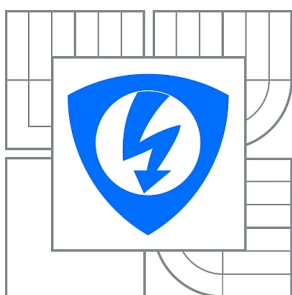




VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

KUMULACE BIOLOGICKÝCH DAT

BIOLOGICAL DATA AVERAGING

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

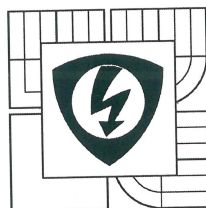
Bc. MAREK MLČOCH

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. LUKÁŠ SMITAL

BRNO 2011



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor
Biomedicínské a ekologické inženýrství

Student: Bc. Marek Mlčoch
Ročník: 2

ID: 83457
Akademický rok: 2010/11

NÁZEV TÉMATU:

Kumulace biologických dat

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Prostudujte možnosti využití kumulací pro signály repetičního charakteru, např. pro signály EKG. Realizujte detektor R vln v signálech EKG pro nalezení vztažného bodu jednotlivých repetíc. Navrhnete a realizujete algoritmus pro přizpůsobení délky jednotlivých repetíc a proveďte kumulaci s pevným, plovoucím a exponenciálním oknem i metodu přičtení filtrovaných reziduí. Výsledky zhodnoťte na základě dosaženého poměru signál/šum.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] JAN, J. Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálů. VUT v Brně, nakl. VUTUM, 2002.
- [2] IRAVANI, S., TUNG, L. A Novel Algorithm for Cardiac Biosignal Filtering Based on Filtered Residue Method. IEEE Trans. On Biomed. Engng., Vol.49, No.11, Nov.2002, pp.1310-1317.

Termín zadání: 15.10.2010

Termín odevzdání: 20.5.2011

Vedoucí práce: Ing. Lukáš Smital

Konzultanti diplomové práce:



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

UPOZORNĚNÍ:

Autor diplomové práce nesmí při vytváření diplomové 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

Diplomová práce pojednává o kumulaci biologických dat aplikované na periodické a repetiční signály, konkrétně na signály EKG. Signály byly získány z MIT-BIH databáze Arytmií a databáze ÚBMI. Jednotlivé repetice byly přizpůsobeny na velikost standardizovaného intervalu. Kumulace byly realizovány s pevným, plovoucím a exponenciálním oknem, kde byla použita i metoda přičtení filtrovaných reziduí. Je to metoda určená pro zachycení pomalých změn užitečné složky ze vstupního do výstupního signálu. Výsledky těchto metod je možné využít jako podklady pro další práci, či jako principiální ukázkou funkce metod. Realizace metod a výsledná zobrazení byla vytvořena v aplikaci Matlab[®].

KLÍČOVÁ SLOVA

Kumulace; EKG; Elektrokardiogram; Filtrovaná rezidua; Repetice; RR interval; PSŠ; Poměr signál k šumu;

ABSTRACT

The thesis deals with the biological data averaging applied to a periodical and repetitive signal, specifically to an ECG signals. There were used signals from MIT-BIH Arrhythmia database and ÚBMI database. Averaging was realized with constant, floating and exponential Windows, where was used the method of addition of the filtered residue. This method is intended to capture the slow variations from the input to the output signal. The outcomes of these methods can be used as a basis for further work, or function as an example of principled methods. Methods and its outcomes were created in Matlab[®].

KEYWORDS

Data averaging; ECG; Elektrokardiogram; Filtered residue; Interspersion; RR interval; SNR; Signal-to-Noise Ratio;

MLČOCH, M. *Kumulace biologických dat*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2011. 48 s., Vedoucí diplomové práce: Ing. Lukáš Smital

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma Kumulace biologických dat jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové 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 diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této diplomové 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

.....

Marek Mlčoch

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucímu diplomové práce Ing. Lukáši Smitalovi za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé diplomové práce.

V Brně dne

.....

Marek Mlčoch

OBSAH

Seznam obrázků	vii
Seznam tabulek	ix
Úvod	10
1 Základy kumulačních technik, filtrovaného rezidua a signálu EKG	11
1.1 Kumulační techniky	11
1.2 Kumulace s rovnoměrnými vahami	14
1.2.1 Kumulace s pevným oknem.....	14
1.2.2 Kumulace s klouzavým oknem.....	15
1.3 Exponenciální kumulace	17
1.4 Zhodnocení kumulačních technik.....	19
1.5 Filtrovaná rezidua	20
1.6 Stručný popis signálu EKG.....	21
1.6.1 Komplex QRS.....	22
2 Metoda detekce vztažných bodů, EMG šum a přizpůsobení repetice	24
2.1 Použité signály	24
2.2 Blokové schéma detekce R vln.....	24
2.2.1 Filtrace	25
2.2.2 Prahování	27
2.2.3 Špičkový detektor	28
2.2.4 Zhodnocení funkce QRS detektoru.....	30
2.3 Detektor komplexů QRS.....	30
2.4 Generátor EMG šumu	30
2.5 Přizpůsobení délky jednotlivých repetice.....	30
3 Výsledky práce	33
3.1 Kumulace signálu EKG	33
3.1.1 Kumulace s pevným oknem.....	33
3.1.2 Kumulace s plovoucím oknem	35
3.1.3 Kumulace s exponenciálním oknem	36

3.2	Filtrovaná rezidua	38
3.3	Dosažené poměry signál/šum	42
4	Závěr	46
	Literatura	47
	Seznam symbolů a zkratek	48

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1: Princip kumulace repetičních signálů (převzato z [1]).	12
Obr. 2: Základní realizační struktura kumulačního systému (převzato z [1]).	13
Obr. 3: Dynamické vlastnosti kumulace s pevným oknem (převzato z [1]).	15
Obr. 4: Dynamické vlastnosti rovnoměrné kumulace s klouzavým oknem (převzato z [1]).	16
Obr. 5: Dynamické vlastnosti exponenciální kumulace pro $q = 0,98198$ ve srovnání s rovnoměrnou kumulací s klouzavým oknem pro $M = 100$ (převzato z [1]).	19
Obr. 6: Princip filtrovaných reziduí (převzato z [3]).	20
Obr. 7: Charakteristický průběh signálu EKG s popisem jednotlivých segmentů (převzato z [4]).	22
Obr. 8: Signál EKG s popisem dominantních částí.	23
Obr. 9: Blokové schéma špičkového detektoru.	24
Obr. 10: Načtený signál a signál po odstranění ss složky (e0613).	25
Obr. 11: Modulová a fázová frekvenční charakteristika filtru FIR.	26
Obr. 12: Umocněný signál EKG po filtraci.	26
Obr. 13: Signál EKG po prahování.	28
Obr. 14: Výsledný signál EKG po špičkové detekci v porovnání s načteným signálem.	29
Obr. 15: Tvar mapovací funkce M_i pro $\tau_i = 100$ a $\tau_{max} = 400$ (převzato z [9]).	32
Obr. 16: Tvar mapovací funkce M_i^{-1} pro $\tau_{max} = 400$ a $\tau_i = 100$.	32
Obr. 17: Kumulace s pevným oknem.	33
Obr. 18: Kumulace s pevným oknem; detail signálu v čase $0 \leq t \leq 3,5 s$.	34
Obr. 19: Kumulace s pevným oknem; detail signálu v čase $73 \leq t \leq 76,5 s$.	34
Obr. 20: Kumulace s plovoucím oknem.	35
Obr. 21: Kumulace s plovoucím oknem; detail signálu v čase $0 \leq t \leq 3,5 s$.	35
Obr. 22: Kumulace s plovoucím oknem; detail signálu v čase $81 \leq t \leq 83,5 s$.	36
Obr. 23: Kumulace s exponenciálním oknem.	37
Obr. 24: Kumulace s exponenciálním oknem; detail signálu v čase $0 \leq t \leq 3,5 s$.	37
Obr. 25: Kumulace s exponenciálním oknem; detail signálu v čase $81 \leq t \leq 83,5 s$.	38
Obr. 26: Filtrovaná rezidua u kumulací s pevným (vlevo) a exponenciálním (vpravo) oknem.	38

Obr. 27: Závislost f_m na zlepšení PSS u exponenciální kumulace.....	39
Obr. 28: Filtrovaná rezidua při $f_m = 37 \text{ Hz}$ (modře) a $f_m = 2 \text{ Hz}$ (červeně).	40
Obr. 29: Načtený sig. (modrý); načtený sig. s EMG šumem (zelený); výstupní sig. (červený).	40
Obr. 30: Načtený sig. (modrý); načtený sig. s EMG šumem (zelený); výstupní sig. (červený).	41
Obr. 31: Neostrost R vlny ve vstupním signále (modře) a jeho nahrazení kumulovaným signálem (červeně).	41
Obr. 32: Načtený sig. (modrý); načtený sig. s EMG šumem (zelený); výstupní sig. s využitím exponenciálního okna (červený).	44
Obr. 33: Načtený sig. (modrý); načtený sig. s EMG šumem (zelený); výstupní sig. s využitím plovoucího okna (červený).	44
Obr. 34: Načtený sig. (modrý); načtený sig. s EMG šumem (zelený); výstupní sig. s využitím exponenciálního okna (červený).	45
Obr. 35: Načtený sig. (modrý); načtený sig. s EMG šumem (zelený); výstupní sig. s využitím plovoucího okna (červený).	45

SEZNAM TABULEK

- Tab. 1: Výsledné hodnoty PSŠ pro signál 100_f.mat při použití $f_m = 2 \text{ Hz}$; pro poměr vstupní signál/EMG šum = 5 dB i při použití $f_m = 37 \text{ Hz}$. 42
- Tab. 2: Výsledné hodnoty PSŠ pro vybrané signály při $M = 50$, vstupní PSŠ = 5 dB, při použití $f_m = 2 \text{ Hz}$ a f_m poskytující nejvyšší výsledný PSŠ. 43
- Tab. 3: Výsledné hodnoty PSŠ pro vybrané signály při $M = 50$, vstupní PSŠ = 5 dB, při použití $f_m = 2 \text{ Hz}$ a f_m poskytující nejvyšší výsledný PSŠ. 43

ÚVOD

Cílem této práce je proniknout do problematiky využití metod založených na kumulaci biologických dat repetičního charakteru, jakými jsou například signály EKG, při využití kumulačních technik s pevným, plovoucím a exponenciálním oknem s přičtením filtrovaných reziduí.

V následujících kapitolách je představen stručný úvod do kumulačních technik a elektrokardiografie, podrobněji rozebrány princip a metoda detekce vztažných bodů, generátor EMG šumu a funkce pro natahování / zkracování repetitivního signálu.

Vše je realizováno v programovém prostředí Matlab.

Konkrétní cíle diplomové práce jsou následující:

1. Detekce pozic R vln ve vstupním signále zarušeném umělým EMG šumem a vytvoření jednotlivých RR intervalů.
2. Natažení / zkrácení jednotlivých repetitivních na normovanou délku.
3. Provedení kumulací, výpočet a operace s filtrovanými rezidui.
4. Zjištění poměrů signál / šum a vyvození výsledků práce.

Dosažení cílů diplomové práce jsou věnovány následující kapitoly.

1 ZÁKLADY KUMULAČNÍCH TECHNIK, FILTROVANÉHO REZIDUA A SIGNÁLU EKG

Kumulační techniky, méně vhodně nazývané také *průměrování*, slouží ke zvýraznění opakujících se (repetičních) úseků užitečného signálu ve srovnání se šumem, který je potlačován a lze tedy zvyšovat poměr signálu k šumu (PSŠ).

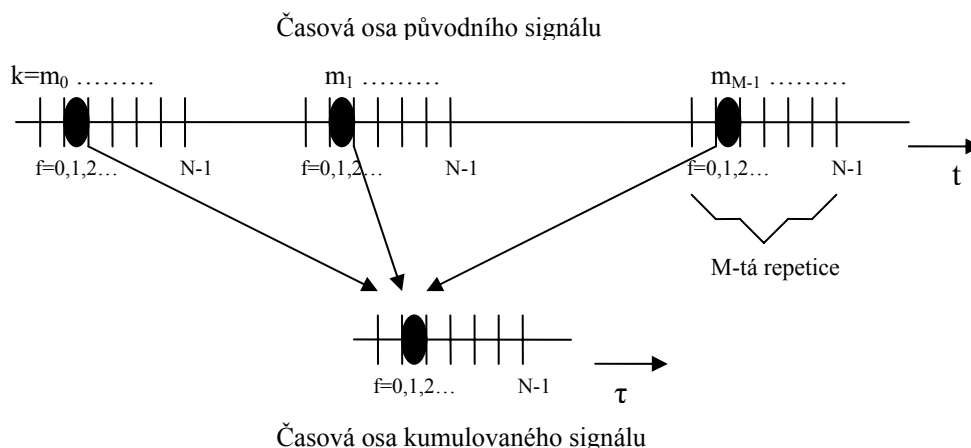
1.1 Kumulační techniky

Většina signálů snímaných z biologických objektů jsou signály nepravidelné (neperiodické), ať již vysloveně nepravidelné jako např. evokované potenciály, které se objeví jako odezva na určitý podnět, nebo se jedná o signály kvaziperiodické (např. EKG), které vykazují jisté známky periodičnosti v nestejném rozsahu délek period. Repetičním signálem budeme nazývat signál, v němž se zajímavý úsek omezeného trvání po nějaké, obecně nekonstantní době vždy v téže podobě opakuje. Při kumulaci se zdůrazňují opakující se složky signálu, zatímco nekoherentní rušivé signály (často aditivní šum) mají za určitých předpokladů (šum generován stacionárním náhodným procesem s nulovou střední hodnotou) tendenci k vymizení.

Základním požadavkem kumulačních technik je přesné stanovení počátku každého opakování (repetice) a tyto počátky při kumulaci ztotožnit. V některých případech máme k dispozici přímo signál (byť nepravidelný), který opakování způsobuje, jako např. stimulační signál při analýze evokovaných potenciálů nebo jde o signál, který je jinak časově pevně vázán na zkoumaný signál a na rozdíl od něho je však silný a nerušený. V takových případech problémy s detekcí začátku opakování odpadají. Pokud však informace o počátku každé repetice není k dispozici, stává se detekce počátku repetice obtížným problémem, neboť jednotlivá repetice bývá zpravidla do značné míry překryta šumem, který stanovení počátku komplikuje. Bývá pak třeba přizpůsobit metodu detekce počátku vlastnostem zpracovávaného signálu. Často se užívá detekce pomocí překročení jisté úrovně (tzv. prahování) nebo se užívají složitější vyšší metody detekce založené např. na korelační analýze, která však vyžaduje aspoň částečnou znalost parametrů signálu, který se má kumulací teprve získat. Navíc složitost těchto metod vyžaduje zpravidla značné zpoždění nebo i záznam signálu před kumulací.

Princip kumulace je patrný z Obr. 1. Ze vstupního signálu, jehož průběžná časová osa je v horní části obrázku, vybereme úseky s repeticemi užitečného signálu a uspořádáme je na pomocné časové ose τ (dolní část obrázku) tak, aby okamžiky počátků repeticí souhlasily a průběhy repeticí jako funkce τ , násobené vhodnými vahami sečteme. Předpokládáme přitom, že signály jsou již diskretizovány a že počátky repetice souhlasí s některými okamžiky diskrétního času. Dále předpokládáme, že repetice se nepřekrývají, tj. že odstup mezi začátky repetice je nejméně stejný jako délka repetujících úseků NT . V dalším budeme používat dvojí indexování uvedených časových os: index k ($k = 0, 1, \dots$) jako průběžný od počátku průběžné časové osy t , zatímco l pro indexování od počátku každé repetice a tudíž také pomocné osy τ , jak je

z obrázku patrně, označíme-li $m_i T$ okamžik počátku i -té repetice ($i = 0, 1, \dots$), je zřejmé v i -té repetici $l = k - m_i$.



Obr. 1: Princip kumulace repetičních signálů (převzato z [1]).

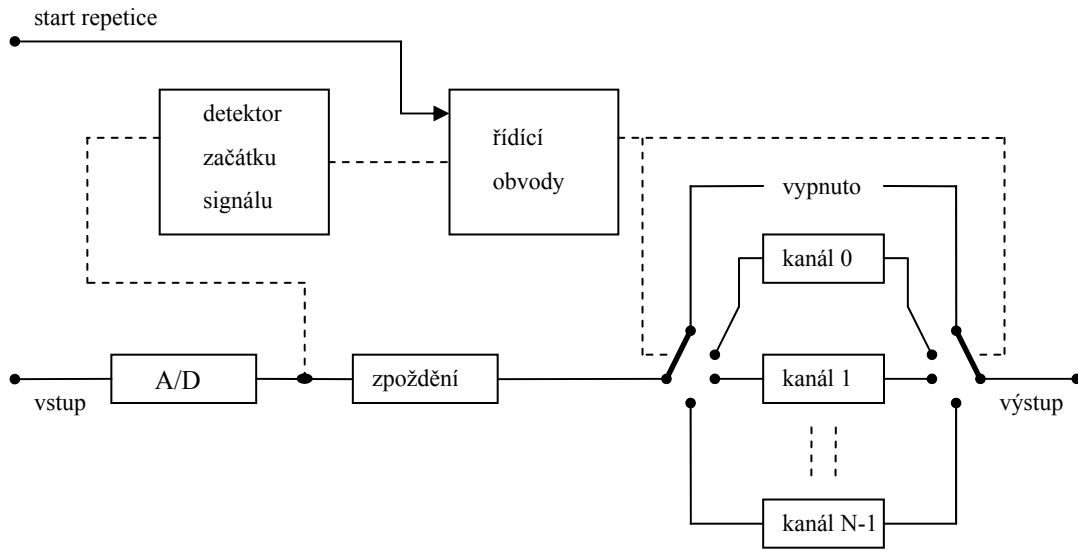
Vstupní signál $x(kT)$ je tvořen aditivní směsí užitečného signálu $s(kT)$ a šumu $n(kT)$, $x(kT) = s(kT) + n(kT)$; předpokládáme, že signál a šum jsou nezávislé. Označíme l -tý vzorek i -té repetice $x_l = x(lT) = x((l + m_i)T)$.

Pokud realizujeme kumulaci v reálném čase a sledujeme-li vývoj výstupního kumulovaného signálu během kumulačního procesu, dostáváme v průběhu j -té repetice od počátku kumulace ($j = 0, 1, \dots$) výstupní signál

$$y(kT) = y((l + m_j)T) = \sum_{i=0}^j [a_i \cdot x_{(j-i)}], \quad (1)$$

přičemž a_i , $i = 0, 1, \dots, j$, jsou váhové koeficienty, příslušející jednotlivým repeticím. Přitom z důvodů, které vyplynou později, je váha pro poslední – novou – repetici označena a_0 , zatímco a_j se vztahuje k nejstarší repetici. Volbou tohoto souboru vah je definována určitá kumulační technika a její vlastnosti.

Praktické realizace kumulačních technik bývají založeny na obecné struktuře podle Obr. 2, tedy založené na bance N paralelních filtrů, tvořících kumulátory pro jednotlivé okamžiky lT . Přitom je lhostejné, jaké budou časové úseky mezi jednotlivými repeticemi; v okamžiku detekce počátku repetice je vstup připojen k 0-tému kumulačnímu kanálu a k dalším kanálům je pak přepínačem propojován v rytmu vzorkování, tak aby v l -tém taktu i -té repetice byl vzorek x_l vstupního signálu připojen ke vstupu l -tého kumulačního kanálu. Vzhledem k tomu, že detekce počátku repetice vyžaduje jistou dobu, čili řadič informaci o začátku repetice obdrží opožděně, je třeba mezi vstup a banku filtrů vložit zpožďovací řetězec, který zajistí příslušné zpoždění kumulovaného signálu potřebné pro zmíněný synchronismus.



Přepínač na výstupu umožňuje číst nakumulované hodnoty ve stejném (popř. i odlišném) rytmu vzorkování ve srovnání se vstupem; jednoduše lze ověřit, že pokud budou oba přepínače ovládány synchronně, bude po dobu příchodu další repetice na vstup generován na výstupu též signál. Struktura na Obr. 2 je však podstatněji praktičtější, neboť umožňuje kdykoliv, nezávisle na stavu vstupu, přečíst dosud naakumulovaný výsledek v jakémkoli rytmu (např. opakovaně pro zobrazení na osciloskopu).

Znamená to, že jednotlivá opakování se superponují, přičemž vliv jednotlivých opakování může být různý. Jednotlivé kumulační techniky se liší právě souborem koeficientů a_i ($i = 0, 1, \dots, j$). Důsledkem toho jsou pak různé vlastnosti metod. Zbývá ještě stanovit, jakého zlepšení poměru signál k šumu lze obecně kumulací dosáhnout. Dosadíme-li do rovnice (1) za vstupní signál příslušný součet složek, dostáváme s uvažáním, že užitečný signál je na pořadí repetice nezávislý

$$y(kT) = \sum_{i=0}^j a_i \cdot \left((j-i)s(lT) + (j-i)n(lT) \right) = s(lT) \sum_{i=0}^j a_i + \sum_{i=0}^j [a_i \cdot (j-i)n(lT)]. \quad (2)$$

Prvý člen zde vyjadřuje signálovou složku po komunikaci, druhý složku šumovou. Zatímco signálová složka se po kumulaci změní na $\sum_{i=0}^j a_i$ násobek původní hodnoty vzorku s_l , konkrétní hodnota šumové složky jako lineární kombinace j náhodných hodnot šumu je ovšem náhodná a lze pouze zjišťovat, do jaké míry se změní průměrný šumový výkon.

Průměrný výkon signálu je úměrný průměru kvadrátů hodnot signálu. Jestliže se tedy všechny tyto hodnoty změnily $\sum_{i=0}^j a_i$ - krát, změnil se výkon signálu $\left(\sum_{i=0}^j a_i \right)^2$ - krát. Můžeme tedy konstatovat, že dosažené zlepšení výkonového poměru signálu k šumu je

$$K_p = \frac{\left(\sum_{i=0}^j a_i \right)^2}{\sum_{i=0}^j a_i^2} \quad (3)$$

zlepšení průměrného hodnotového poměru signálu k šumu (např. tzv. napětového či proudového) tedy bude

$$K_U = \frac{\sum_{i=0}^j a_i}{\sqrt{\sum_{i=0}^j a_i^2}} \quad (4)$$

Je vidět, že vlastnosti kumulace závisí jak na počtu repeticí, které bereme v úvahu, tak na vahách, kterými jednotlivé repetice násobíme. [1], [2]

1.2 Kumulace s rovnoměrnými vahami

1.2.1 Kumulace s pevným oknem

Nejjednodušším typem kumulace je zpracování s rovnoměrnými vahami a pevným, předem určeným počtem M repeticí užitečného signálu, které jsou brány v úvahu. Zpravidla se přitom používá vah, vedoucích na zachování původní úrovně signálu

$$a_i = \frac{1}{M}, \forall i \quad (5)$$

a vztah (5) se modifikuje na

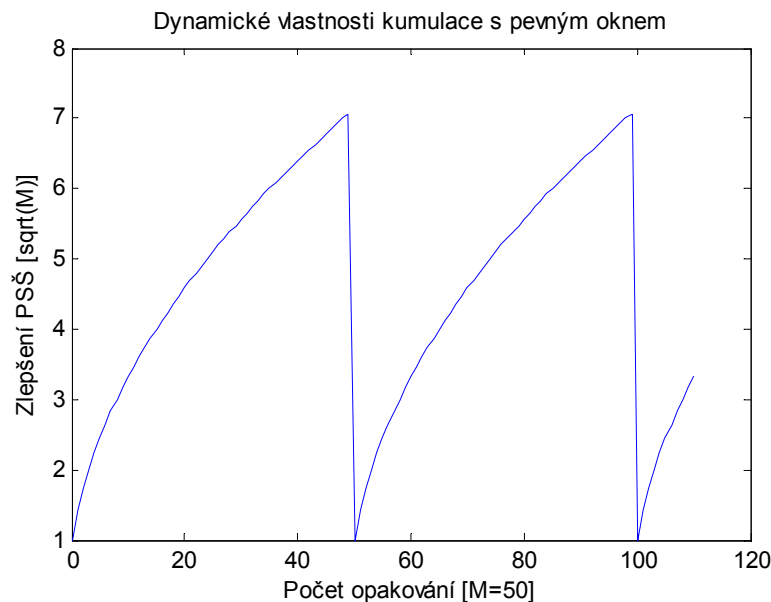
$$y(kT) = \sum_{i=0}^j \left[\frac{1}{M} \cdot x(lT) \right], \quad j = 0, 1, \dots, M - 1. \quad (6)$$

Znamená to tedy, že akumulujeme prvních M repetic a poté se proces zastaví. Užíváme-li systém podle principiálního schématu na Obr. 2, lze po skončení kumulace výsledek libovolně analyzovat, protože je uchován v pamětech kumulačních kanálů.

Zlepšení hodnotového poměru signál k šumu podle (4) v průběhu kumulace po zpracování $j + 1$ repeticí je

$$K_p = \frac{\sum_{i=0}^j \frac{1}{M}}{\sqrt{\sum_{i=0}^j \left(\frac{1}{M}\right)^2}} = \frac{\frac{j+1}{M}}{\frac{1}{M} \cdot \sqrt{j+1}} = \sqrt{j+1} \quad (7)$$

narůstá tedy s odmocninou počtu zahrnutých repeticí a po skončení celého procesu je rovno $\sqrt{M}$. Lze ukázat, že to je největší možné zlepšení při kumulaci M repetíc a (5) je tedy v tomto smyslu optimální soubor vah. Úroveň užitečného signálu v kumulačních kanálech narůstá s počtem repetíc zřejmě lineárně. Průběhy zlepšení poměru signálu k šumu i úrovně signálu v závislosti na počtu repetíc ukazují, pro konkrétní $M = 100$, počáteční úseky grafů v Obr. 5 pro $j \leq 99$.



Obr. 3: Dynamické vlastnosti kumulace s pevným oknem (převzato z [1]).

Kumulace s pevným oknem plně vyhovuje, jde-li o jednorázové získání očištěného repetičního signálu. Její možnosti sledování pomalých změn ve sledovaném signálu jsou však omezeny, poněvadž po zpracování M repetíc je nutno registry kumulačních kanálů vynulovat. Sledujeme-li touto metodou repetiční signál kontinuálně, je tedy v plné kvalitě (tj. s potlačením šumu odpovídajícím zvolenému M) k dispozici pouze jednou za M repetíc, mezi těmito okamžiky je jak úroveň, tak kvalita signálu nižší, jak ukazuje Obr. 3. [1]

1.2.2 Kumulace s klouzavým oknem

Metoda klouzavého (plovoucího) okna v rovnoměrné kumulaci odstraňuje nevýhodu přístupu s pevným oknem spočívající v neschopnosti plynule sledovat pomalý vývoj repetičního signálu. Poznamenejme, že ovšem žádná kumulační metoda nemůže přesně sledovat jakýkoliv plynulý vývoj ve tvaru repetíc a že jsme při odvození vlastností kumulace předpokládali zcela přesná, neměnná opakování. Jedná se však o případ tak

pomalých změn, že se v rámci M repetíc projeví jen málo, popř. o registraci skokových změn, o nichž není známo, kdy nastanou a stačí je zjistit až po větším počtu opakování. Přesné hodnoty jsou po skokové změně ovšem i u metody klouzavého okna opět k dispozici zase až po M repeticích, pokud se signál po náhlé změně dále již nemění.

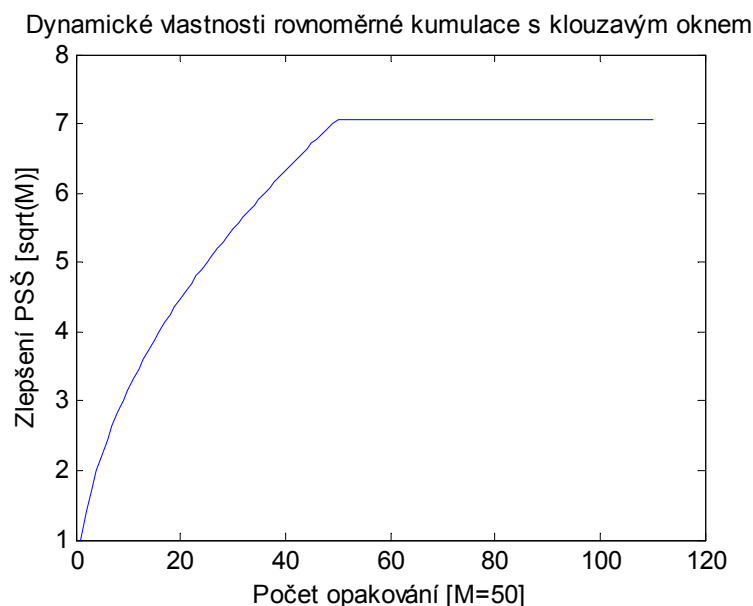
Podstata metody klouzavého okna je v tom, že po přijetí prvních M repetíc nedojde k nulování registrů kumulačních kanálů, nýbrž se před zpracováním každé další repetice odečtou ze součtů hodnoty nejstarší z uchovaných repetíc. V registrech je tedy vždy zahrnuto posledních M repetíc, takže váhy, s nimiž jsou repetice sčítány lze vyjádřit takto

$$a_i = \begin{cases} \frac{1}{M}, & i=0,1,\dots,M-1 \\ 0, & i \geq M \end{cases} . \quad (8)$$

Pevný počet členů v součtech je vyjádřen nulovými vahami pro členy starší než M repetičních cyklů, takže kumulace může být na základě (1) pro jakékoli j popsána obecným vztahem

$$y(kT) = \sum_{i=0}^{\max(j, M-1)} \left[\frac{1}{M} \cdot (j-i) x(lT) \right], \quad j = 0,1,2,\dots \quad (9)$$

Dynamické vlastnosti kumulace s klouzavým oknem jsou patrné z Obr. 4 (a Obr. 5) pro stejné podmínky jako v případě pevného okna. Je vidět, že po dosažení ustáleného stavu po prvních M repeticích se již dosažené zlepšení poměru signálu k šumu (ani úroveň signálu) nemění. Dojde-li ke skokové změně velikosti signálu na novou trvalou hodnotu, mění se výstup lineárně během následujících M repetíc a poté je stabilizován na nové hodnotě. To zřejmě představuje optimální možné dynamické chování. [1]



Obr. 4: Dynamické vlastnosti rovnoměrné kumulace s klouzavým oknem (převzato z [1]).

1.3 Exponenciální kumulace

Při exponenciální kumulaci klesají váhové koeficienty směrem do minulosti,

$$a_i = q^i, \quad q \in (0,1), \quad i = 0,1,2,\dots \quad (10)$$

takže ve výsledku má největší váhu nová repetice, zatímco význam předchozích repetit je tím menší, čím jsou starší. Na rozdíl od předchozí metody, kdy příspěvek kterékoli repetice působil po dobu M repetit plnou vahou a pak byl z výsledku vypuštěn, dochází nyní k postupnému „zapomínání“ starších hodnot. Jde tedy také o metodu s klouzavým oknem, to však není pravoúhlé jako v minulém případě, nýbrž exponenciálně klesá do minulosti a s každou další repeticí se prodlužuje. Teoreticky jsou ve výsledku (1) obsaženy příspěvky ode všech repetit od počátku kumulace, příspěvek velmi starých hodnot je ovšem již nepatrný a prakticky jsou „zapomenuty“, což na druhé straně znamená, že výsledek může reflektovat pomalé změny v signálu podobně jako v případě klouzavého okna s rovnoměrnými vahami.

Po dosazení (10) do (1) obdržíme

$$y(kT) = \sum_{i=0}^j [q^i \cdot x((j-i)T)] \quad j = 0,1,2,\dots \quad (11)$$

vzhledem k tomu, že kumulační kanál je při $0 < q < 1$ stabilní filtr, může pracovat neomezeně dlouho. S využitím prvního členu výsledku (2) dostaneme součtem geometrické řady pro koeficient zesílení užitečného signálu

$$\sum_{i=0}^j a_i = \sum_{i=0}^j q^i = \frac{1 - q^{j+1}}{1 - q}, \quad (12)$$

což v limitě pro velký počet repetit dává $\frac{1}{1-q}$, takže užitečný signál bude vůči originálnímu repetitům zesílen. Podobně podle (4) dostaneme pro průměrné zlepšení poměru signál k šumu

$$K_U = \frac{\sum_{i=0}^j a_i}{\sqrt{\sum_{i=0}^j a_i^2}} = \sqrt{\frac{1 - q^{j+1}}{1 + q^{j+1}}} \cdot \sqrt{\frac{1 + q}{1 - q}},$$

v limitě tedy

$$K_U = \sqrt{\frac{1 + q}{1 - q}}. \quad (13)$$

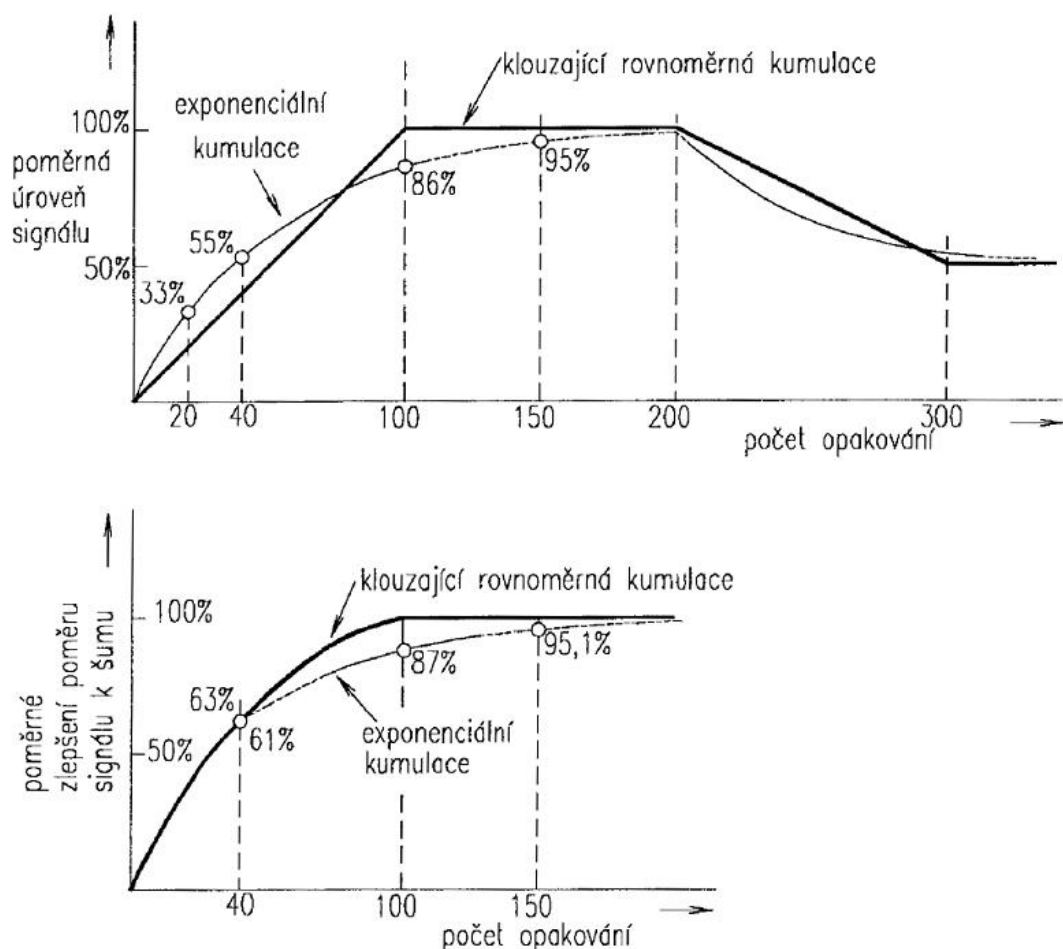
Závisí tedy jak výsledná amplituda signálu, tak i průměrné zlepšení poměru signálu k šumu na zpětnovazebním koeficientu q – čím blíže je k 1, tím vyšší jsou oba parametry, ale tím déle trvá přiblížení k ustálenému stavu.

Poněvadž rovnoměrná kumulace s klouzavým oknem slouží jako jistý standard, bývá exponenciální kumulace navrhována tak, aby se rovnoměrné kumulaci se zvoleným M svými parametry blížila. Požadujeme-li, aby průměrné (limitní) zlepšení bylo shodné, je třeba volit q tak, aby platilo

$$\sqrt{M} = \sqrt{\frac{1+q}{1-q}}, \text{ tj.}$$

$$q = \frac{M-1}{M+1}. \quad (14)$$

Na Obr. 5 jsou uvedeny průběhy, charakterizující dynamické chování exponenciální kumulace pro $q = 0,980198$ ve srovnání s metodou klouzavého okna s odpovídajícím $M = 100$, což je příslušná hodnota podle (14). V horní části je zde zobrazena úroveň užitečného signálu na výstupu kumulátoru v závislosti na počtu přijatých repeticí. Jde o zpracování signálu, který beze změny repetoval do dvoustého opakování, poté jeho úroveň poklesla na polovinu. V dolní části obrázku je v závislosti na témž parametru vývoj průměrného zlepšení poměru signál k šumu. Můžeme konstatovat, že z praktického hlediska je exponenciální kumulace téměř rovnocenná: po M repeticích dosahuje 86 % konečného zlepšení a zhruba stejné procento konečné amplitudy, po $1,5 M$ repetic se již výsledky obou metod liší o méně než 5 %. Naopak exponenciální kumulace reaguje zpočátku rychleji na skokovou změnu v opakovaném signálu. [1]



Obr. 5: Dynamické vlastnosti exponenciální kumulace pro $q = 0,98198$ ve srovnání s rovnoměrnou kumulací s klouzavým oknem pro $M = 100$ (převzato z [1]).

1.4 Zhodnocení kumulačních technik

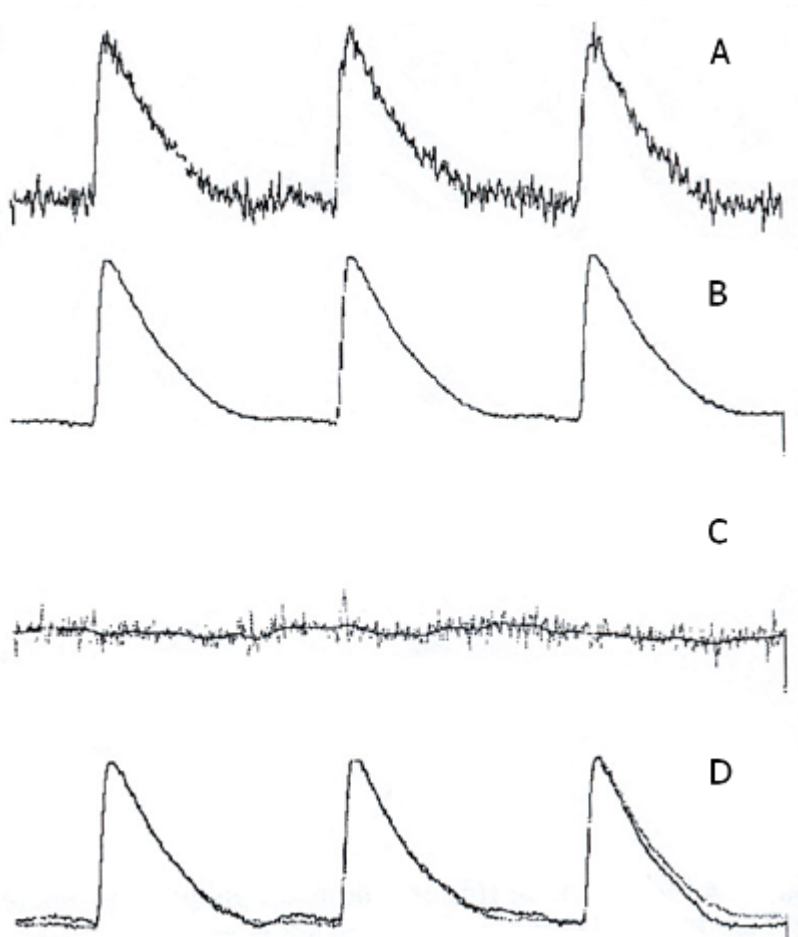
Je třeba zdůraznit, že byť zajímavou repetiční složku vstupního signálu považujeme obvykle za deterministickou, šumová složka je vždy v nějakém smyslu náhodná a v důsledku toho i výsledek kumulace je náhodný signál. Zlepšení poměru signálu k šumu, je průměrné zlepšení, k němuž se bude blížit průměr zlepšení z velkého počtu realizací, tj. pro mnohokrát opakovanou kumulaci. Musíme proto počítat s tím, že zejména pokud kumulujeme pouze malý počet repeticí, nejenže ani v průměru nelze očekávat velké zlepšení, ale je nutno počítat s tím, že některé vzorky výsledku budou pravděpodobně zatíženy velkými chybami. Velká chyba se ovšem – spíše výjimečně – může vyskytnout i při kumulaci velkého počtu repeticí. Při interpretaci výsledků je proto třeba s možností takové anomálie počítat. Skutečnost, že odvozená zlepšení platí pouze statisticky, bývá někdy opomíjena, což může vést až k nesprávným závěrům z výsledků kumulace. [1]

1.5 Filtrovaná rezidua

Cílem této metody je využít zkumulovaného signálu k nalezení stacionární části vstupního signálu a tím zlepšit filtrování (odrušení) signálů, při zachování drobných vývojů v čase. Schopnost metody zlepšit rekonstrukci vstupního signálu je vyobrazena níže. Metoda vychází z [3].

Princip filtrovaných reziduí pro shodné délky repetice Obr. 6:

- Nalezení kumulovaného cyklu z A
- Seřazení kumulovaných cyklů (B) a odečtení od vstupu, $C = A - B$
- Filtrace vzniklého reziduového (zbytkového) signálu dolní propustí $C \rightarrow C_{fil}$
- Přičtení filtrovaného reziduového (FR) signálu ke kumulovanému cyklu $D = C_{fil} + B$



Obr. 6: Princip filtrovaných reziduí (převzato z [3]).

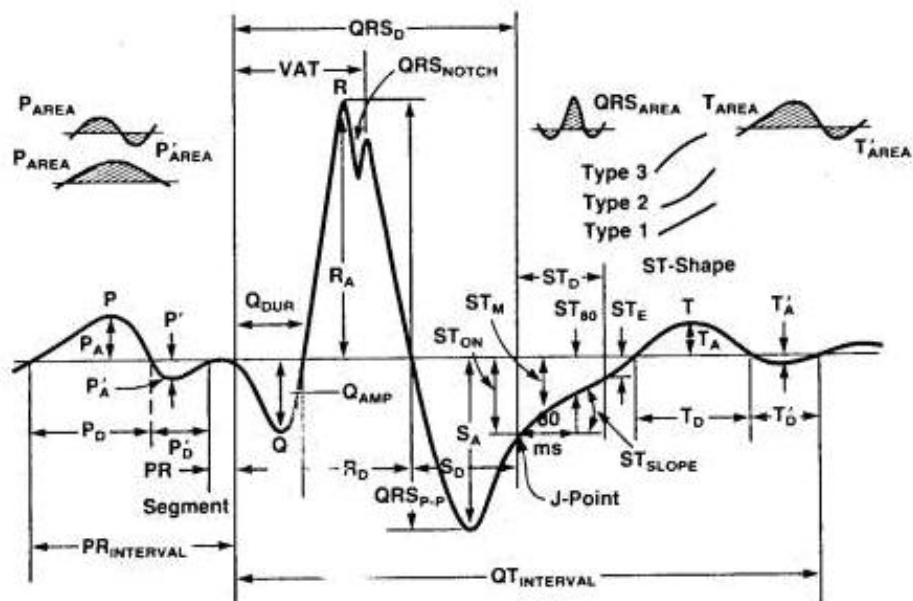
1.6 Stručný popis signálu EKG

Elektrokardiogram (EKG) je grafický záznam srdečních potenciálů snímaných z povrchu těla nebo ze srdečních dutin [4].

Stah svalových buněk počíná elektrickou změnou zvanou depolarizace. EKG snímané z povrchu těla zaznamenává depolarizaci všech jednotlivých buněk srdečního svalu. Tvar EKG vln závisí na sekvenci iontových změn, které depolarizaci působí, a na způsobu jak se tyto šíří srdcem. Je-li jednotlivá svalová buňka v klidu, její povrch je nabit pozitivně a vnitřek negativně. Rozdíl potenciálů na membráně je okolo -90 mV . Elektrický podnět způsobí rychlý tok Na^+ (kladně nabitých sodíkových iontů) z extracelulární tekutiny do buňky, čímž se vnitřek buňky stává oproti okolí pozitivním. Membránový potenciál rychle dosáhne $+30\text{ mV}$. Počáteční proud sodíkových iontů rychle ustává a je následován pomalým vstupem dalších Na^+ iontů. V tomto stadiu se také pohybují relativně pomalu do svalové buňky kalciové ionty (Ca^+). Společný vstup těchto dvou iontů směřuje k tomu, aby se membránový potenciál stal ještě více pozitivní. Avšak toto je vyváжено únikem kalciového iontu z buňky ven.

Elektrickým výsledkem těchto pozdějších toků iontů je, že membránový potenciál svalové buňky se udržuje okolo nuly asi po 200 ms a potom nastane repolarizační fáze, při níž klesá membránový potenciál na klidových -90 mV .

Když povrch jedné srdeční buňky změní polaritu z pozitivní na negativní, vznikne proud pozitivních iontů z extracelulární tekutiny z přilehlých buněk k depolarizované. Tento iontový pohyb spustí depolarizaci v klidových buňkách. Depolarizace se tedy šíří jako postupující vlna z buňky, která byla jako první depolarizována. Povrchový elektrokardiogram zaznamená tuto vlnu depolarizace; jelikož buňky myokardu jsou depolarizované, EKG zaznamená změnu elektrické aktivity na povrchu těla, ale když srdeční buňky jsou úplně depolarizované se stálým membránovým potenciálem rovným nule, EKG se vrátí k základní nulové linii. Během repolarizace vzniká druhá elektrická vlna na tělesném povrchu a EKG zaznamená další odklon, kterým je vlna T. Charakteristický průběh signálu EKG na Obr. 7.



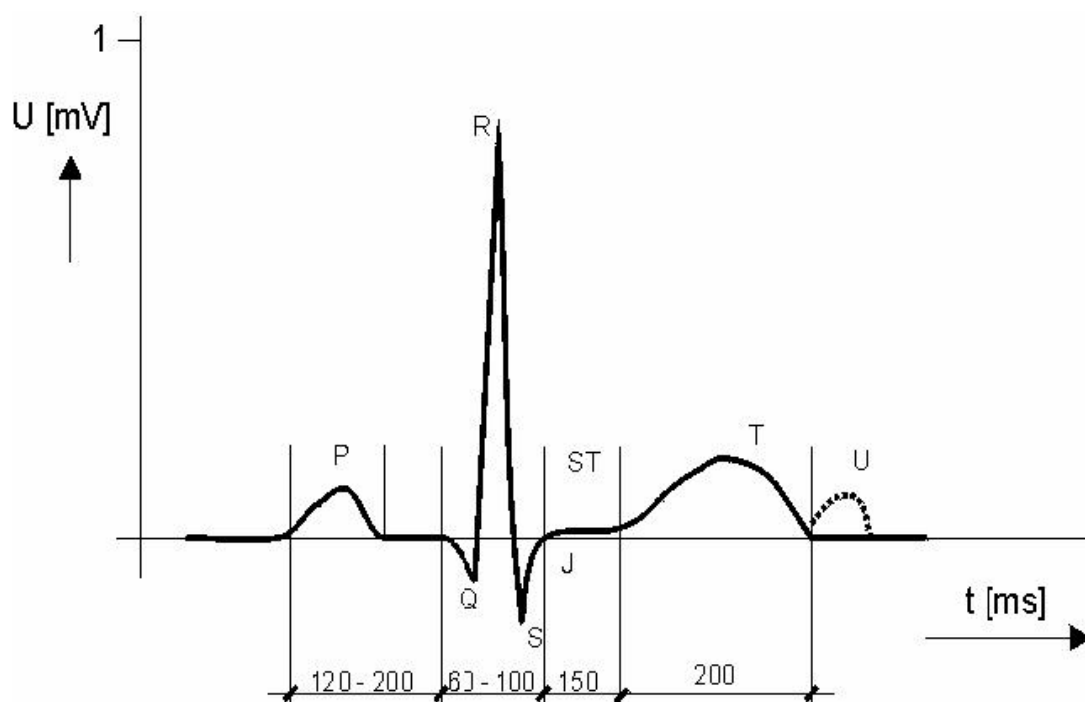
Obr. 7: Charakteristický průběh signálu EKG s popisem jednotlivých segmentů (převzato z [4]).

- Vlna P - zobrazuje postup aktivace síní,
- interval PQ (PR interval) - doba převodu aktivace ze síní na komory
- komplex QRS_D - projev aktivace komor, tvar dán postupem aktivace v srdci (depolarizace),
- segment ST_D - doba, kdy jsou komory aktivovány (plató akčního potenciálu),
- vlna T - repolarizace začínající u buněk, které byly aktivovány jako poslední (největší akční potenciál), a proto má vlna T stejnou polaritu jako největší výchylka komplexu QRS.

1.6.1 Komplex QRS

EKG se v kardiologii řadí mezi základní vyšetřovací metody [4].

Nejnápadnější část v EKG je QRS komplex. Je obrazem depolarizace srdečních komor a skládá se většinou ze tří kmitů. První negativní kmit je vlna Q, první pozitivní kmit za vlnou Q je vlna R a první negativní kmit za vlnou R je vlna S. QRS komplex dokumentuje svým tvarem elektrickou aktivitu srdce v průběhu ventrikulární (komorové) kontrakce. Díky rozboru tvaru QRS a intervalech, ve kterých se objevuje (Obr. 8), je možné zjistit mnoho informací o stávající srdeční činnosti. Pro svůj typický tvar se používá jako základ pro automatizované určování srdeční frekvence nebo se také používá k vytvoření algoritmů k detekci signálu EKG.



Obr. 8: Signál EKG s popisem dominantních částí.

Softwarová detekce QRS komplexu je svou kvalitou přímo úměrná s vývojem v oblasti informační techniky. V minulosti byla detekce jednoznačně určena složitostí algoritmů používaných k výpočtu, které byl schopen hardware ještě zpracovat. V současné době je hlavním vývojovým cílem kvalita a vlastnosti detekce. Jedinou výjimkou tvoří v tomto trendu vývoj algoritmů pro detekci QRS v zařízeních napájených omezeným zdrojem (akumulátorem). V posledních několika letech bylo navrženo mnoho metod k detekci QRS komplexu, například algoritmy založené na principu umělých neuronových sítí, genetické algoritmy, banky filtrů s využitím vlnkové transformace atd.

2 METODA DETEKCE VZTAŽNÝCH BODŮ, EMG ŠUM A PŘIZPŮSOBENÍ REPETIC

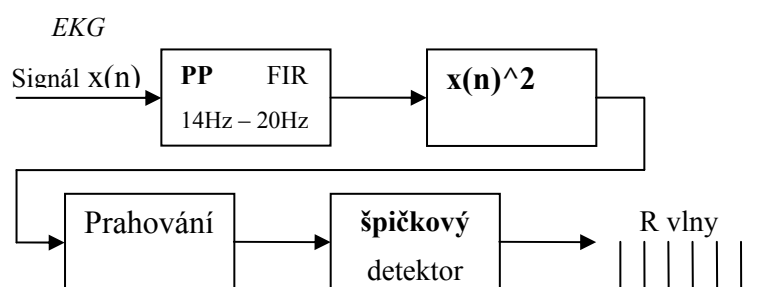
U signálů EKG se nabízí používat jako vztažné body QRS komplex díky dominantní R-vlně, která bývá skrze svou velikost nejsnadněji detekovatelná.

2.1 Použité signály

Pro účely vytvoření této práce byl použit signál *e0613.mat* z databáze signálů na ÚBML. Záznam je dlouhý 60 s, což při frekvenci vzorkování 500 Hz odpovídá 30000 vz (vzorků). Pro potřeby návrhu a ozkoušení algoritmů byl využit celý signál obsahující 92 plnohodnotných repetíc.

Pro získání prokazatelnějších výsledků byly použity signály EKG z MIT-BIH databáze Arytmií [5]. Tato databáze je určena pro vyhodnocování algoritmů analyzujících detektory arytmií a byla první, která obsahovala sadu standardizovaných testovacích signálů pro základní výzkumy. Díky její dosažitelnosti byly její signály použity již ve více než 500 zařízeních po celém světě. Signály byly pořízeny v letech 1975 až 1979 a skládají se ze 48 vzorků ambulantního záznamu EKG získaných od 47 osob. Každý signál je půl-hodinový výňatek dvou-kanálového EKG záznamu, což při frekvenci vzorkování 360 Hz odpovídá délce 650000 vz.

2.2 Blokové schéma detekce R vln



Obr. 9: Blokové schéma špičkového detektoru.

QRS komplex, jehož součástí je hledaná R vlna, se v signálu EKG nachází přibližně v pásmu 14 Hz až 20 Hz. Před provedením detekce QRS komplexu bylo potřeba vhodně filtrovat zašuměný signál EKG. Většina algoritmů používaných v detektorech používá filtrační člen k zeslabení nepotřebných či nežádoucích frekvenčních složek signálu EKG např. P vlny, T vlny a šumu. V signálu EKG se může vyskytnout mnoho druhů šumu, šum vznikající díky špatnému kontaktu snímající elektrody s pokožkou pacienta, šum tvořící se při kontrakci svalů nebo šum způsobený průnikem kmitů z rozvodné sítě napájení. Použitá pásmová propust s mezními kmitočty 14 Hz a 20 Hz selektovala

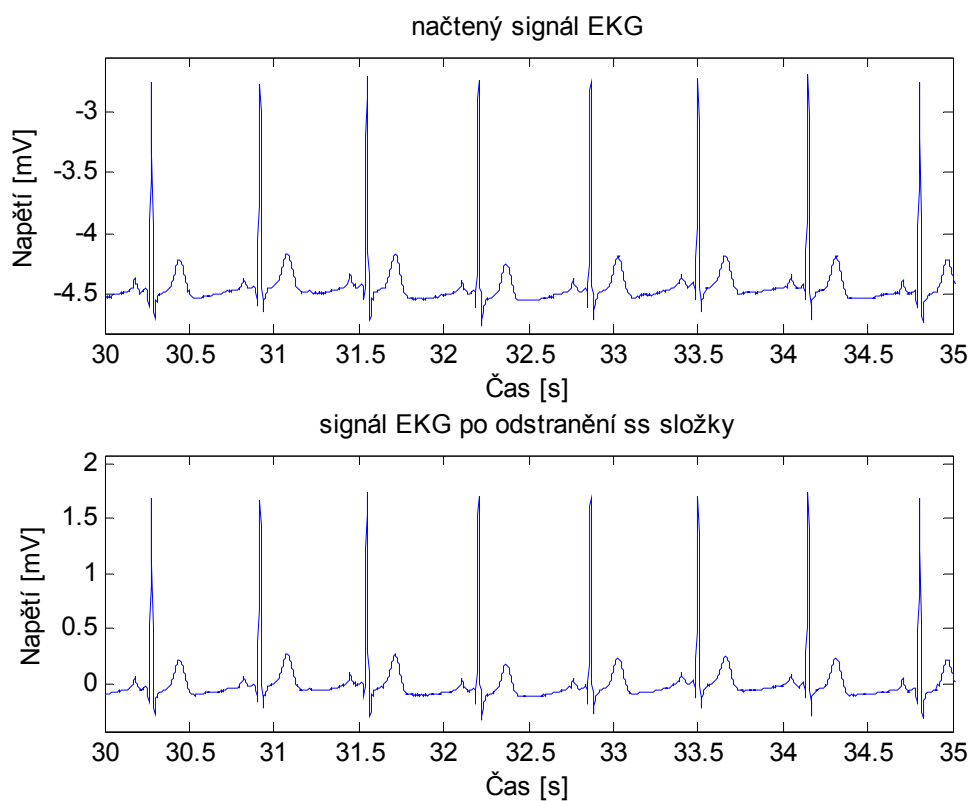
pouze frekvenční pásmo QRS komplexu a eliminovala rušení jako je síťový brum, drift nulové izolínie a nežádoucí komponenty EKG signálu (vlny T a P). Výsledný filtrovaný signál byl umocněn, k získání jen kladných hodnot signálu. Dále byl porovnáván se stanoveným prahovým kritériem, zda se v dané části signálu vyskytuje QRS, respektive R vlna. Prahová kritéria můžeme rozdělit do těchto základních skupin: základní, adaptivní, nesequenční prahová kritéria a syntaktická rozhodovací pravidla.

2.2.1 Filtrace

Prvním blokem ve schématu vyjadřujícím detektor QRS komplexu je filtr typu pásmová propust. Po načtení zpracovávaného signálu bylo třeba odstranit nežádoucí složky signálu.

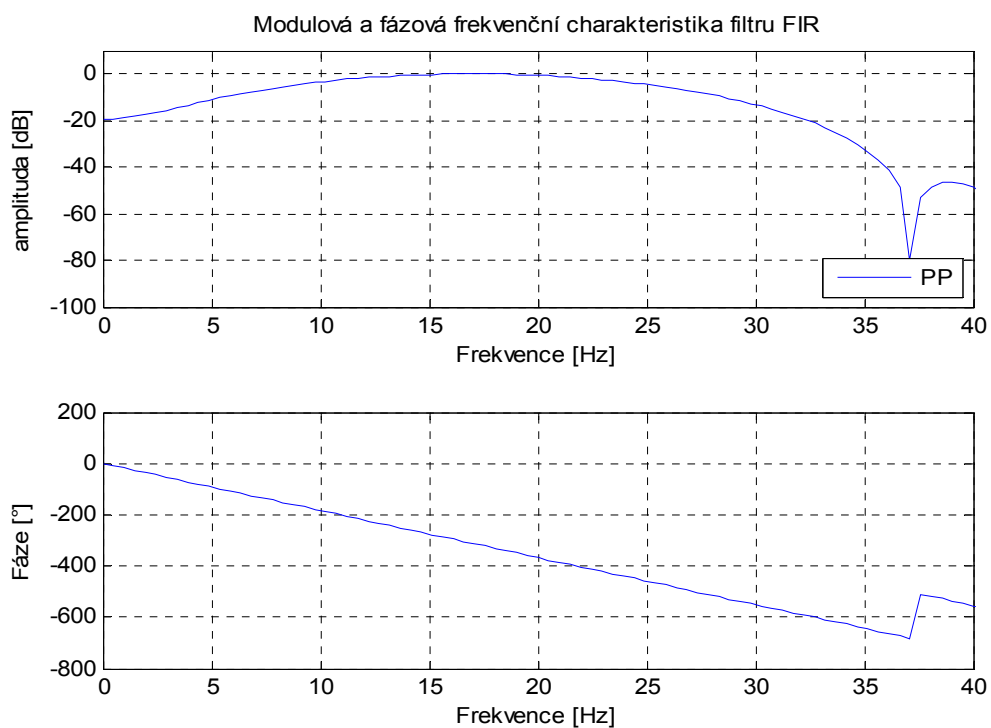
- Odstranění stejnosměrné složky bylo v tomto detektoru realizováno vynulováním první spektrální čáry ve spektru zpracovávaného signálu.

$$\begin{aligned}
 X(n) &\xrightarrow{DFT} X(\omega) \\
 X(\omega = 1) &= 0 \\
 X(\omega) &\xrightarrow{IFT} X(n)
 \end{aligned}
 \tag{15}$$



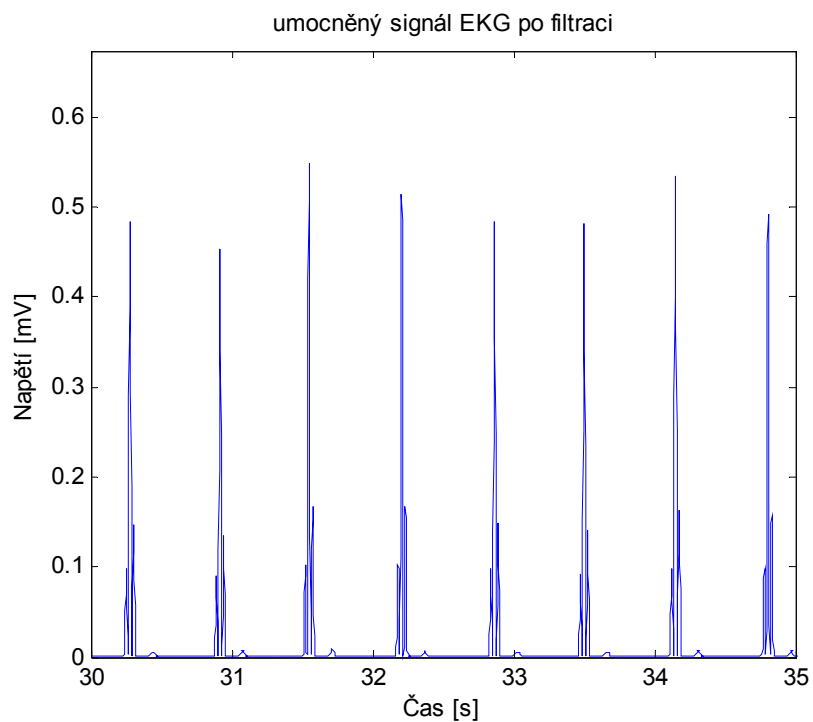
Obr. 10: Načtený signál a signál po odstranění ss složky (e0613).

- Signál byl filtrován pásmovou propustí typu FIR, s impulsní charakteristikou délky 51 vz a mezními kmitočty 14 Hz a 20 Hz.



Obr. 11: Modulová a fázová frekvenční charakteristika filtru FIR.

- V následném kroku byl signál umocněn. Touto operací byly získány jen kladné hodnoty signálu.



Obr. 12: Umocněný signál EKG po filtraci.

- Protože filtr zaváděl zpoždění signálu, bylo nutné toto zpoždění vykompenzovat, aby nedocházelo ke ztrátě informací ze vstupního signálu. Zpoždění bylo vykompenzováno přidáním určitého množství vzorků (s nulovou hodnotou) na začátek signálu. Po filtraci byl stejný počet vzorků odebrán z konce signálu. V tomto případě se jednalo o FIR filtr s lichým délkou impulsní charakteristiky, jehož zpoždění je dáno vztahem

$$prodleva = \frac{N-1}{2}(\text{vzorků}), \quad (16)$$

kde N je délka impulsní charakteristiky.

2.2.2 Prahování

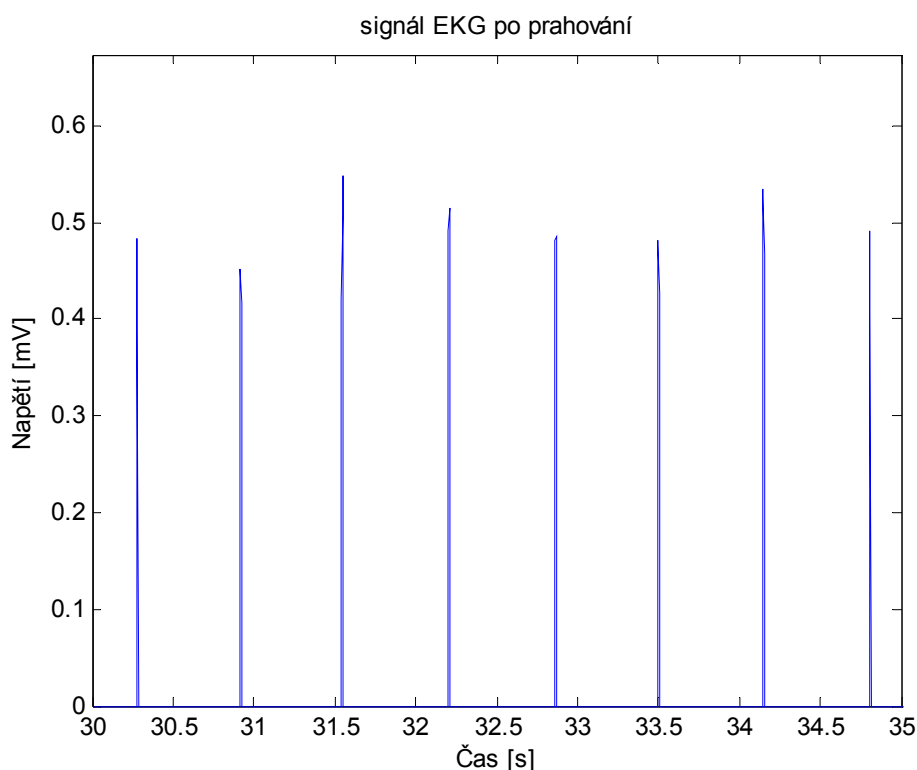
Jednalo se o poslední krok před samotným špičkovým detektorem. Tento rozhodovací krok určoval z průběhu předzpracovaného signálu, zda se v něm komplex QRS objevil či nikoli. Existuje mnoho typů algoritmů pro vytvoření prahu. V zásadě platí, že se hodnota prahu určuje na základě vlastností průběhů analyzovaného signálu.

- V této práci bylo užito základní prahovací kritérium a to porovnávání parametrů předzpracovaného signálu s pevným prahem. Výhodou je, že se jednalo o rychlý a jednoduchý algoritmus, který podává dobré výsledky při analýze relativně kratších signálů EKG s nízkou úrovní rušení jako např. klidové EKG.
- Maximum, ze kterého byl určen práh, bylo získáno tzv. metodou “nástřelu maxim”. Při této metodě je vybíráno maximum z každého zvoleného počtu vzorků signálu do třetiny délky celkového signálu. Délka nástřelu, v případě této práce se jedná o 500 vzorků (případně 360 vz), byla dána na základě úvahy, že v tomto úseku se vyskytuje pravděpodobně jedna R vlna, i když to ve skutečnosti mohli být dvě nebo také žádná. Z takto určeného vektoru maxim byl vypočten medián, který určil základ pro výpočet prahu.

$$\begin{aligned} & \text{pro } i \in (1, 10000) \text{ po kroku } 500 \\ & \max imum(j) = \max(y(i-499) \dots y(i)) \\ & j = j + 1 \\ & med = median(\max imum) \end{aligned} \quad (17)$$

- V navrženém algoritmu pro detekci QRS komplexu byla volena hodnota $2/3$ z maxima. Tyto hodnoty byly získány na základě testování algoritmu, kdy bylo dosahováno nejlepších výsledků detekce.

$$práh = \frac{2}{3} \cdot med \quad (18)$$



Obr. 13: Signál EKG po prahování.

Na Obr. 13 je vidět signál EKG po prahování a jsou vidět „ořezané“ špičky signálu. V některých případech se již jednalo jen o samotnou R vlnu, ale někdy jsou patrné i další artefakty jako Q vlny nebo S vlny.

2.2.3 Špičkový detektor

Je poslední částí blokového schématu detektoru QRS komplexu. Špičkový detektor vyhledával lokální maxima v signálu po prahování.

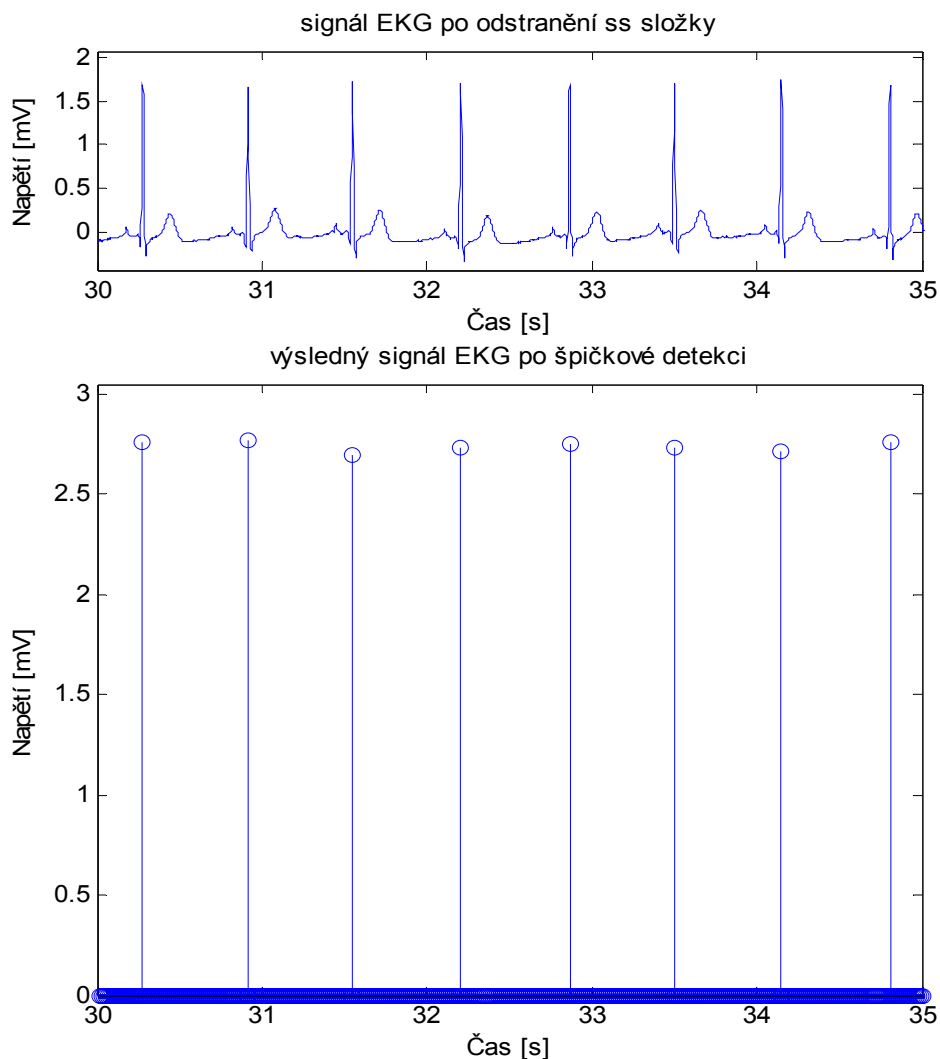
- První část algoritmu špičkového detektoru byla tvořena podmínkou

$$x(i-1) < x(i) > x(i+1), \quad (19)$$

kde $x(i)$ je i -tý vzorek signálu. Tato podmínka byla však nedostačující, docházelo k falešně pozitivním detekcím špiček v signálu EKG.

- Další rozhodování špičkového detektoru bylo podle následujících pravidel.
 - pokud byly dva extrémy od sebe vzdáleny méně než 100 ms, vyloučil se druhý extrém bez ohledu na jeho vlastnosti;
 - jestliže byla vzdálenost mezi dvěma extrémy 100 až 200 ms, ponechal se větší z obou extrémů;
 - byla-li vzdálenost dvou extrémů v rozmezí 200 až 400 ms, vyloučil se menší z nich, pokud nedosahoval alespoň 60% hodnoty vyššího extrémů;
 - ponechané extrémy byly považovány za pozice R vlny.

$$\begin{aligned}
& i(n+1) - i(n) < 100ms \\
& i(n+1) = 0 \\
& 100ms < i(n+1) - i(n) < 200ms \\
& i(n+1) > i(n) \Rightarrow i(n) = 0 \text{ nebo } i(n+1) < i(n) \Rightarrow i(n+1) = 0 \\
& 200ms < i(n+1) - i(n) < 400ms \\
& 0,6 * i(n+1) > i(n) \Rightarrow i(n) = 0 \text{ nebo } i(n+1) < 0,6 * i(n) \Rightarrow i(n+1) = 0
\end{aligned}
\tag{20}$$



Obr. 14: Výsledný signál EKG po špičkové detekci v porovnání s načteným signálem.

Z obrázků jsou patrné výsledky detekce QRS komplexu, respektive pozic R vln. Po použití druhé části algoritmu špičkového detektoru byly již výsledky detekce QRS komplexů dostačující a pozice R vln na Obr. 14 odpovídaly pozicím detekovaných špiček u načteného signálu. Detektor byl použit z práce[6].

2.2.4 Zhodnocení funkce QRS detektoru

Metoda detekce komplexů QRS v signálu EKG za použití detektoru s pevným prahovacím kritériem je vhodná pro analýzu krátkých, klidových a nezarušených segmentů EKG signálu. Je zde nutno brát v potaz kompromis mezi jednoduchostí algoritmu detekce, rychlostí vyhodnocení analýzy a nedokonalé detekce komplexů QRS v zarušených a abnormálních částech signálu EKG.

Při použití signálů EKG z MIT-BIH databáze Arytmií [5] se ukázalo, že detektor popsaný výše nebyl z popsaných důvodů vhodný. U repetice ovlivněné arytmií se pozitivní R-vlna projevuje jako negativní, často doprovázená výrazně vyšší amplitudou u T vlny nebo je jinak významným způsobem ovlivněna celá repetice EKG ve které arytmie vznikla.

Upravovat výše popsaný detektor nebo vytvořit zcela nový a složitější by vedlo k obsáhlé problematice, jejíž řešení není účelem této práce. Byl proto použit i detektor z práce [7].

2.3 Detektor komplexů QRS

Využívá se zde jedno-svodový, lokální QRS detektor založen na numerické realizaci spojitě vlnkové transformace, vhodné volbě mateřské vlnky a použitého měřítka, prahování s pevným prahem a shlukové analýze [7].

Tento detektor QRS komplexů byl vhodným základem k zjištění pozic R vln v jednotlivých repeticích signálu EKG.

2.4 Generátor EMG šumu

EMG neboli elektromyogram zachycuje elektrickou aktivitu, jež vychází ze svalových vláken (v tomto případě šum kosterního svalstva, vznikající následkem pohybu člověka např. u zátěžového EKG).

Protože výstupem této práce je porovnání kvality signálu k šumu, bylo potřeba mít vstupní nezarušený signál, který si pro účely kumulace uměle zarušíme na daný poměr signál k šumu, abychom mohli signál s využitím kumulačních technik odpět odfiltrovat.

Pro generování EMG šumu byl využit software z [8], který poskytoval právě šum s frekvenčními vlastnostmi myopotenciálů.

2.5 Přizpůsobení délky jednotlivých repetic

Základním problémem v této práci byla podmínka kumulace, kdy kumulované repetice musí být o stejné délce a nemá-li docházet ke značnému zkreslení, musí si odpovídat pozice zajímavých částí repetice. U signálu EKG se jedná hlavně o komplex QRS, respektive pozici R vlny. Menší ale přesto znatelná zkreslení mohou být způsobena i nepřesnou kumulací P a T vln. V praxi samozřejmě nikdy nedokážeme naměřit EKG signál, ve kterém by si jednotlivé intervaly průběhů EKG na vzorek přesně odpovídali, i když tam dochází k určité podobnosti. K vyřešení tohoto problému byly používány jako

jednotlivé repetice úseky signálu mezi dvěma sousedními R vlnami (RR interval) a využita funkce pro přizpůsobení délky repetice na hodnotu standardizovaného intervalu, kdy jsem vycházel z [9]. Tato hodnota byla volena jako medián ze všech délek repetice.

Mějme $x(k)$ jako vstupní signál složený z m R vln, kde $1 \leq k \leq n$ a mějme t_i , které je počáteční index i -té R vlny, kde $0 \leq i \leq m$, $t_0 = 1$ a $t_m = n + 1$; $x(n + 1)$ je fiktivní vzorek, který není součástí vstupního signálu a t_m je zavedeno pro zjednodušení výpočtu vzorce τ . Interval i -tého RR intervalu je $\tau_i = t_{i+1} - t_i$, pro $0 \leq i \leq m - 1$. $\tau_{\max}$ je maximum ze všech τ_i a $x'(k)$ je nová normovaná velikost repetice, kde $1 \leq k \leq m \tau_{\max}$. Natahování znamená konverzi x do x' takovou, že i -tý RR interval je mapován do intervalu $[i \tau_{\max}, \dots, (i + 1) \tau_{\max} - 1]$. Zkracování je inverzní operace k natahování.

Během natahování je bod $x(t_i + j)$ mapován do bodu $x'(i \tau_{\max} + j')$, kde $j' = M_i(j)$. Mapovací funkce M_i je definovaná jako $[0, \dots, \tau_i] \rightarrow [0, \dots, \tau_{\max}]$, při splnění podmínek: $M_i(0) = 0$ a $M_i(\tau_i) = \tau_{\max}$, kdy by tento průběh měl být kontinuální a vzestupný. Pro zkracování je bod $x'(i \tau_{\max} + j')$ mapován do bodu $x(t_i + j)$, kde

$j = M_i^{-1}(j')$. Optimální tvar M_i závisí na charakteru signálu. Nejjednodušší volbou je

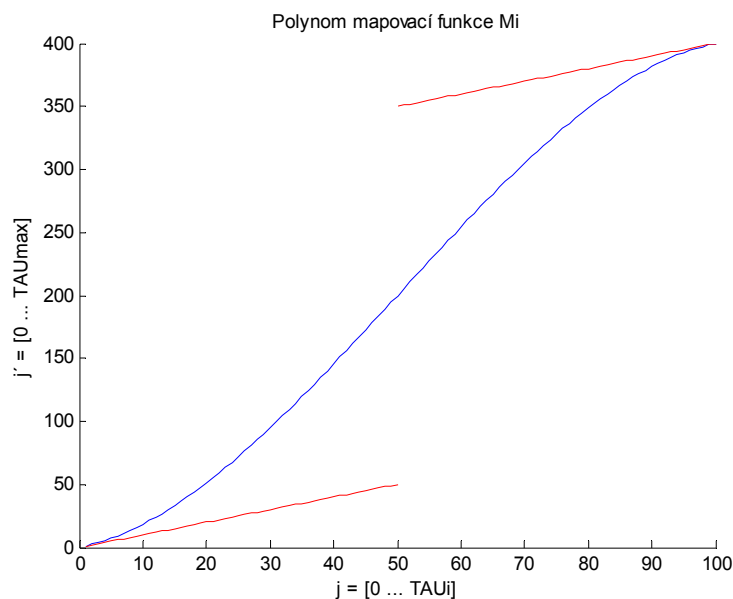
$$M_i(j) = j \tau_{\max} / \tau_i, \quad (21)$$

tj. lineární natahování. Tato funkce ovšem není obvykle nejlepším řešením. U biologických signálů jako právě u EKG je nosná informace každou repetici shodná i co se například doby trvání QRS komplexu týká, nicméně délka celé repetice se může lišit i o značný počet vzorků. Natáhne-li se nebo zkrátí repetice lineárně na normovanou délku, dojde u RR intervalů k vychýlení pozic jednotlivých vln signálu EKG (mimo krajní R vlny), které si tak nebudou korespondovat během výsledku zprůměrování signálu a dochází tak k rozmazání signálového průměru.

Charakteristickou vlastností signálů EKG, řešených v této práci je, že oblasti okolí R vln mají vysokofrekvenční obsah a zbytek signálu má spíše nízkofrekvenční obsah. Určíme-li délky cyklu (tj. repetice) jako interval mezi R vlnami, mohly se jednotlivé RR intervaly lišit obvykle jen v repolarizační fázi (tj. v nízkofrekvenční oblasti). V takovém případě bylo vhodné zvolit lineární měřítko v okolí R vln tak, aby se omezilo natahování / zkracování a naopak se repetice natahovala / zkracovala hlavně v nízkofrekvenční oblasti mezi R vlnami. V důsledku toho, i když mapování není zcela perfektní, docházelo k rozmazání zprůměrované repetice pouze mimo oblasti QRS a mělo minimální dopad na R vlny. Následující funkce polynomu pro hodnoty $\tau_i \leq \tau_{\max}$ vyhovuje všem zvoleným podmínkám

$$j' = M_i(j) = j + 3(\tau_{\max} - \tau_i) \left(\frac{j}{\tau_i} \right)^2 - 2(\tau_{\max} - \tau_i) \left(\frac{j}{\tau_i} \right)^3. \quad (22)$$

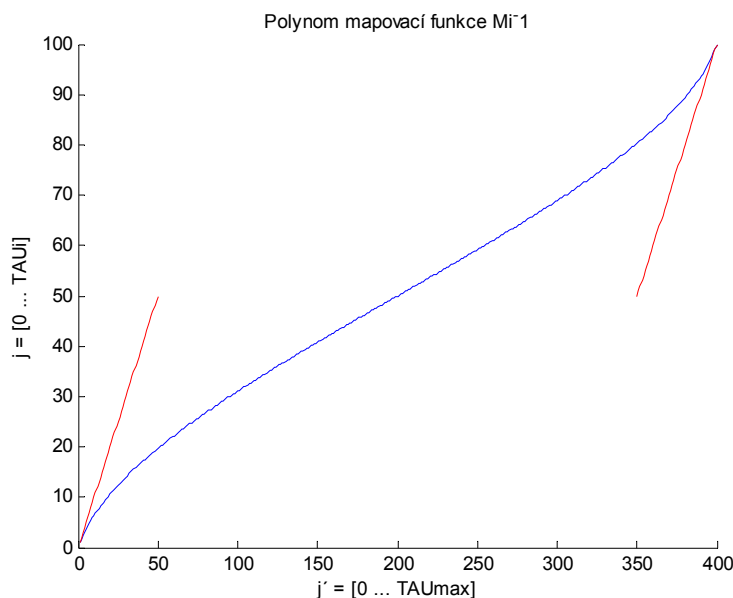
Na Obr. 15 můžeme vidět splnění výše uvedených podmínek, průběh mapovací funkce je zobrazen modře a červeně jsou vyznačena místa okolí R vln, která jsou ovlivňována co nejméně a případně co nejvíce lineárně.



Obr. 15: Tvar mapovací funkce M_i pro $\tau_i = 100$ a $\tau_{max} = 400$ (převzato z [9]).

V teoretické rovině existuje vztah mezi délkou repetice a charakteristikou každé vlny. Mapovací funkce ale *nebyla* navržena tak, aby přistupovala k těmto fyziologickým změnám. Její cíl byl poskytnout hladké, kontinuální mapování mezi RR intervaly.

Protože neexistuje jednoduchá forma mapovací funkce M^{-1} daného polynomu, byla získána jako osově souměrná k funkci M Obr. 16,



Obr. 16: Tvar mapovací funkce M_i^{-1} pro $\tau_{max} = 400$ a $\tau_i = 100$.

V rámci teorie byly j a j' považovány za kontinuálně proměnné, ale protože indexy jsou ve skutečnosti diskrétní, byly jejich hodnoty pro desetinné místa získané pomocí lineární interpolace.

3 VÝSLEDKY PRÁCE

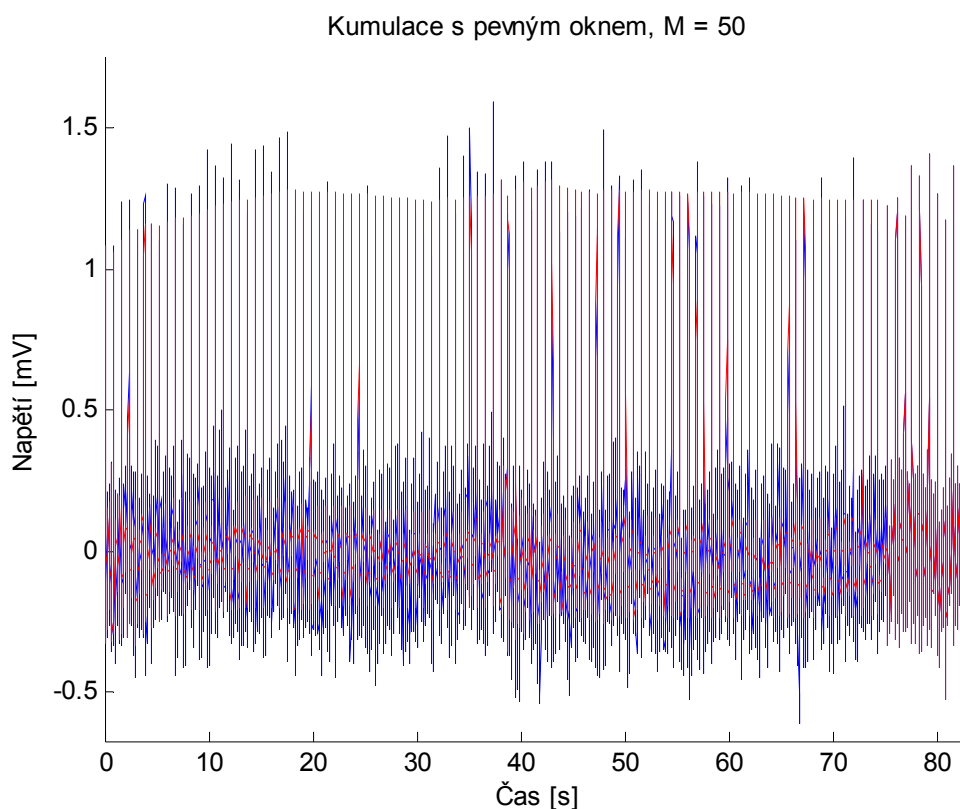
V následující kapitole je ukázáno jakých výsledků bylo dosaženo při realizaci kumulačních technik při využití filtrovaných reziduí v poměru signál ku šumu.

3.1 Kumulace signálu EKG

V této podkapitole je ukázáno jakých výsledků bylo dosaženo při realizaci kumulace s pevným, plovoucím i exponenciálním oknem.

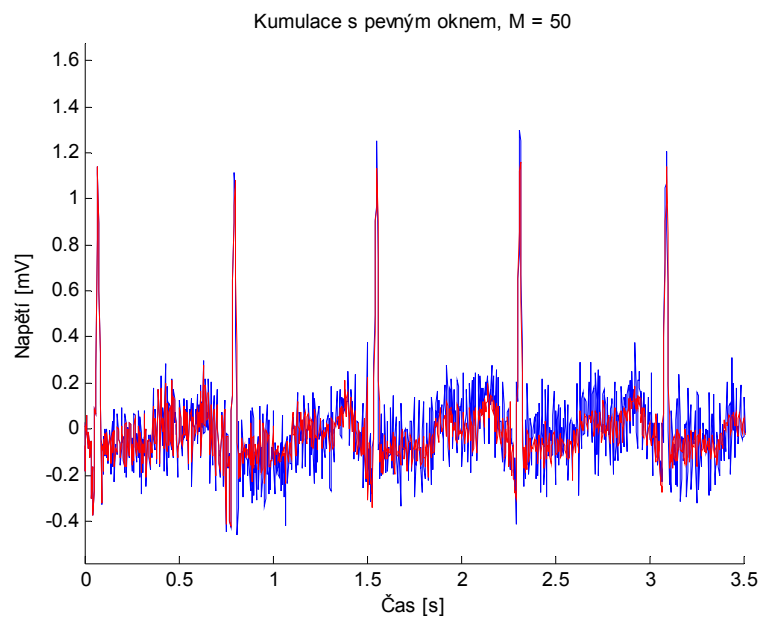
Pro přehlednost jsou vyobrazeny průběhy pouze pro signál *100_f.mat*, kdy bylo využito 30000 vz (vzorky 144000 – 173999), které obsahovali 111 R vln. Délka okna byla zvolena $M = 50$. V této podkapitole je vždy na obrázcích *modře* vyobrazen vstupní signál s přičteným EMG šumem v $\text{PSS} = 5 \text{ dB}$ a *červeně* výsledný zkumulovaný signál.

3.1.1 Kumulace s pevným oknem



Obr. 17: Kumulace s pevným oknem.

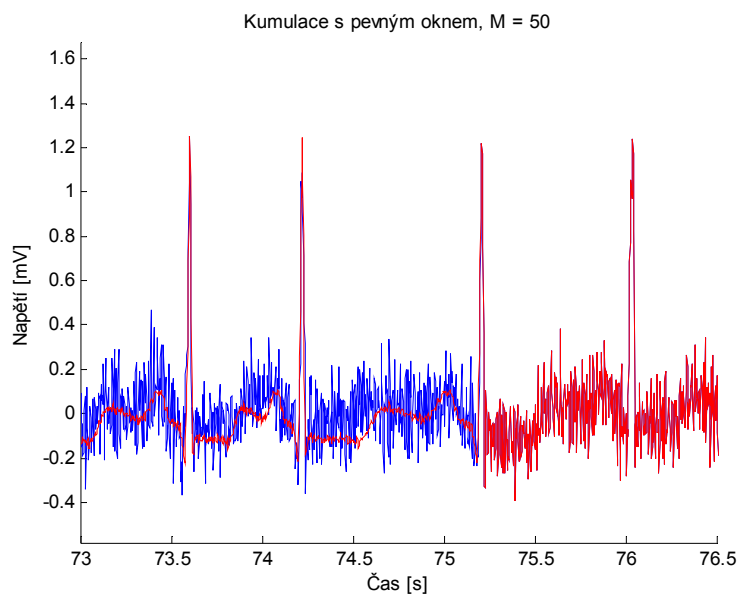
Jak je patrné z Obr. 17 zvolené okno M se naplní pouze dvakrát.



Obr. 18: Kumulace s pevným oknem; detail signálu v čase $0 \leq t \leq 3.5$ s.

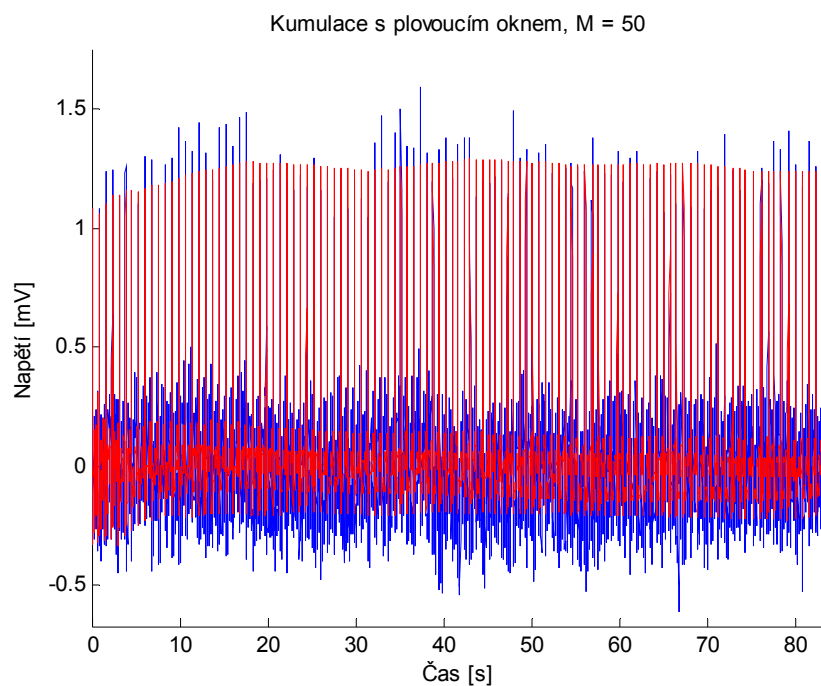
Na Obr. 18 je detailní zobrazení prvních 3,5 s ze zarušeného i zkumulovaného signálu, ze kterého je patrné jak se plnilo okno postupně dalšími repeticemi. Chyba první repetice, kdy zkumulovaný signál nekopíruje zcela přesně zarušený signál, byla způsobena zvolenou metodou přizpůsobování jednotlivých repetic.

Na Obr. 19 je detailní zobrazení v okolí $t = 75$ s, kde je zobrazena poslední repetice druhého okna M . Následující část signálu byla již zcela přesně rovna zarušenému signálu díky malému počtu dalších možných repetic, jejichž počet byl menší zvolenému oknu.



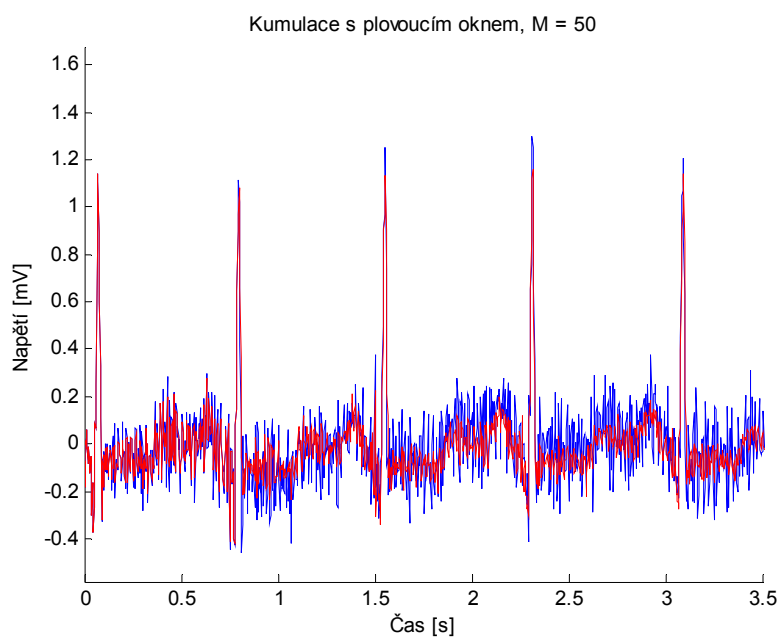
Obr. 19: Kumulace s pevným oknem; detail signálu v čase $73 \leq t \leq 76,5$ s.

3.1.2 Kumulace s plovoucím oknem



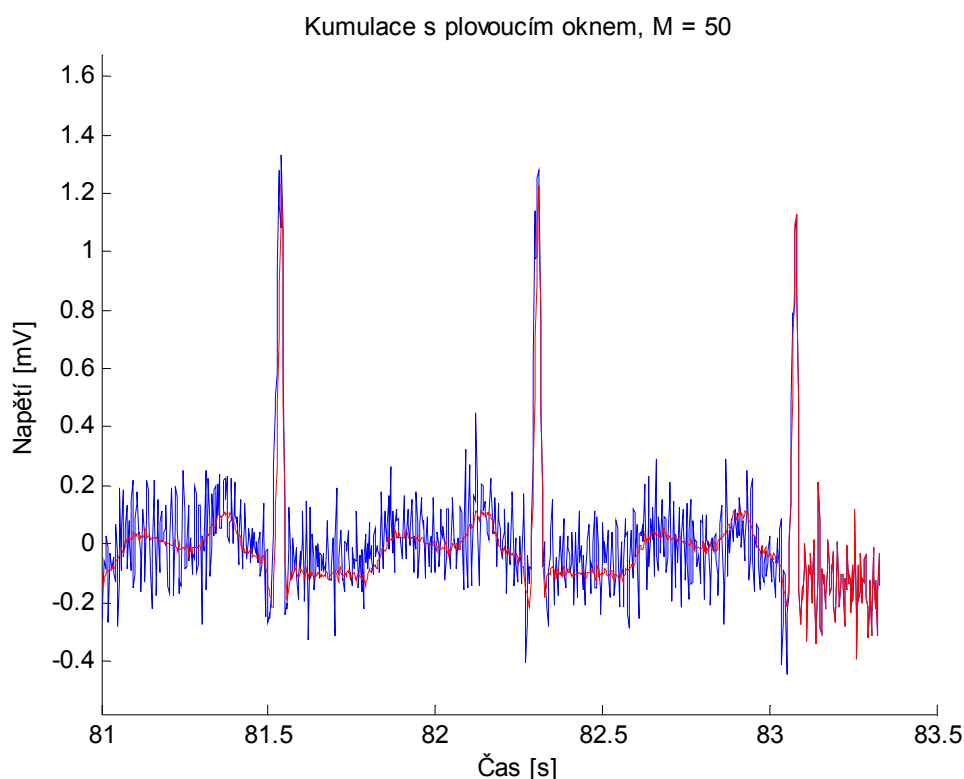
Obr. 20: Kumulace s plovoucím oknem.

Jak je patrné z Obr. 20 zvolené okno M se naplnilo pouze jednou na začátku a poté metoda kumulovala repetice až do konce vstupního signálu. Detail plnění okna je na Obr. 21.



Obr. 21: Kumulace s plovoucím oknem; detail signálu v čase $0 \leq t \leq 3,5$ s.

Z Obr. 22 je patrné, že metoda plovoucího okna kumulovala až do poslední repetice, kde byl zbytek signálu doplněn hodnotami ze vstupního signálu.



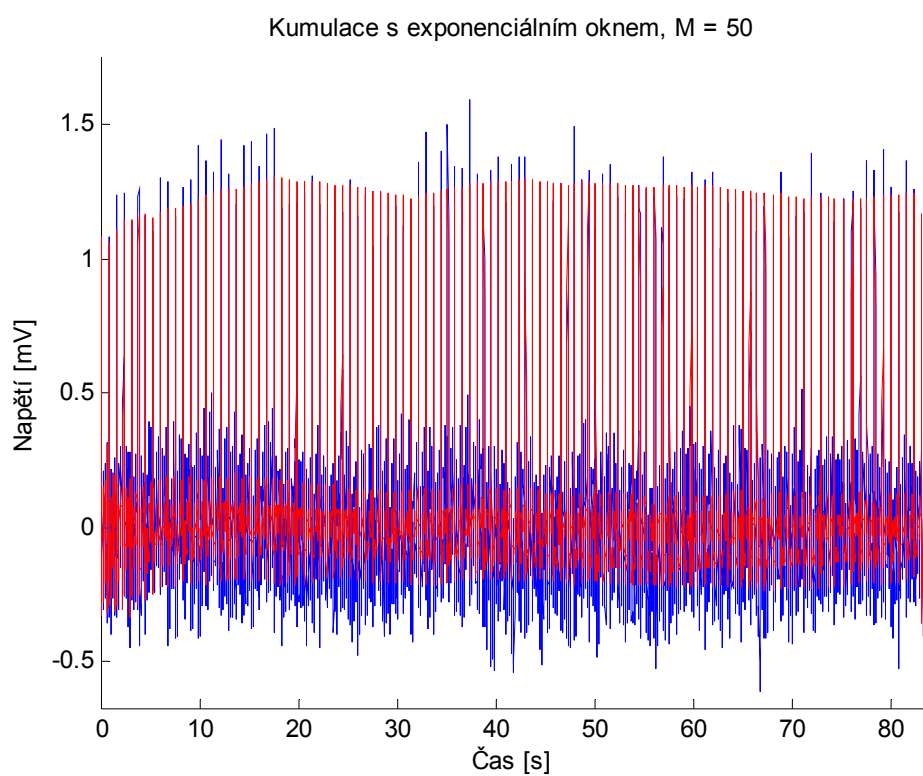
Obr. 22: Kumulace s plovoucím oknem; detail signálu v čase $81 \leq t \leq 83,5$ s.

3.1.3 Kumulace s exponenciálním oknem

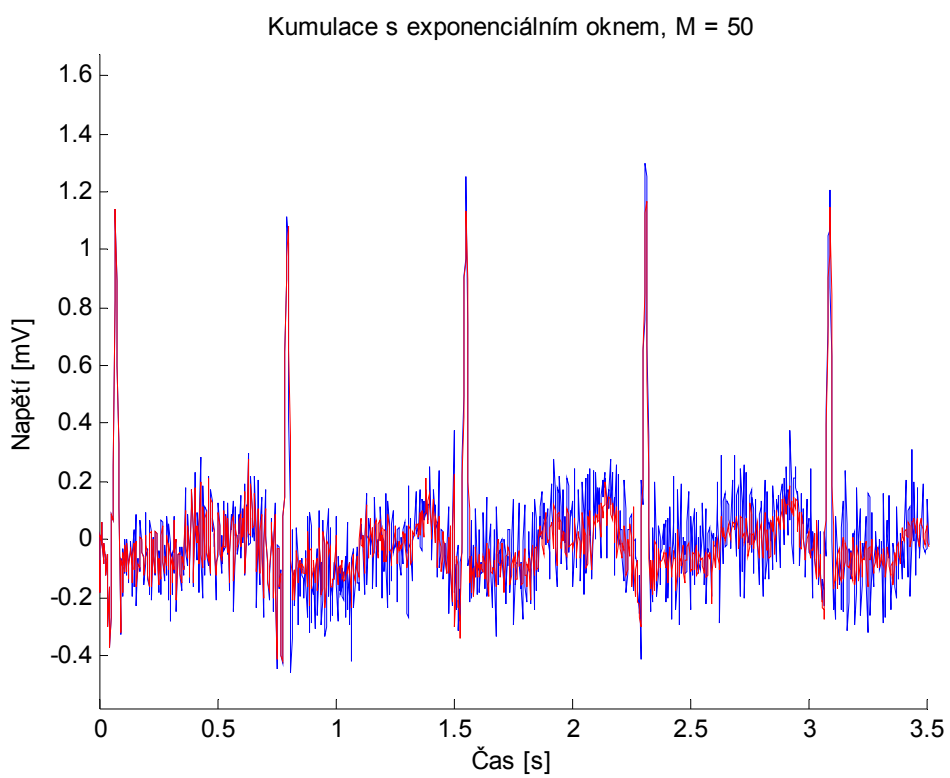
Kumulace s exponenciálním oknem je obdobná kumulaci s plovoucím oknem. Rozdíly v signále způsobené jiným souborem vah nejsou při zvolených hodnotách na první pohled patrné. Je to dáno návrhem primárního parametru q . Ten je zvolen tak, aby se průměrné (limitní) zlepšení blížilo svými parametry kumulaci s klouzavým oknem. V uvedeném případě tedy q podle (14)

$$q = \frac{M-1}{M+1} = \frac{49}{51} = 0,9608, \quad (23)$$

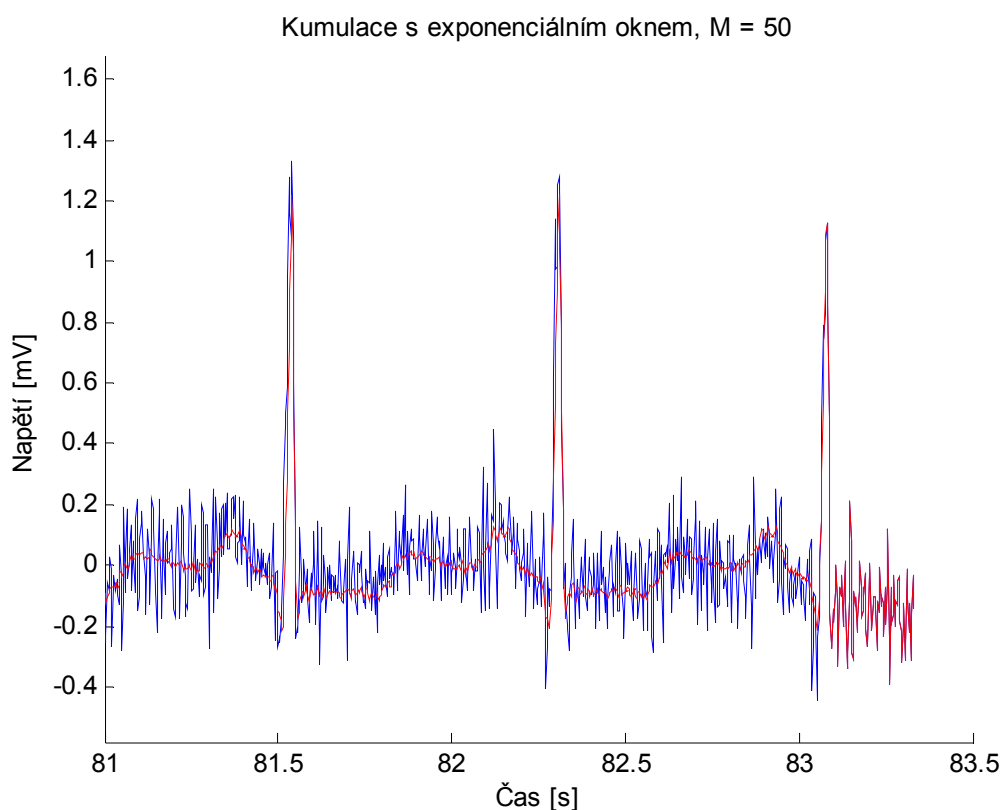
Například váhy pro novou repetici teda byla $q = 0,9608$ a pro nejstarší (tj. padesátou) $q = 0,9608^{50} = 0,1354$.



Obr. 23: Kumulace s exponenciálním oknem.

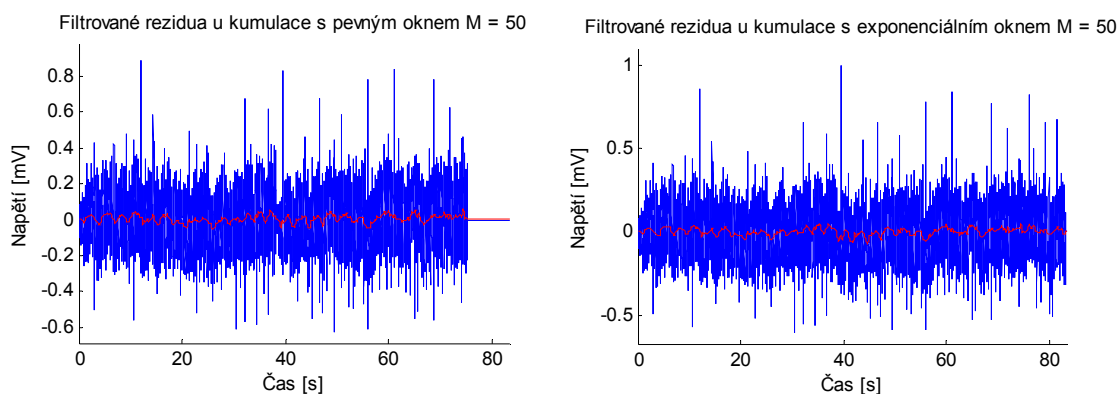


Obr. 24: Kumulace s exponenciálním oknem; detail signálu v čase $0 \leq t \leq 3,5$ s.



Obr. 25: Kumulace s exponenciálním oknem; detail signálu v čase $81 \leq t \leq 83,5$ s.

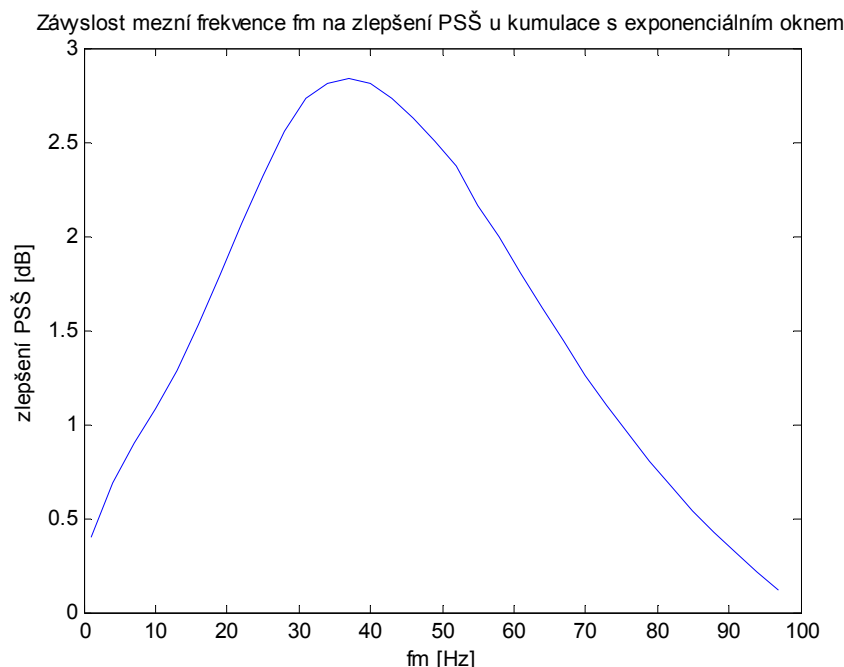
3.2 Filtrovaná rezidua



Obr. 26: Filtrovaná rezidua u kumulací s pevným (vlevo) a exponenciálním (vpravo) oknem.

Na Obr. 26 jsou zobrazeny dva příklady filtrovaného rezidua. V tomto případě se jedná o rezidua získaná po odečtení signálů po kumulaci s pevným, respektive exponenciálním oknem a následné filtraci dolní propustí s mezní frekvencí $f_m = 2$ Hz. Tato frekvence byla zvolena jako vhodná pro odfiltrování zbytkového EMG rušení, či případě dalšího rušení. Přitom byla ponechána nulová izolinie (na Obr. 26 znázorněna červeně), která byla zpětně přičtena ke zkumulovaným signálům.

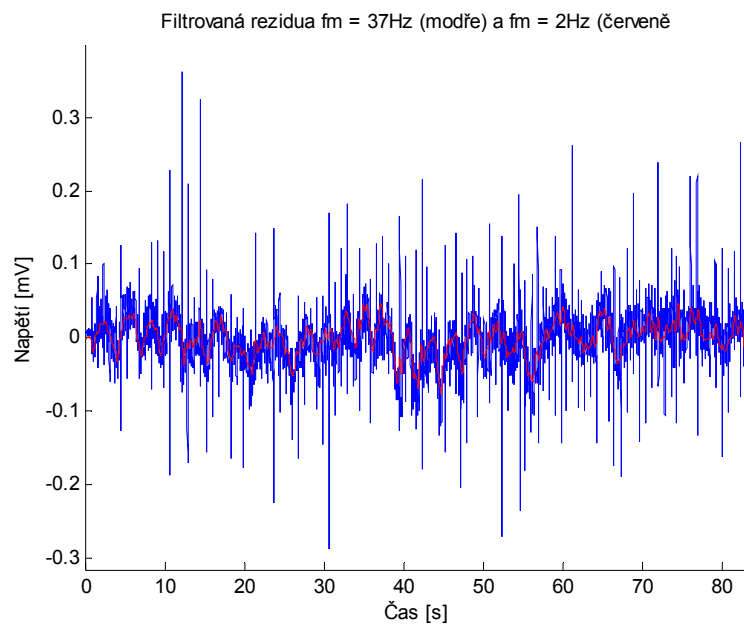
Pro zhodnocení vlivu dopadu mezní frekvence na výstupní signál byl aplikován cyklus pro zjištění závislosti velikosti f_m na zlepšení PSŠ. Při dosazení f_m od 1 do 100 Hz na rezidua signálu získaného za výše zmíněných podmínek a využití exponenciálního okna byl získán Obr. 27.



Obr. 27: Závislost f_m na zlepšení PSŠ u exponenciální kumulace.

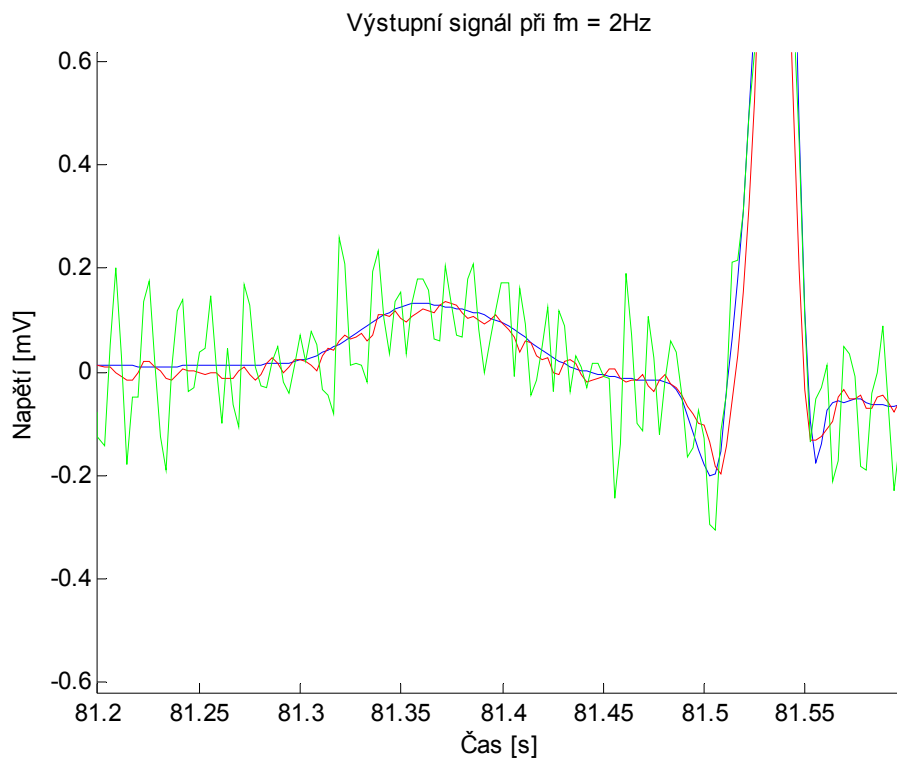
Z charakteristik všech tří kumulačních technik a jím odpovídajících signálů, vycházelo jako nejlepší hodnota mezní frekvence $f_m = 37$ Hz pro získání nejlepšího PSŠ.

Je třeba si uvědomit, že tato analýza zobrazená na Obr. 27 je proveditelná pouze v případě, kdy je k dispozici nezarušený signál. Volba optimální mezní frekvence je poté závislá na kompromisu mezi zlepšením PSŠ a zpětným zarušením zkumulovaného signálu. Na Obr. 28 je zobrazeno porovnání mezi filtrovaným reziduem získaným při f_m rovno 37 Hz a 2 Hz.

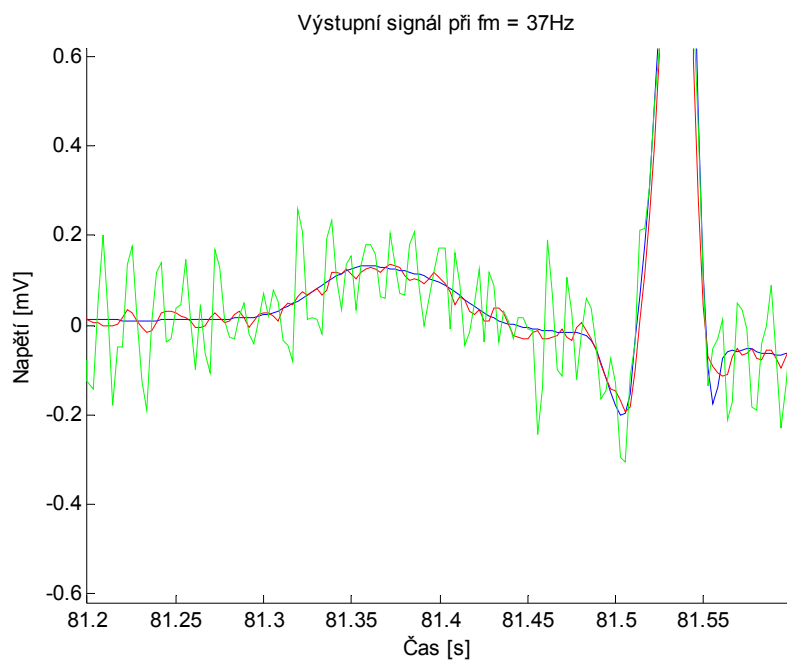


Obr. 28: Filtrovaná rezidua při $f_m = 37 \text{ Hz}$ (modře) a $f_m = 2 \text{ Hz}$ (červeně).

Na Obr. 29 a Obr. 30 jsou zobrazena porovnání výstupních signálů dle zvolené f_m . Na obou obrázcích je *modře* načtený nezarušený signál, *zeleně* načtený signál po přidání vytvořeného EMG šumu (v PSS = 5 dB) a *červeně* výstupní signál po kumulaci s exponenciálním oknem a zvolenou mezní frekvencí f_m u filtrovaných reziduí.

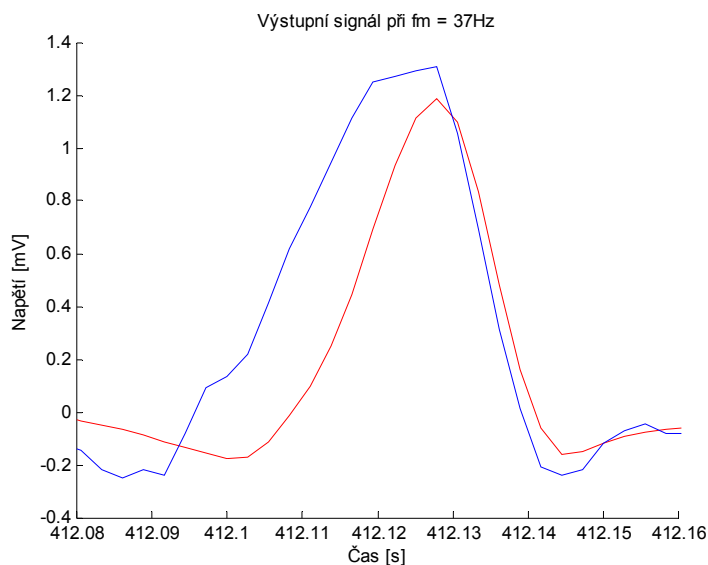


Obr. 29: Načtený sig. (modrý); načtený sig. s EMG šumem (zelený); výstupní sig. (červený).



Obr. 30: Načtený sig. (modrý); načtený sig. s EMG šumem (zelený); výstupní sig. (červený).

Na Obr. 26 jsou také zřetelné skokové chyby, které se projeví při získání rezidua. Byly způsobeny chybou v nahrazování dominantních částí původního signálu novým, získaným kumulací a to převážně komplexem QRS. Problém zde byl v tom, že převážně některé R vlny ve vstupním signále nejsou ostré, tj. měli poblíž své maximální hodnoty ještě jeden vzorek, jehož hodnota je menší, ale stále dosti velká vzhledem k amplitudě špičky R vlny. Příklad je uveden na Obr. 31 kde v čase $t = 412,11\text{ s}$ má výsledný signál hodnotu napětí menší přibližně o $0,6\text{ mV}$. Tento rozdíl hodnot se tak projeví v reziduích.



Obr. 31: Neostrost R vlny ve vstupním signále (modře) a jeho nahrazení kumulovaným signálem (červeně).

3.3 Dosažené poměry signál/šum

V závěrečné podkapitole je přehled dosažených výsledků PSS, které byly vypočítány podle vztahu

$$PSS = 10 \cdot \log \frac{\sum_{n=1}^N x_n^2}{\sum_{n=1}^N ch_n^2}, \quad (24)$$

kde x_n je vstupní nezarušený signál, ch_n je chyba vzniklá odečtením x_n od výsledného zkumulovaného signálu s přičtenými residui a N je celkový počet vzorků vstupního (nezarušeného) signálu.

Tab. 1: Výsledné hodnoty PSS pro signál 100_f.mat při použití $f_m = 2 \text{ Hz}$; pro poměr vstupní signál/EMG šum = 5 dB i při použití $f_m = 37 \text{ Hz}$.

		vytvoření a přičtení EMG šumu k načtenému signálu v PSS [dB]						
		5 dB			15 dB		30dB	
typ okna	velikost okna	teoretický PSS	zisk.PSS $f_m = 2\text{Hz}$	zisk. PSS $f_m = 37\text{Hz}$	teoretický PSS	získaný PSS	teoretický PSS	získaný PSS
pevné	M = 20	11,51	9,69	11,35	21,51	12,82	36,51	13,71
	M = 50	13,49	9,97	12,02	23,49	12,46	38,49	13,11
	M = 100	15,00	9,87	11,99	25,00	12,34	40,00	12,97
plovoucí	M = 20	11,51	10,24	12,58	21,51	12,25	36,51	12,89
	M = 50	13,49	10,27	12,84	23,49	12,09	38,49	12,61
	M = 100	15,00	10,26	12,92	25,00	12,02	40,00	12,50
exponenciální	M = 20	11,51	10,59	12,78	21,51	12,85	36,51	13,54
	M = 50	13,49	10,48	12,99	23,49	12,40	38,49	12,95
	M = 100	15,00	10,39	13,03	25,00	12,21	40,00	12,70

V tabulce uvedené získané hodnoty PSS jsou pravdivé při konstatování, že dochází k odchylkám při opakování výpočtu. Odchylka, která byla pozorováním stanovena na $\pm 0,2 \text{ dB}$ vycházela takto vysoká jen výjimečně. Byla způsobena generátorem EMG šumu, který negeneroval vždy stejný šum (měl vždy stejné vlastnosti, ovšem hodnoty na jednotlivých vzorcích se lišily).

Pro srovnání uvádím získané hodnoty PSS i pro další signály při $M = 50$ a vstupním zarušením šumem EMG v poměru 5 dB.

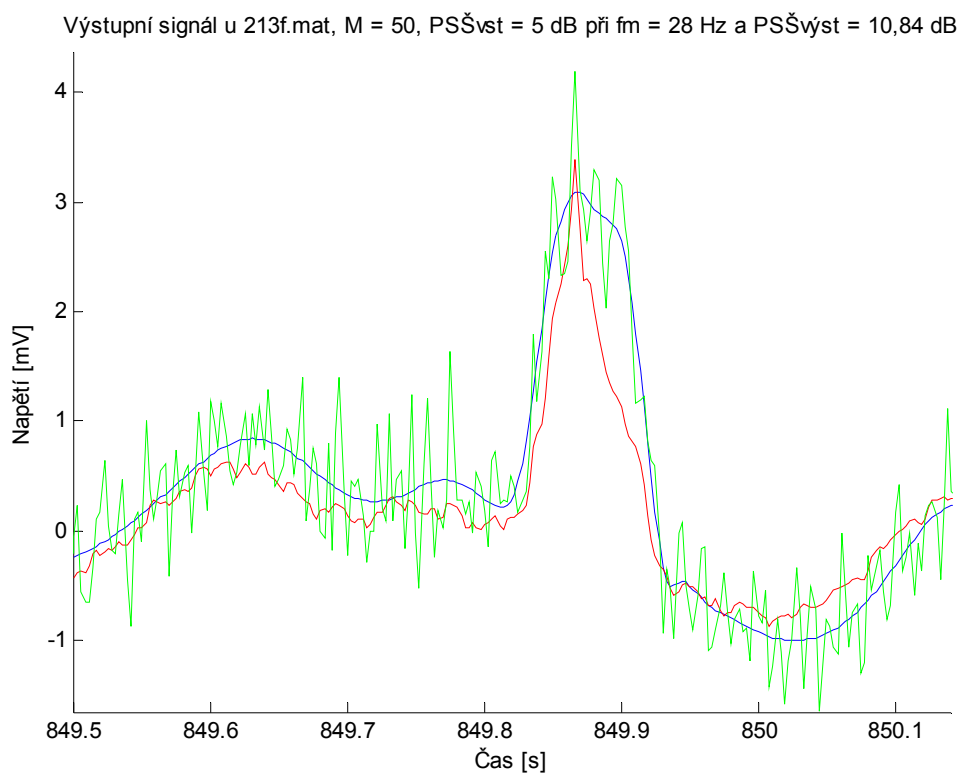
Tab. 2: Výsledné hodnoty PSS pro vybrané signály při $M = 50$, vstupní PSS = 5 dB, při použití $f_m = 2 \text{ Hz}$ a f_m poskytující nejvyšší výsledný PSS.

signál →	Získaný poměr signál k šumu pro zvolené signály [dB]					
	101 f.mat		102 f.mat		119 f.mat	
	$f_m = 2 \text{ Hz}$	$f_m = 31 \text{ Hz}$	$f_m = 2 \text{ Hz}$	$f_m = 28 \text{ Hz}$	$f_m = 2 \text{ Hz}$	$f_m = 28 \text{ Hz}$
pevné	9,53	10,36	9,60	11,72	9,65	11,71
plovoucí	9,73	10,89	9,78	12,50	9,81	12,46
exponenciální	9,95	11,02	10,11	12,78	10,15	12,74

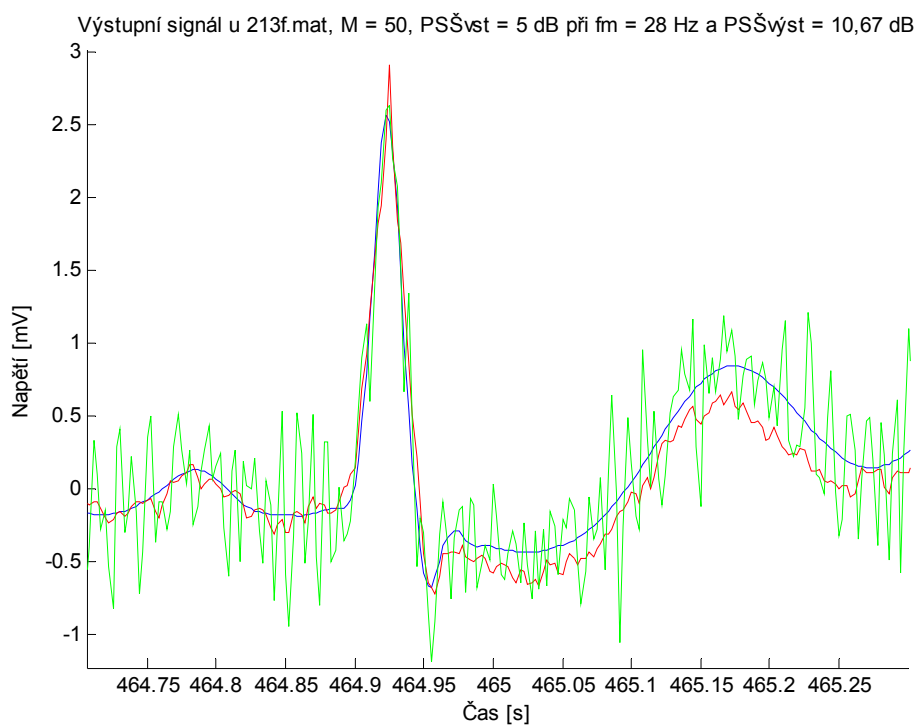
Tab. 3: Výsledné hodnoty PSS pro vybrané signály při $M = 50$, vstupní PSS = 5 dB, při použití $f_m = 2 \text{ Hz}$ a f_m poskytující nejvyšší výsledný PSS.

signál →	Získaný poměr signál ku šumu pro zvolené signály [dB]					
	122 f.mat		202 f.mat		213 f.mat	
	$f_m = 2 \text{ Hz}$	$f_m = 34 \text{ Hz}$	$f_m = 2 \text{ Hz}$	$f_m = 28 \text{ Hz}$	$f_m = 2 \text{ Hz}$	$f_m = 28 \text{ Hz}$
pevné	9,97	12,51	9,86	11,47	7,29	10,15
plovoucí	10,27	13,48	10,06	12,02	7,34	10,64
exponenciální	10,47	13,67	10,35	12,26	7,53	10,81

Z hodnot uvedených v tabulkách bylo zřejmé, že s rostoucí velikostí použitého okna jen velmi málo narůstal či dokonce klesal získaný poměr signál k šumu. Trend zisku je tedy opačný, než byl předpokládán a byl způsoben užitečnou složkou signálu, která se velmi citelně měnila, zatímco průměr z repetice se nebyl schopný častým změnám přizpůsobit. Kumulovaný signál byl tak sice výrazně odrušen oproti uměle zarušenému signálu, ale na mnohých místech již příliš nekopíroval originální signál. Příklady, které při použití celých signálu nebyly výjimečné, jsou na Obr. 32 až Obr. 35.

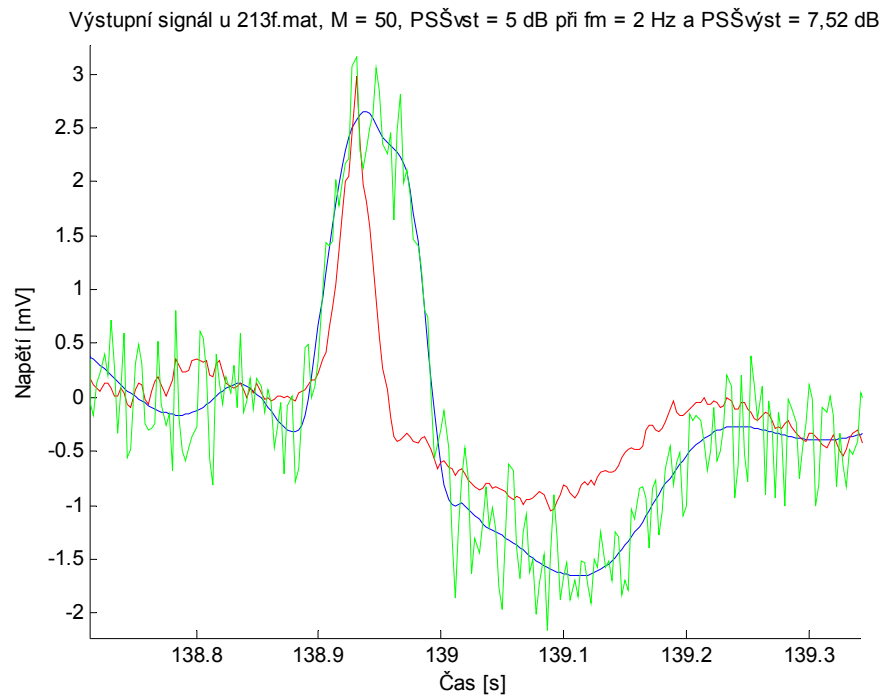


Obr. 32: Načtený sig. (modrý); načtený sig. s EMG šumem (zelený); výstupní sig. s využitím exponenciálního okna (červený).

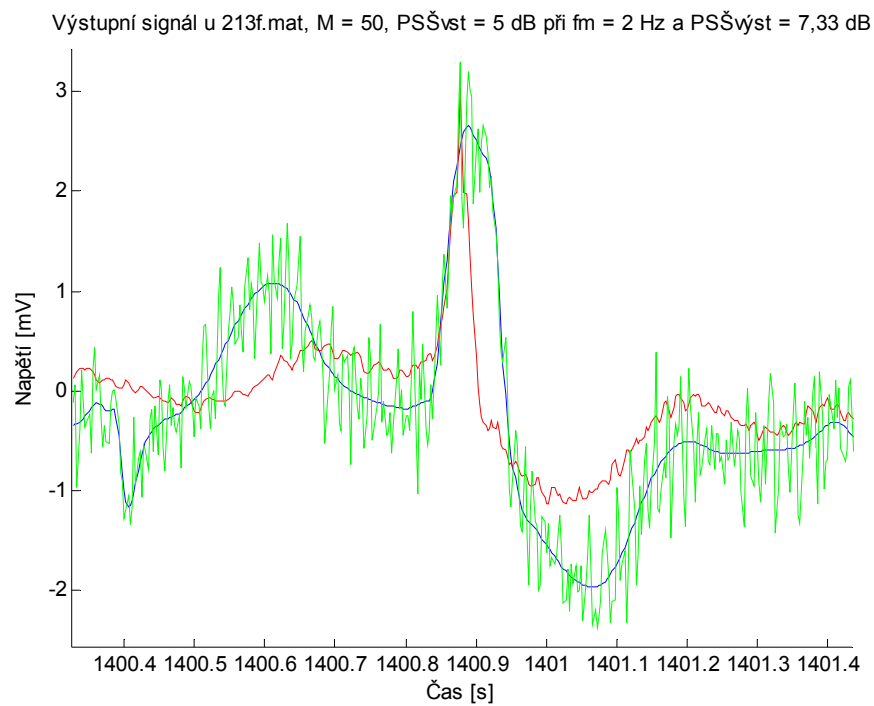


Obr. 33: Načtený sig. (modrý); načtený sig. s EMG šumem (zelený); výstupní sig. s využitím

plovoucího okna (červený).



Obr. 34: Načtený sig. (modrý); načtený sig. s EMG šumem (zelený); výstupní sig. s využitím exponenciálního okna (červený).



Obr. 35: Načtený sig. (modrý); načtený sig. s EMG šumem (zelený); výstupní sig. s využitím plovoucího okna (červený).

4 ZÁVĚR

V rámci diplomové práce jsem se seznámil s problematikou kumulace biologických dat a prostudoval její možnosti využití pro periodické a repetiční signály. Realizoval algoritmus pro přizpůsobení délky repetice a kumulaci s pevným, plovoucím (*klouzajícím*) i exponenciálním oknem. Pro zachycení pomalých změn v signálu jsem použil metodu přičtení filtrovaných reziduí. Zadání bylo realizováno v prostředí Matlab za pomoci signálů z databáze ÚBMI (*konkrétně se jedná o signál zaznamenaný v souboru e0613.mat*) a z MIT-BIH databáze Arytmií [5] (*odtud jsem primárně pracoval se signálem 100_f.mat*).

Z výsledků vyplývá, že kumulace biologických dat při zvolených metodách dosahuje jen velmi malý PSS. Největší chybu ve výsledném kumulovaném signálu způsobil pozvolný vývoj v jednotlivých repeticích, které jsou si fyziologicky velmi podobné, ale z časového hlediska se značně mění. Tento problém nebyly schopny úplně vyřešit ani filtrovaná rezidua, kde je jejich hodnota jen v malé míře navracena signálu zpět. Toto je hlavní omezení kumulační metody.

Je tedy potřeba takto k daným metodám přistupovat a uvědomit si, že teoreticky odvozená zlepšení platí pouze statisticky nebo pro ideální uměle vytvořený signál, jehož užitečná složka se napříč repeticemi nemění. Výsledný signál přesto může být využit při zodpovězení otázky, k čemu je potřebný výsledný zkumulovaný signál. Jeho výsledná podoba je vhodná pro přibližnou představu, jak odrušený signál vypadá a i to může být v mnohých případech dostačující. Jak je ukázáno na Obr. 32 až Obr. 35, dochází v něm ke změnám, které ve výsledku způsobí dosti malý PSS. Je to dáno tím, že veškeré výchylky se projeví ve svém kvadrátu.

LITERATURA

- [1] JAN, J. *Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálů*. VUT v Brně, nakl. VUTIMUM, 2002
- [2] JAN, J. *Diskrétní metody zpracování biosignálů – Principy metod*. VUT v Brně, SNTL – Nakladatelství technické literatury, Praha 1976
- [3] IRAVANI, S., TUNG, L. *A Novel Algorithm for Cardiac Biosignal Filtering Based on Filtered Residue Method*. *IEEE Transactions On Biomedical Engineering*. Nov.2002, vol.49, no.11, pp.1310-1317.
- [4] TANNENBERG, M., HAVLÍKOVÁ, M. *Detekce rizika náhlé srdeční smrti* [online]. Vydavatelství Elektrověda, 2005 – [cit. 24. dubna 2006]. Dostupné na internetu: <http://www.elektrověda.cz/clanky/05016/>
- [5] GOLDBERGER, A.L., AMARAL, L.A.N., GLASS, L., HAUSDORFF, J.M., IVANOV, P.Ch., MARK, R.G., MIETUS, J.E., MOODY, G.B., PENK, Ch.K., STANLEY, H.E. *Physiologic signal archives for biomedical research* [online]. - [cit. 1. května 2011]. Dostupné na internetu: <http://www.physionet.org/physiobank/database/>
- [6] MLČOCH, M. *Aplikovaná teorie chaosu a srdeční rytmus*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2007. 45 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Milan Tannenberg.
- [7] VÍTEK, M. *Automatické rozměření signálů EKG*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 129 s. Vedoucí dizertační práce doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.
- [8] SMITAL, L.; KOZUMPLÍK, J.: *EMG MAKER; Software pro generování myopotenciálů*. Ústav biomedicínského inženýrství, FEKT VUT v Brně, Kolejni 4 61200 Brno. (software) – [cit. 6. května 2011]. Dostupné na internetu: <http://www.ubmi.feec.vutbr.cz/vyzkum-a-vyvoj/produkty>
- [9] IRAVANI, S., TUNG, L. *A Novel Algorithm for Cardiac Biosignal Filtering Based on Filtered Residue Method*. *IEEE Transactions On Biomedical Engineering*. Nov.2002, vol.49, no.11, pp.1310-1317.
- [10] ZAPLATÍLEK, K., DOŇAR, B.: *Matlab pro začátečníky*. BEN – technická literatura, Praha 2005
- [11] ZAPLATÍLEK, K., DOŇAR, B.: *MATLAB : tvorba uživatelských aplikací*. BEN – technická literatura, Praha 2004

SEZNAM SYMBOLŮ A ZKRATEK

Ca^{+}	Kladně nabitá částice (iont) vápníku (Kalcium)
EKG	Elektrokardiogram (z angl. Electrocardiogram – ECG)
EMG	Elektromyograf
FIR	Filtr s konečnou impulsní odezvou (z angl. Finite Impulse Response)
FR	Filtrovaná rezidua (z angl. Filtered Residue)
MIT-BIH	Standardní databáze signálů EKG (z angl. Massachusetts Institute of Technology – Beth Israel Hospital)
Na^{+}	Kladně nabitá částice (iont) sodíku (Natrium)
P vlna	První pozitivní vlna v EKG
PSŠ	Poměr signál ku šumu (z angl. Signal-to-Noise Ratio – SNR)
Q vlna	První negativní vlna v EKG
QRS	Část signálu EKG – komplex QRS, skládající se z vln Q, R a S
R vlna	První pozitivní vlna po vlně Q
RR interval	Interval mezi dvěma sousedícími R vlnami
S vlna	První negativní vlna po vlně R
T vlna	Pozitivní vlna po vlně S
ÚBMI	Ústav Biomedicínského inženýrství
vz	Zkratka „vzorků“