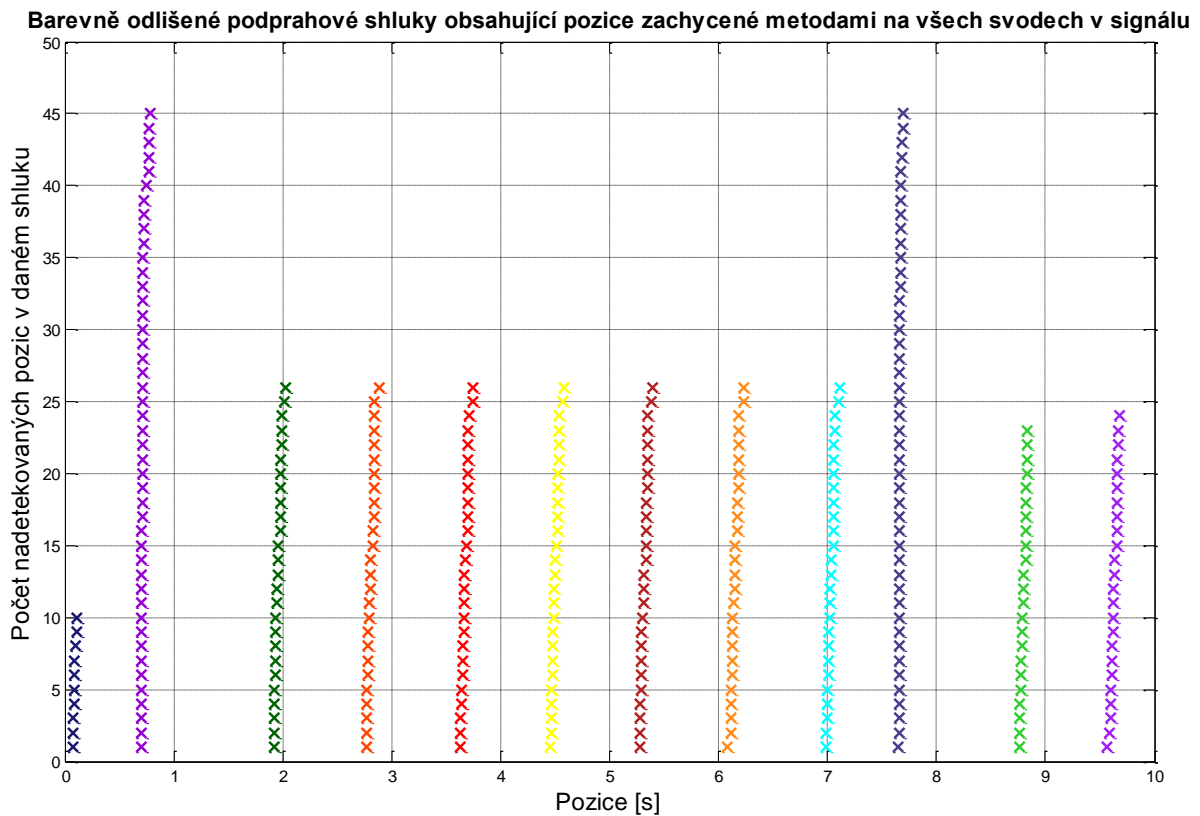


Obr. 33: Zobrazení detekovaných pozic ve všech shlucích signálu

Na následujících nákresech je zobrazena nejdříve ideální situace, kdy jsou ve všech svodech třemi metodami zachyceny všechny komplexy (signál č. 100) a shluky tak obsahují 45 objektů a pod ním potom ukázka signálu, který byl problémový (signál č. 65).



Obr. 34: Ideální situace, kdy všechny shluky obsahují 45 pozic



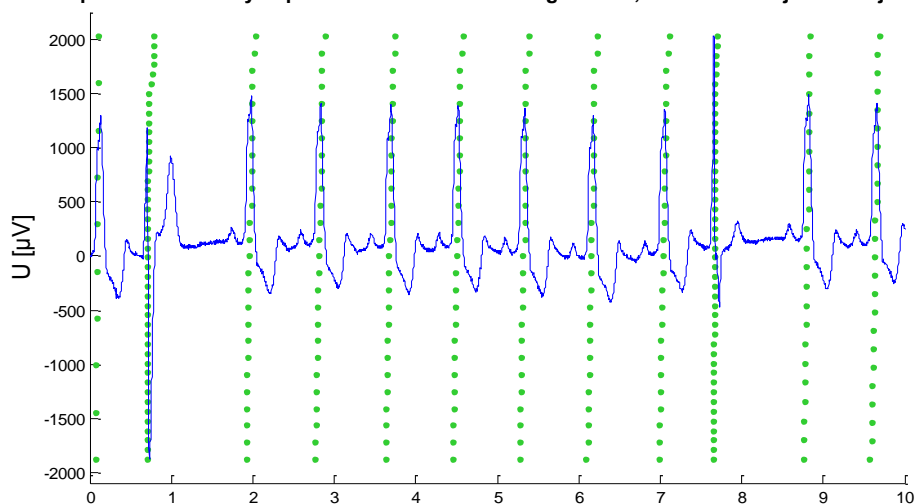
Obr. 35: Obsah shluků u problémového signálu č. 65

Co se týče výběru mediánu při shlukové analýze pro všechny svody signálu dohromady, důležitým parametrem je právě volba nejmenšího počtu pozic ve shluku, ze kterého je následně mediánem určena pozice globální. V první řadě je nutno podotknout, že metoda přizpůsobeného filtru a metoda diferenční jsou si dosti podobné ve výsledcích a v mnoha případech selhávají na stejném místě. Proto i když třetí metoda je potom na daném svodu třeba i stoprocentní, pokud by se medián určoval pouze ze shluků, ve kterých je více než polovina z maxima možných (tedy minimálně 23), potom by v případě selhání ostatních metod její správná detekce nebyla zahrnuta do výběru pozic globálních, jelikož by daný shluk obsahoval pozic pouze 15. Tento hraniční jev je však částečně eliminován poznatkem, že metoda, která na signálu selhává, mnohdy neselže na všech svodech signálu, nýbrž pouze na některém či většině z nich. Ovšem stejně tak metoda jiná zase není v detekci stoprocentní. Proto je tedy důležité zvolit správnou hodnotu zmiňovanou výše. Pokud bych zvolil hodnotu vysokou, je možné se vyšplhat až na hodnotu $P^+ = 100\%$. Odstraním totiž tímto veškeré falešné detekce. Logicky to plyne i z úvahy, že je málo pravděpodobné, aby se falešně nadetekoval komplex například 30 krát na stejné pozici ve svodech signálu, i když výjimky se stávají. Samozřejmě se mi na úkor tohoto zlepšení dosti zhorší selektivita, jelikož některé shluky s malým počtem objektů nemusí být falešnou detekcí, ale naopak se jedná o problematický signál, kde daný komplex byl metodami zachycen pouze několikrát. V opačném případě, tedy při snížení hodnoty parametru, se mi zvyšuje Se , jelikož se sníží počet falešně negativních detekcí, ale opět se mi na druhé straně objeví větší počet falešných detekcí a klesne hodnota P^+ . Proto je důležité tuto hodnotu zvolit tak, aby byla detekce na obě strany účinná.

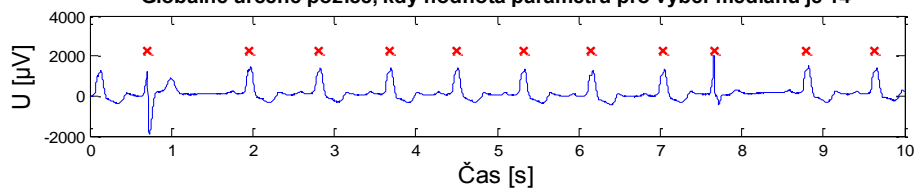
Během testování shlukové analýzy jsme jako nejvhodnější hodnotu nejmenšího počtu objektů ve shluku pro určení mediánu zvolili hodnotu 14. Jde sice o hodnotu nízkou, avšak snažili jsme se najít takovou, která by ve výsledku při sečtení hodnot Se a P^+ dala číslo co nejvyšší. Tato nízká hodnota v podstatě upřednostní účinnost jedné metody, i pokud ostatní na daných 15 svodech více selhávají, a tedy nebere její správnou detekci jako falešnou. Naopak je nutno brát v potaz, že je zde možnost při takto nízké hodnotě považovat i shluk 14ti falešných pozic za správný a následně z něj určit mediánem globální pozici. Ta je potom programem označena jako falešná a zhoršuje zde celkovou hodnotu P^+ . Ovšem osobně jsem jako pravděpodobnější bral první ze zmíněných předpokladů, jelikož výskyt 14ti falešných detekcí ve shluku jsem nepovažoval za až tak častý jev.

Na dalších dvou obrázcích je naznačena vhodnost stanovení parametru na hodnotu 14. Nejdříve je zobrazen počet detekcí třemi metodami na problematickém signálu č. 65 (všechny svody) s výběrem mediánu, kdy byl parametr stanoven na hodnotu 14. Následně potom stejná situace, ale s parametrem stanoveným na hodnotu 30. Je zde vidět, že při vyšších hodnotách již shluková analýza ztrácí svoji účinnost.

Ukázka počtu detekovaných pozic na všech svodech signálu 65 , zobrazená na jednom z jeho svodů

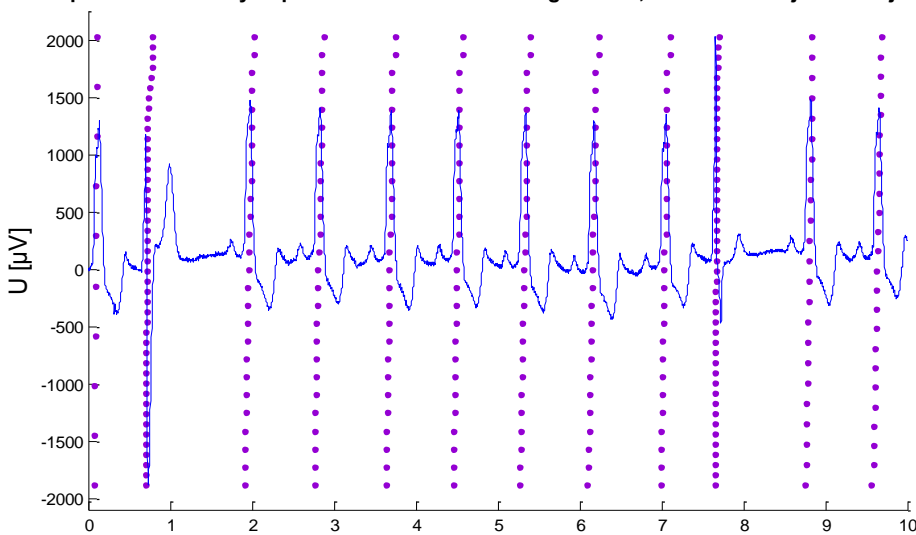


Globálně určené pozice, kdy hodnota parametru pro výběr mediánu je 14

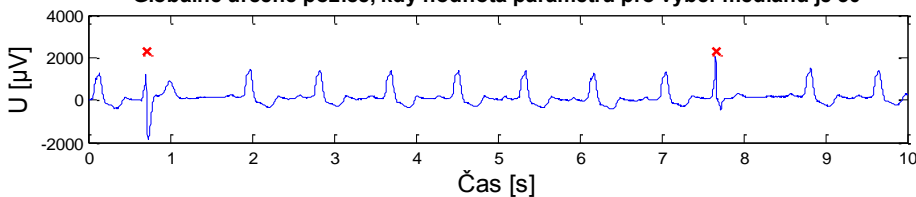


Obr. 36: Ukázka výběru mediánu na signálu při stanovení parametru na hodnotu 14

Ukázka počtu detekovaných pozic na všech svodech signálu 65 , zobrazená na jednom z jeho svodů



Globálně určené pozice, kdy hodnota parametru pro výběr mediánu je 30



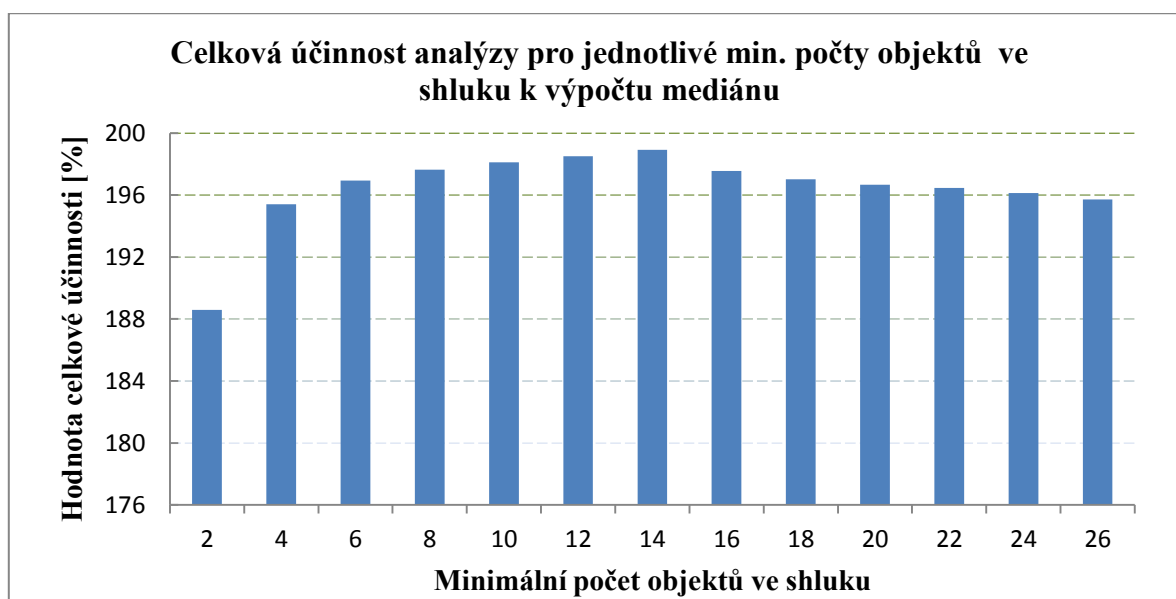
Obr. 37: Ukázka výběru mediánu na signálu při stanovení parametru na hodnotu 30

V následující tabulce jsou vyneseny hodnoty výsledků popsaného testování shlukové analýzy. Nejdříve je uvedena výsledná účinnost detekce po analýze pro každý svod zvlášť a dále pak pro všechny svody dohromady i s odvozením nejvhodnější minimální hodnoty počtu objektů ve shluku pro výpočet mediánu.

Tabulka 2: Výsledky shlukové analýzy při zahrnutí všech tří metod

Výsledek analýzy pro	Min. počet objektů pro medián	Se [%]	P ⁺ [%]	Se + P ⁺ [%]
Každý svod zvlášť	>1	95,12	99,22	194,34
Všechny svody	2	99,52	89,06	188,59
	4	99,46	95,94	195,40
	6	99,46	97,47	196,93
	8	99,39	98,26	197,64
	10	99,39	98,72	198,11
	12	99,32	99,19	198,51
	14	99,32	99,59	198,91
	16	97,69	99,86	197,55
	18	97,08	99,93	197,01
	20	96,74	99,93	196,67
	22	96,47	100,00	196,47
	24	96,13	100,00	196,13
	26	95,72	100,00	195,72

Stejně tak na následujícím grafu jsou dobře vidět celkové účinnosti vypočtené pro různé hodnoty parametru (počty objektů ve shluku) k určení globálních pozic.



Obr. 38: Celková účinnost pro různé hodnoty parametru při analýze všech tří metod

V poslední řadě jsme pro zajímavost vyzkoušeli otestovat analýzu při zahrnutí pouze dvou, sobě podobnějších metod. Vynechali jsme tedy metodu průchodů nulou a dvě zbylé použili jako vstupní data pro shlukovací metodu. Co se týče analýzy pro každý svod zvlášť, pro dvě metody je to zbytečné vzhledem k neefektivnosti určování globálních pozic ze shluků, kde je více než jeden objekt. Proto jsme provedli analýzu pro všechny svody dohromady a v tomto případě, by v ideálním shluku bylo 30 objektů, tedy zachycené komplexy na 15 svodech oběma metodami.

Tabulka 3: Výsledky shlukové analýzy při zahrnutí dvou sobě podobných metod

Výsledek analýzy pro	Min. počet objektů pro medián	Se [%]	P ⁺ [%]	Se + P ⁺ [%]
Všechny svody	2	97,49	93,98	191,47
	4	96,95	98,69	195,63
	6	96,74	99,16	195,91
	8	96,61	99,58	196,19
	10	96,40	99,72	196,12
	12	95,79	99,93	195,72
	14	95,66	99,93	195,58
	16	95,11	99,93	195,04
	18	94,84	99,93	194,77
	20	94,64	99,93	194,57
	22	94,23	100,00	194,23
	24	93,14	100,00	193,14
26	91,79	100,00	191,79	

Jak již bylo zmíněno výše v předešlém textu, ukázalo se, že obě metody samotné mají sice vysokou hodnotu P^+ , ale naopak nižší hodnotu Se . Toto se odráží i ve výsledku analýzy a následně i v její celkové účinnosti. Jak je vidět nejlepší výsledky nám poskytne provedení analýzy, kdy se jako minimální počet objektů ve shluku zvolí hodnota 8. I při této hodnotě není celková účinnost tak vysoká jako při shlukování všech tří metod. To je dáno především právě nízkou hodnotou Se samostatných metod.

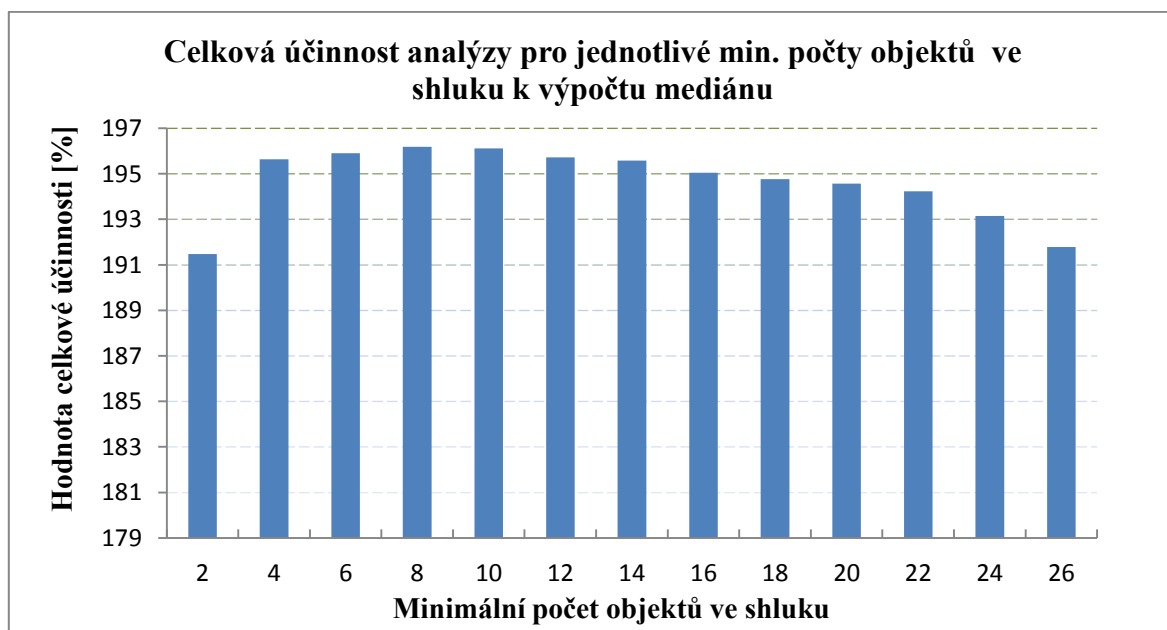
V tabulce je i naznačeno odvození nejvhodnějšího počtu objektů ve shluku. Při jeho vysoké hodnotě se opět nechají odstranit všechny falešné detekce a P^+ potom nabývá i 100 %, ale současně je nízká hodnota Se . Naopak při nízké hodnotě počtu objektů je Se vyšší ovšem P^+ se snižuje.

Shodou náhod je nejnížší hodnota počtu objektů ve shluku, pro které je ještě $P^+=100$ % rovna hodnotě 21. Stejně tak je tomu i při analýze zahrnující všechny 3 metody. Důležité je si ovšem uvědomit, že v jednom případě můžou shluky obsahovat maximálně 45

(pokud se zde neobjeví falešné detekce v těsné blízkosti) a v druhém 30 objektů a hodnota 21 je tedy v jednom případě zhruba 1/2 a v druhém 2/3 z maxima možných. Lze tedy usuzovat, že shlukování více metod je vhodnější.

Dalším poznatkem je počet zvolených objektů pro určení globálních pozic, při kterém vycházejí nejlepší celkové výsledky. V obou případech je tento počet vzhledem k maximálnímu možnému počtu objektů ve shluku zhruba ve stejném poměru (14:45 a 8:30). Opět lze poukázat na vhodnost většího počtu metod zahrnutých do analýzy, jelikož celková účinnost je při uvažování tří metod lepší.

Nejvíce se ve výsledcích této analýzy a v jejím vyhodnocení projevuje nízká hodnota Se u samotných dvou metod, která je i po analýze vcelku nízká. Při zahrnutí i třetí metody, která má hodnotu Se vyšší, je po analýze i výsledná Se daleko vyšší než při shlukování pouze dvou metod. Jednak se tedy projevilo nezahrnutí nejúčinnější z metod a také opět vliv počtu metod použitých pro analýzu. V následujícím grafu je názorně ukázáno odvození nejvhodnějšího počtu objektů ve shluku pro odvození globálních pozic.



Obr. 39: Celková účinnost pro různé hodnoty parametru při analýze dvou metod

Na závěr je v Tabulka 4 uvedeno srovnání s výsledky jiných autorů. V první řadě jsou zde výsledky detekce samostatných metod a potom také nejlepší dosažené účinnosti pomocí shlukové analýzy pro každý svod zvlášť i pro všechny svody dohromady. Pro srovnání jsme do tabulky uvedli výsledky publikovaných metod některých autorů. Vybrali jsme autory, kteří testovali své detektory na databázi CSE tak jako my, aby bylo srovnání relevantní. Jak je vidět v tabulce, samostatné metody nemají až tak dobré výsledky jako metody uvedených autorů.

Účinnost detekce je však po provedení shlukové analýzy lepší a při analýze pro všechny svody dohromady je dokonce i číselně srovnatelná s výsledky jiných autorů.

Tabulka 4: Srovnání dosažených výsledků s jinými autory

Metoda	Se [%]	P⁺ [%]	Se + P⁺ [%]	Databáze
Průchody nulou	97,15	97,10	194,25	CSE
Přizpůsobený Filtr	94,50	98,47	192,97	CSE
Diference	93,17	98,30	191,47	CSE
Analýza pro každý svod	95,12	99,22	194,34	CSE
Analýza dohromady	99,32	99,59	198,91	CSE
Výsledky jiných autorů				
Mehta [16]	99,73	98,40	198,13	CSE
Chouhan [17]	98,56	99,18	197,74	CSE
Trahanias [18]	99,38	99,48	198,86	CSE
Mehta [19]	99,93	99,13	199,06	CSE

Plyne pro nás závěr, že shluková analýza pomohla celkové účinnosti detekce, a to především v případě shlukování všech svodů dohromady. Dále zastáváme s vedoucím práce názor, že při zahrnutí většího počtu detektorů do analýzy by bylo možno dosáhnout ještě lepších výsledků, ovšem záleželo by na charakteru dalších detektorů. Při nejvhodnějším nastavení bylo dosaženo celkové účinnosti detekce po shlukové analýze 198,91 %. Například u metody Chouhan jsou v [17] udány hodnoty *Se* a *P⁺* takové, že celková účinnost je 197,74 %, což je méně než naše dosažené výsledky. Naopak jiné z uvedených metod dosahují lepších výsledků. Lze tedy úspěšnost považovat za dobrou, ovšem je nutné si uvědomit, že nejde o úspěšnost jednoho konkrétního detektoru, ale jde o úspěšnost tří použitých metod, jejichž výsledky jsou podrobeny shlukové analýze. Pro použití v praxi by tato varianta nebyla nejvhodnější a nejrychlejší. Využita by však mohla být například při výzkumu, kde je potřeba co nejlepších výsledků a šlo by tedy o zkombinování některých účinných detektorů pro získání naprosto přesné detekce. Dnes je však řada detektorů, jejichž účinnosti jsou téměř stoprocentní a jejich využití je vzhledem k jednomu použitému detektoru vhodnější.

7 ZÁVĚR

V této bakalářské práci byly nejdříve navrženy tři odlišné typy detektorů komplexů QRS. Vybrána byla metoda přizpůsobeného filtru, metoda založená na diferencích a metoda založená na průchodech nulovou hladinou. Následně byly metody optimalizovány na problematickém signálu 117 z databáze CSE a jejich parametry byly co nejvhodněji nastaveny. Dalším krokem bylo navrhnout algoritmus pro otestování těchto detektorů na celé databázi, s čímž se objevila také nutnost vhodné úpravy optimalizovaných parametrů. V poslední fázi praktické části byl vytvořen algoritmus pro zlepšení účinnosti detekce, který využívá jedné z metod shlukové analýzy pro výběr globálních pozic komplexů QRS.

Při shlukové analýze byla použita shlukovací metoda SLINK (nejbližší soused). Pomocí kritéria vstupujícího do analýzy jako práh, byly následně ze shluků vytvořených pod prahem vybrány globální pozice. Jednoduše bylo využito výběru mediánu z pozic obsažených ve shluku, za předpokladu že shluk obsahuje zvolený počet objektů. Nejprve byla testována analýza pro každý svod zvlášť a globální pozice tedy byla vybírána ideálně ze tří objektů ve shluku (3 metody) pro každý jednotlivý svod. Zlepšení účinnosti se zde sice projevilo, ale jelikož dvě z metod často selhávají na stejném místě, třetí z metod zde byla zastíněna i přes své dobré výsledky. Proto byla následně provedena i analýza všech svodů dohromady a globální pozice byly ideálně vybírány z 45 objektů (3*15 svodů) ve shluku. Výstupní pozice byly vždy pro celý signál určeny z detekovaných pozic na 15ti svodech. Forma této analýzy již dala výsledky lepší a srovnatelnější s některými metodami jiných autorů. Důležité však u této analýzy bylo stanovení vhodné hodnoty parametru udávajícího minimální počet objektů ve shluku, ze kterého se určí mediánová pozice.

Posledním krokem bylo ověření si předpokladu, že využitím více metod zahrnutých do analýzy by poskytovalo výsledky ještě lepší a byla tedy vyzkoušena situace, kdy do analýzy vstupovaly pouze dvě sobě podobné metody. Z výsledků potom bylo patrné zlepšení, ovšem nedosahovalo takových hodnot jako při zahrnutí všech tří metod.

Na závěr byly dosažené výsledky a celkové účinnosti jednotlivých testovaných situací srovnány s jinými algoritmy některých autorů, kteří svoje detektory testovali také na databázi CSE a tímto byly splněny požadované cíle této bakalářské práce.

LITERATURA

- [1] ROKYTA, RICHARD. *Fyziologie: pro bakalářská studia v medicíně, ošetřovatelství, přírodovědných, pedagogických a tělovýchovných oborech*. 2., přeprac. vyd. Praha: ISV nakladatelství, 2008, 426 s. ISBN 80-866-4247-X.
- [2] HRAZDIRA, IVO a VOJTĚCH MORNSTEIN. *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. 1. vyd. Brno: Neptun, 2001, 381 s. ISBN 80-902-8961-4.
- [3] ELGENDI, M.; JONKMAN, M.; De BOER, F. Improved QRS Detection Algorithm using Dynamic Thresholds. *International journal of hybrid information technology*, Vol. 2, No. 1, pp. 65-80, 2009.
- [4] KOZUMPLÍK, JIŘÍ. *Analýza biologických signálů*. Brno: Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Vysoké učení technické v Brně, 2011.
- [5] KOHLER, B.U.; HENNING, C.; ORGLMEISTER, R. The principles of software QRS detection. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, Vol. 21, No. 1, pp. 42-57, 2002.
- [6] OKADA, M. A digital filter for the QRS complex detection. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 26, pp. 700-703, Dec. 1979.
- [7] HAMILTON, P. S; TOMPKINS, W. J. Quantitative investigation of QRS detection rules using the MIT/BIH arrhythmic database. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 33, pp. 1157-1165, 1986.
- [8] LI, C.; ZHENG, C.; TAI, C. Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 42, pp. 21-28, 1995.
- [9] 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
- [10] ALFONSO, V. X.; TOMPKINS, W. J. et al. ECG beat detection using filter banks. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 46, pp. 192-202, 1999.
- [11] ANSI/AAMI EC57: Testing and reporting performance results of cardiac rhythm and ST segment measurement algorithms (AAMI Recommended Practice/American National Standard), 1998. Available: <http://www.aami.org>; Order Code: EC57-293.

- [12] *Biomedical signal processing* [online]. [cit. 2012-11-06]. Dostupné z: <http://books.google.cz/books?id=bt0cZV51n6kC&printsec=frontcover&hl=cs#v=onepage&q&f=false>
- [13] 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.
- [14] STATSOFT, INC. (2012). *Electronic Statistics Textbook*. Tulsa, OK: StatSoft. WEB: <http://www.statsoft.com/textbook/>.
- [15] ROMESBURG, H. CH. *Cluster Analysis for Researchers*. Lulu Press, North Carolina, 2004
- [16] MEHTA, S.; LYNGAYAT, N. Identification of QRS complexes in 12-lead electrocardiogram. *Expert Systems with Applications*, Vol. 36, No. 1, pp. 820-828, 2009.
- [17] HOUHAN, 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*, Vol. 8, No. 1, pp. 155-163, 2008.
- [18] TRAHANIAS, P. E. An approach to QRS complex detection using mathematical morphology. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 40, No. 2, pp. 201-205, 1993.
- [19] MEHTA, S.; LYNGAYAT, N. Development of entropy based algorithm for cardiac beat detection in 12-lead electrocardiogram. *Signal Processing*, Vol. 87, No. 12, pp. 3190-3201.