



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

POTLAČENÍ RUŠENÍ V ELEKTROKARDIOGRAMECH

SUPPRESSION OF ARTIFACTS IN ELECTROCARDIOGRAMS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

MARCELA ŠAFÁROVÁ

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. OTO JANOUŠEK

BRNO 2014



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor

Biomedicínská technika a bioinformatika

Studentka: Marcela Šafářová

ID: 147499

Ročník: 3

Akademický rok: 2013/2014

NÁZEV TÉMATU:

Potlačení rušení v elektrokardiogramech

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Proveďte literární rešerši v oblasti filtrace elektrokardiogramů (EKG). Zaměřte se na potlačení šumu a artefaktů v EKG záznamu. 2) Navrhněte několik metod filtrace EKG vedoucích k odstranění síťového rušení, izoelektrické linie a vyšších frekvenčních složek a srovnajte jejich teoretické možnosti. 3) Pomocí systému Biopac zaznamenejte elektrokardiogramy skupiny dobrovolníků. 4) Simulujte vlivy rušení a modifikujte záznamy EKG tak, aby odpovídaly kombinacím těchto rušení a/nebo zaznamenejte přímo zarušené elektrokardiogramy. 5) Vytvořte databázi běžných i rušením degradovaných elektrokardiogramů. 6) V grafickém prostředí Matlabu vytvořte aplikaci pro filtraci EKG. Aplikaci vytvořte s ohledem na její použití ve výuce. 6) Statisticky vyhodnoťte míru zkreslení EKG pro jednotlivé typy filtrací. 7) Proveďte diskusi získaných výsledků. Na základě zhodnocení výsledků vytvořte ucelený návod k laboratorním cvičením věnujícím se potlačení rušení EKG záznamu.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] PFLANZER, Richard, a kol. BIOPAC SYSTEM, Inc. Biopac student lab: Laboratory Manual. 1. vyd. Goleta, CA, 2007.

[2] HONZÍKOVÁ, Nataša. Biologie člověka, Brno: Vysoké učení technické v Brně, 2003.

Termín zadání: 10.2.2014

Termín odevzdání: 30.5.2014

Vedoucí práce: Ing. Oto Janoušek

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

Bakalářská práce na téma potlačení rušení v elektrokardiogramech pojednává o úpravě EKG signálu pro možnost lepší diagnostiky. První část práce je věnována vzniku, šíření a způsobu měření elektrické srdeční aktivity. Dále jsou uvedeny hlavní typy rušení postihující signál EKG a základní metody filtrace signálu. Další část práce se zaměřuje především na filtraci pomocí Lymnových filtrů, IIR filtrů, interpolace, metody nulování spektrálních čar a adaptivních filtrů a vyhodnocení jejich účinnosti.

Klíčová slova

EKG, filtrace, Lymnovy filtry, IIR filtry, interpolace, metoda nulování spektrálních čar, adaptivní filtry

Abstract

The bachelor's thesis on the subject removal of ECG noise introduces processing of ECG signal for possible better diagnostics. The first part of the work is focused on initiation and propagation of action potential and methods for measuring heart's electrical activity. Further are referred main types of noise affecting the ECG signal and basic filtering methods. The work focuses on filtration using Lymn's filters, IIR filters, interpolation, spectral lines editing and adaptive filters and evaluation of their effectivity.

Keywords

ECG, filtration, Lymn's filters, IIR filters, interpolation, spectral lines editing, adaptive filters

ŠAFÁROVÁ, M. Potlačení rušení v elektrokardiogramech. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2014. 54 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Oto Janoušek.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma potlačení rušení v elektrokardiogramech jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

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

V Brně dne 6. ledna 2014

.....
podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce ing. Otovi Janouškovi za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne 24. května 2014

.....
podpis autora

Obsah

Úvod	7
1 Elektrické jevy v srdci	8
1.1 Vznik a šíření vzruchu	8
1.2 Elektrokardiografie.....	8
1.2.1 Einthovenovy bipolární končetinové svody	9
1.2.2 Goldbergerovy unipolární končetinové svody	10
1.2.3 Wilsonovy unipolární hrudní svody	10
2 Elektrokardiogram	11
3 Rušení signálu EKG.....	13
3.1 Úzkopásmové rušení	13
3.2 Širokopásmové rušení	14
4 Filtrace rušení signálu EKG	16
4.1 Potlačení kolísání izoelektrické linie.....	17
4.1.1 IIR filtry	17
4.1.2 Metoda nulování spektrálních čar	17
4.1.3 Interpolace	17
4.1.4 Lynnovy filtry	18
4.2 Potlačení síťového rušení.....	20
4.2.1 Lynnovy filtry	20
4.2.2 IIR filtry.....	20
4.2.3 Adaptivní filtry.....	21
4.3 Potlačení myopotenciálů.....	22

4.3.1	Vlnková filtrace.....	23
5	Simulace vlivů rušení.....	24
6	Realizace filtrace pomocí nulování spektrálních čar	26
7	Realizace filtrace pomocí interpolace	28
8	Realizace filtrace pomocí Lynnových filtrů.....	30
9	Realizace filtrace pomocí IIR filtru	32
10	Realizace adaptivního filtru	34
11	Grafické uživatelské rozhraní.....	36
12	Statistické vyhodnocení výsledků	38
12.1	Testování normality dat	38
12.1.1	Test dobré shody	38
12.1.2	Kolgomorovův Smirnovův test.....	39
12.1.3	Shapiro-Wilk's test.....	39
12.1.4	Výsledky testování normality dat.....	39
12.2	Testování podobnosti	40
13	SNR.....	47
	Závěr.....	49
	Literatura.....	51
	Přílohy.....	53

Seznam obrázků

Obr. 1.1: Převodní systém srdeční.....	8
Obr. 1.2: Einthovenovy bipolární končetinové svody.....	9
Obr. 1.3: Goldbergerovy unipolární končetinové svody	10
Obr. 1.4: Wilsonova svorka	11
Obr. 2.1: Typický průběh EKG křivky.....	12
Obr. 2.2: Spektrální vlastnosti signálu EKG, převzato z [8]	12
Obr. 3.1: Úzkopásmové rušení signálu EKG - kolísání nulové izolinie. [12]	13
Obr. 3.2: Úzkopásmové rušení signálu EKG - síťový brum. [12]	14
Obr. 3.3: Širokopásmové rušení signálu EKG - myopotenciály a pohybové artefakty. [12] ...	14
Obr. 3.4: Širokopásmové rušení signálu EKG - skokové změny izolinie. [12].....	15
Obr. 3.5: Širokopásmové rušení signálu EKG - impulsní rušení. [12].....	15
Obr. 4.1: Filtrační metody.....	16
Obr. 4.2: Blokové schéma korekce nulové izolinie metodou interpolace	18
Obr. 4.3: Zvlnění amplitudové charakteristiky	19
Obr. 4.4: Blokové schéma adaptivního filtru, převzato z [8].....	21
Obr. 4.5: Blokové schéma adaptivního filtru s dvěma vahami, převzato z [8].....	22
Obr. 5.1: Vývojový diagram programu zaruseni_brum.m.....	24
Obr. 5.2: Vývojový diagram programu zaruseni_drift.m	25
Obr. 6.1: Vývojový diagram filtrace pomocí nulování spektrálních čar	26
Obr. 6.2: Výsledek filtrace pomocí nulování spektrálních čar	27
Obr. 7.1: Vývojový diagram filtrace pomocí interpolace	28
Obr. 7.2: Detekované PR intervaly	29

Obr. 7.3: Výsledek filtrace pomocí interpolace	29
Obr. 8.1: Vývojový diagram Lynnova filtru	30
Obr. 8.2: Výsledek filtrace Lynnovým filtrem 1	31
Obr. 8.3: Výsledek filtrace Lynnovým filtrem 2	31
Obr. 9.1: Vývojový diagram IIR filtru	32
Obr. 9.2: Výsledek filtrace IIR filtrem	33
Obr. 10.1: Výsledek filtrace adaptivním filtrem	34
Obr. 10.2: Vývojový diagram adaptivního filtru	35
Obr. 11.1: Část nastavení navrženého GUI	36
Obr. 11.2: Část vykreslení navrženého GUI	37
Obr. 12.1: Boxplot - filtry navržené pro odstranění driftu	41
Obr. 12.2: Boxplot - filtry navržené pro odstranění brumu	42
Obr. 13.1: Výkon signálu a šumu	47

Seznam tabulek

Tabulka 1.1: Umístění unipolárních hrudních svodů	11
Tabulka 12.1: Výsledky testu dobré shody - IIR filtr.....	40
Tabulka 12.2: Výsledky Wilcoxonova testu - nulování spektrálních čar	43
Tabulka 12.3: Výsledky Wilcoxonova testu - filtrace pomocí interpolace	44
Tabulka 12.4: Výsledky Wilcoxonova testu - Linnův filtr 1	44
Tabulka 12.5: Výsledky Wilcoxonova testu - Linnův filtr 2, signál zarušený driftem	45
Tabulka 12.6: Výsledky Wilcoxonova testu - Linnův filtr 2, signál zarušený brumem.....	45
Tabulka 12.7: Výsledky Wilcoxonova testu - IIR filtr	46
Tabulka 12.8: Výsledky Wilcoxonova testu - adaptivní filtr.....	46
Tabulka 13.1: Dosažené hodnoty SNR - filtrace driftu	47
Tabulka 13.2: Dosažené hodnoty SNR - filtrace brumu	48

Seznam zkratek

AV uzel	atrioventrikulární uzel
SA uzel	sinoatriální uzel
DTWT	discrete time wavelet transform
EKG	elektrokardiogram
FIR	finite impulse response
IIR	infinite impulse response
SNR	signal to noise ratio

Úvod

Vyšetření elektrokardiografem patří k základním vyšetřovacím technikám při diagnostice srdečních chorob. Při měření elektrokardiografického signálu je získávána informace o šíření akčního potenciálu srdcem.

V kapitole 1 je popsán vznik vzruchů a jeho šíření myokardem pomocí převodního systému srdečního. Kapitola se rovněž zabývá standardním dvanáctisvodovým systémem používaným pro snímání elektrické srdeční aktivity. Zaměřuje se především na dílčí svody, kterými je dvanáctisvodový systém tvořen.

Důležité křivky a vlastnosti elektrokardiogramu jsou popsány v kapitole 2.

Následující kapitola 3 popisuje vznik a spektrální vlastnosti úzkopásmového a širokopásmového rušení elektrokardiografického signálu.

V kapitole 4 jsou zmíněny některé typy filtrů, které je možno pro digitální zpracování signálu použít. Jedná se především o filtrační metodu nulování spektrálních čar, filtraci pomocí interpolace, IIR filtrů a Linnových a adaptivních filtrů.

V následujících kapitolách 5 až 11 jsou podrobně popsány navržené algoritmy, které byly k bakalářské práci přiloženy na CD. Kapitola 5 se zabývá funkcemi *zarušení_drift.m* a *zarušení_brum.m*, které sloužily k simulaci rušení v zaznamenaných signálech EKG. Kapitoly 6 až 10 jsou zaměřeny na realizované filtry - filtrace pomocí nulování spektrálních čar, filtrace pomocí interpolace, Linnovy filtry, IIR filtr a adaptivní filtr. Kapitoly jsou doplněny vývojovými diagramy jednotlivých filtrů a obrázky znázorňujícími výsledky filtrace. U všech zmíněných algoritmů je možné zobrazit nápovědu pomocí knihovní funkce MATLABu *help*. Kapitola 11 obsahuje informace o navrženém grafickém uživatelském rozhraní, které spojuje všechny výše zmíněné funkce a umožňuje lepší srovnání výsledků, jichž bylo pomocí filtrace dosaženo.

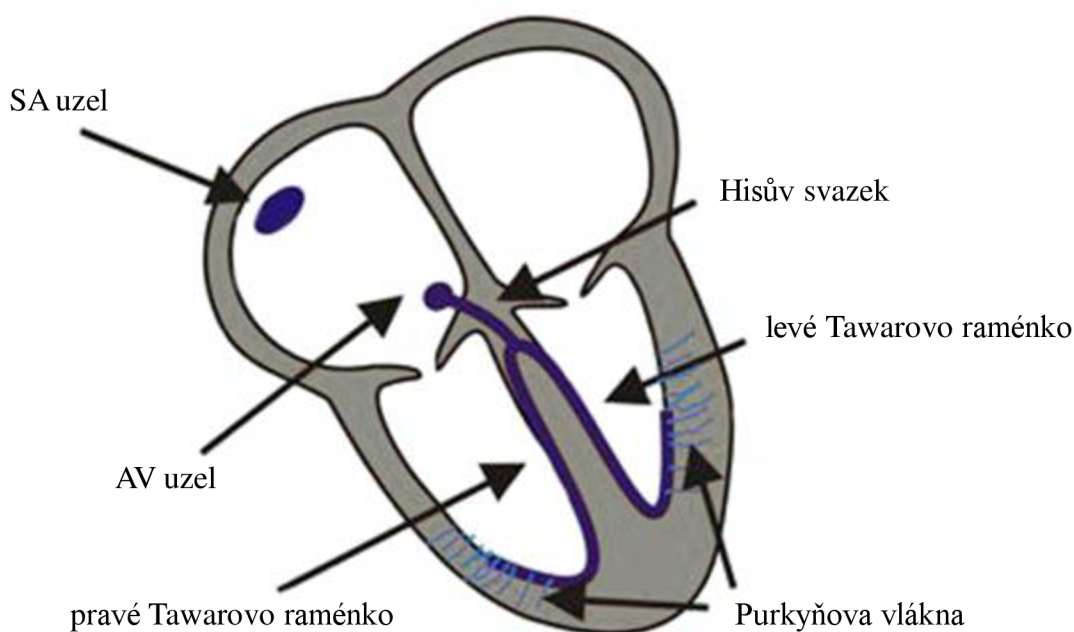
V kapitole 12 je statistické vyhodnocení výsledků. Jsou zde popsány nejčastěji volené testy normality dat a výsledky testování normality pomocí testu dobré shody. V kapitole je testována rovněž podobnost signálu před a po filtraci pomocí neparametrického Wilcoxonova párového testu. Pro vizuální analýzu jsou testované signály zaneseny rovněž do krabicových grafů.

V poslední kapitole 13 je uvedeno jakým způsobem je možné zjistit hodnoty SNR. Vypočtený poměr mezi užitečným signálem a šumem pro jednotlivé typy filtrace je zde zaznamenán v přehledných tabulkách.

1 Elektrické jevy v srdci

1.1 Vznik a šíření vzruchu

K tomu, aby srdce mohlo plnit svou hlavní úlohu, tj. udržovat tok krve v těle, musí být rytmicky stimulováno elektrickými impulzy. Impulzy vznikají ve specializovaných buňkách převodního systému srdečního. Buňky převodního systému mají schopnost spontánní depolarizace a vyskytují se především v sinoatriálním uzlu (SA). SA uzel je hlavním zdrojem vzruchů v srdci savců, neboť vytváří vzruchy s vyšší frekvencí než ostatní potencionální pacemakery (např.: atrioventrikulární (AV) uzel, který se v případě, že je SA uzel poškozen, může stát pacemakerem). Vlna depolarizace vzniklá v SA uzlu se dále šíří myokardem síní a po internodálních síňových spojích do AV uzlu. Zde je vzruch veden velmi pomalu, což umožňuje asynchronní kontrakci síní a komor, potřebné k dostatečnému naplnění srdečních komor krví. Atrioventrikulární uzel plynule přechází v Hisův svazek, přes který se vzruch šíří dál na pravé a levé Tawarovo raménko a přes Purkyňova vlákna na srdeční komory (viz Obr. 1.1). [1][2]



Obr. 1.1: Převodní systém srdeční

1.2 Elektrokardiografie

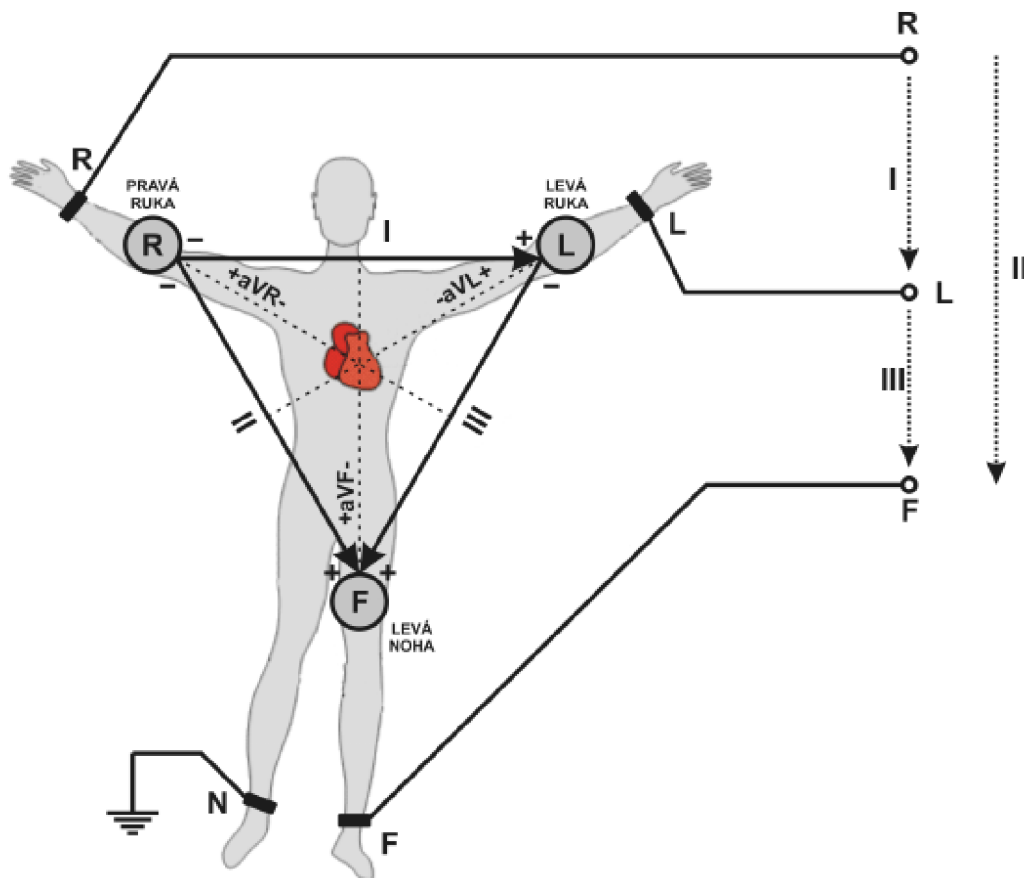
Šíření akčního potenciálu může být snímáno povrchovými elektrodami. Nejčastěji se pro snímání elektrické aktivity srdce používá dvanáctisvodový systém. Ten je složen z dílčích svodů:

- Einthovenovy bipolární končetinové svody
- Goldbergerovy unipolární končetinové svody
- Wilsonovy unipolární hrudní svody

1.2.1 Einthovenovy bipolární končetinové svody

Bipolární končetinové svody byly poprvé použity doktorem Willemem Einthovenem [13]. Jedná se o tři svody tvořící tzv. Einthovenův trojúhelník, v jehož pomyslném těžišti leží srdce. Je zaznamenáván rozdíl potenciálů vždy mezi dvěma elektrodami, jejichž polarita je předem daná. Rozmístění elektrod je na pravém a levém zápěstí a nad levým kotníkem. Bývá používána také černě značená uzemňovací elektroda nad pravým kotníkem.

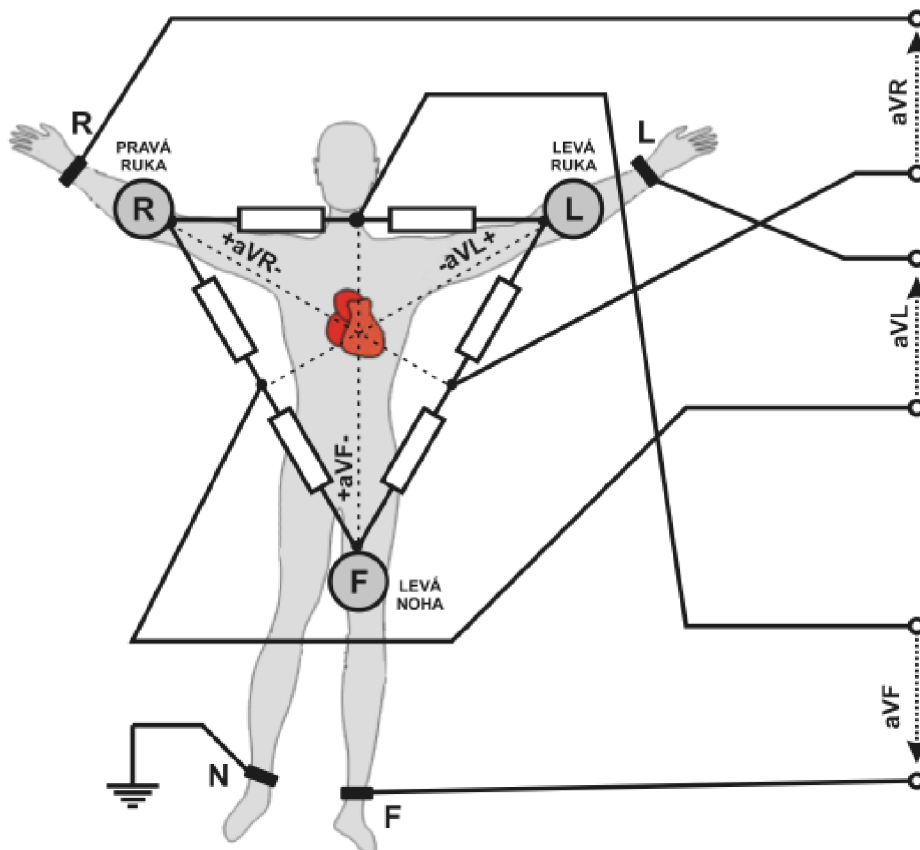
Svody jsou značeny I, II a III. Rozdíl potenciálů mezi elektrodou na pravé ruce (standardně označena červenou barvou) a levé ruce (standardně označena žlutou barvou) nazýváme I. Einthovenův svod. Rozdíl potenciálů mezi elektrodou na pravé ruce a levé noze (standardně označena zelenou barvou) II. Einthovenův svod a mezi elektrodou na levé ruce a levé noze III. Einthovenův svod (viz Obr. 1.2).



Obr. 1.2: Einthovenovy bipolární končetinové svody

1.2.2 Goldbergerovy unipolární končetinové svody

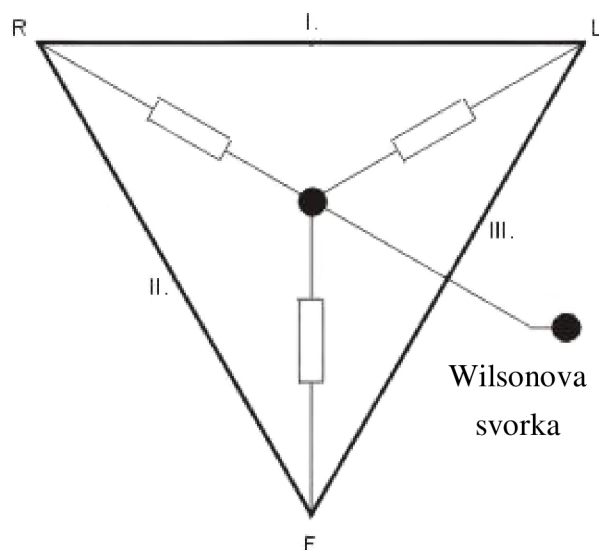
Elektrody jsou umístěny na stejných místech jako při měření pomocí Einthovenových bipolárních svodů, avšak je zaznamenáván rozdíl mezi diferentní elektrodou umístěnou na končetině a zprůměrovaným napětím zbylých dvou elektrod (viz Obr. 1.3). Goldbergerovy svody jsou také nazývané zesílené svody a značí se aVR (diferentní elektroda je na pravé ruce), aVL (diferentní elektroda je na levé ruce) a aVF (diferentní elektroda je na levé noze).



Obr. 1.3: Goldbergerovy unipolární končetinové svody

1.2.3 Wilsonovy unipolární hrudní svody

Jedná se o šest elektrod značených V1-V6 a umístěných na hrudi (viz Tabulka 1.1). Wilsonovy svody jsou, stejně jako svody Goldbergerovy, unipolární. Napětí se na nich snímá proti Wilsonově centrální svorce (viz Obr. 1.4), jež je získána zapojením všech tří končetinových svodů do jednoho bodu. Aby byl vyloučen vliv rozdílného kožního odporu, který by mohl být zdrojem falešného signálu, je k elektrodám připojen odpor 5000 Ω .



Obr. 1.4: Wilsonova svorka

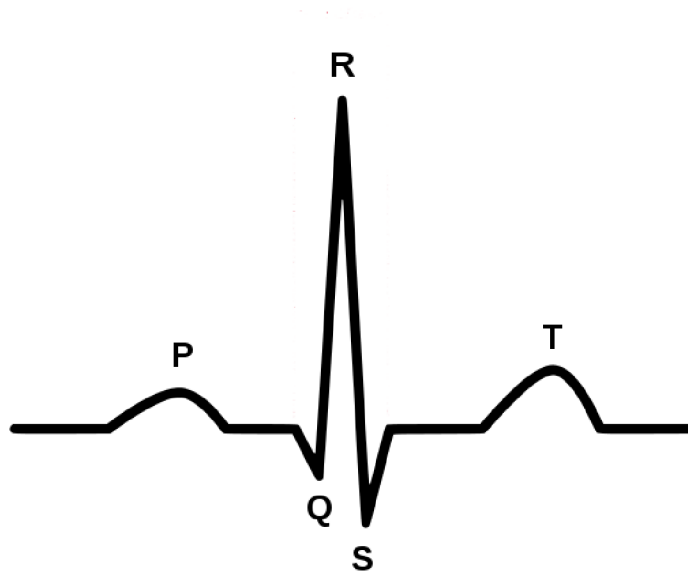
název svodu	umístění elektrod
V1	4. mezižebří vpravo od sterna
V2	4. mezižebří vlevo od sterna
V3	mezi V2 a V4
V4	5. mezižebří v levé medioklavikulární čáře
V5	5. mezižebří v levé přední axilární čáře
V6	5. mezižebří v levé střední axilární čáře

Tabulka 1.1: Umístění unipolárních hrudních svodů

2 Elektrokardiogram

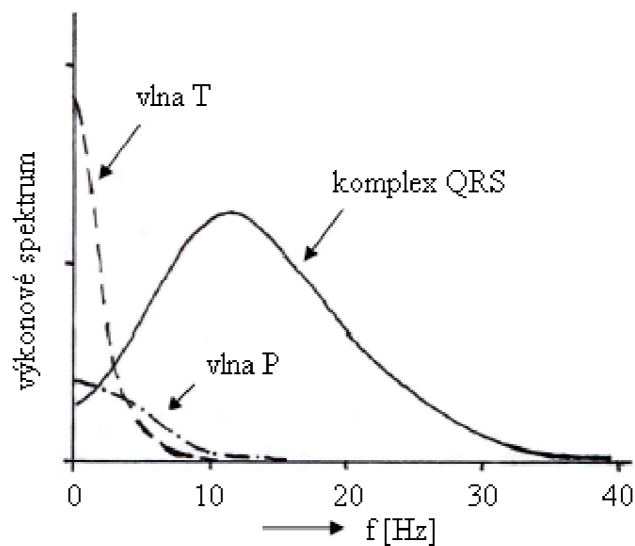
Záznamem elektrické aktivity srdce je získán elektrokardiogram (EKG). Z EKG záznamu je možné zhodnotit srdeční rytmus a frekvenci, sklon elektrické osy srdeční a v neposlední řadě také analyzovat jednotlivé vlny a kmity (viz Obr. 2.1). V elektrokardiogramech je rozeznáváno několik hlavních vln a kmitů, které odpovídají určité fázi elektrického srdečního cyklu:

- vlna P odpovídá depolarizaci síní
- PQ interval převodu vzruchu ze síní na komory
- QRS komplex depolarizaci komor
- T vlna repolarizaci komor



Obr. 2.1: Typický průběh EKG křivky

Pro zpracování signálu EKG mohou být důležité také jeho spektrální vlastnosti znázorněné na Obr. 2.2. Převážná část energie komplexu QRS je v pásmu přibližně mezi 5 a 20 Hz s maximem mezi 10 a 15 Hz. Energie vlny T leží v pásmu do 10 Hz a pásmo vlny P zasahuje do zhruba 15 Hz.



Obr. 2.2: Spektrální vlastnosti signálu EKG, převzato z [8]

3 Rušení signálu EKG

Při záznamu EKG je obvykle získán nejen užitečný signál srdce, ale také signál z jiných zdrojů, který je pro stanovení diagnózy a hodnocení signálu EKG přebytečný. Zpravidla také zhoršuje popis EKG a proto je v naměřeném signálu nežádoucí a je zde snaha jej odstranit.

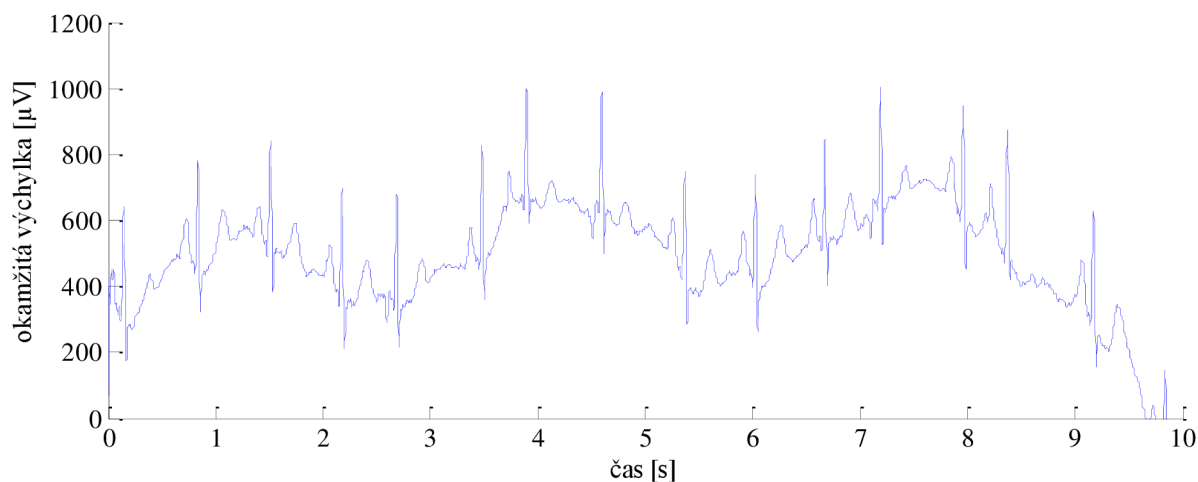
Pro korektní zpracování signálu je důležité znát jednotlivé typy rušení a podle toho také volit techniky jejich odstranění nebo alespoň potlačení.

Z hlediska šířky frekvenčního pásma můžeme rušivé signály rozdělit na úzkopásmové (viz kap. 3.1) a širokopásmové (viz kap. 3.2). [3]

3.1 Úzkopásmové rušení

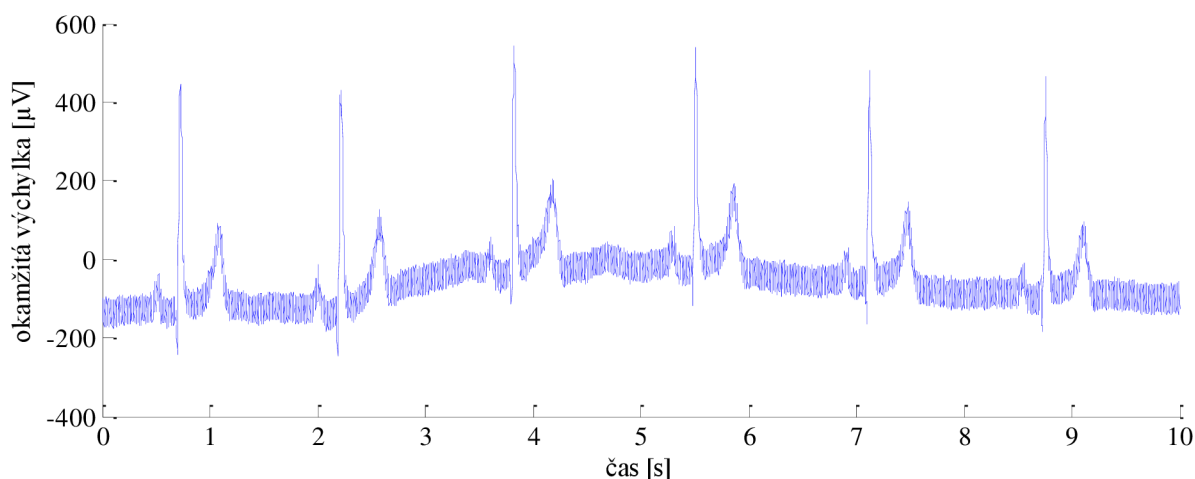
Mezi úzkopásmové typy rušení patří pomalé kolísání izoelektrické linie a síťový brum.

Kolísání izoelektrické linie bývá způsobeno především pomalými elektrochemickými ději na rozhraní elektroda-pokožka, jejichž hodnota se ve frekvenčním spektru pohybuje do 0,8 Hz. Další možnou příčinou je dýcháním pacienta (do 0,5 Hz) nebo pomalé pohyby pacienta (do 1,5 Hz). [6] Kolísání izoelektrické linie zobrazuje Obr. 3.1.



Obr. 3.1: Úzkopásmové rušení signálu EKG - kolísání nulové izolinie. [12]

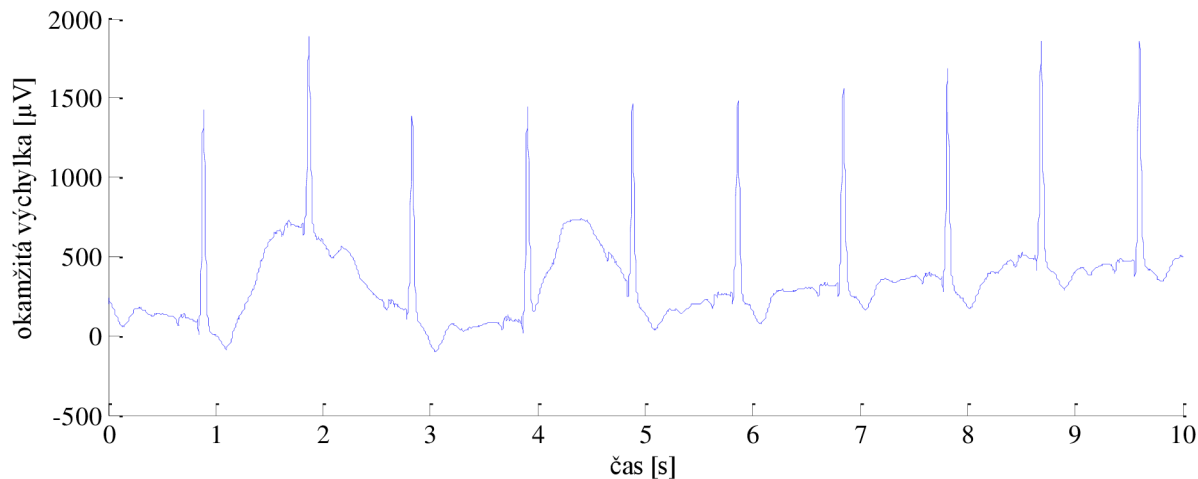
Síťový brum vzniká jako důsledek indukce napětí ze silových elektrických rozvodů. Na území ČR má kmitočet 50 Hz, v některých zahraničních státech 60 Hz. [3][4][5] Záznam EKG obsahující síťový brum ukazuje Obr. 3.2.



Obr. 3.2: Úzkopásmové rušení signálu EKG - síťový brum. [12]

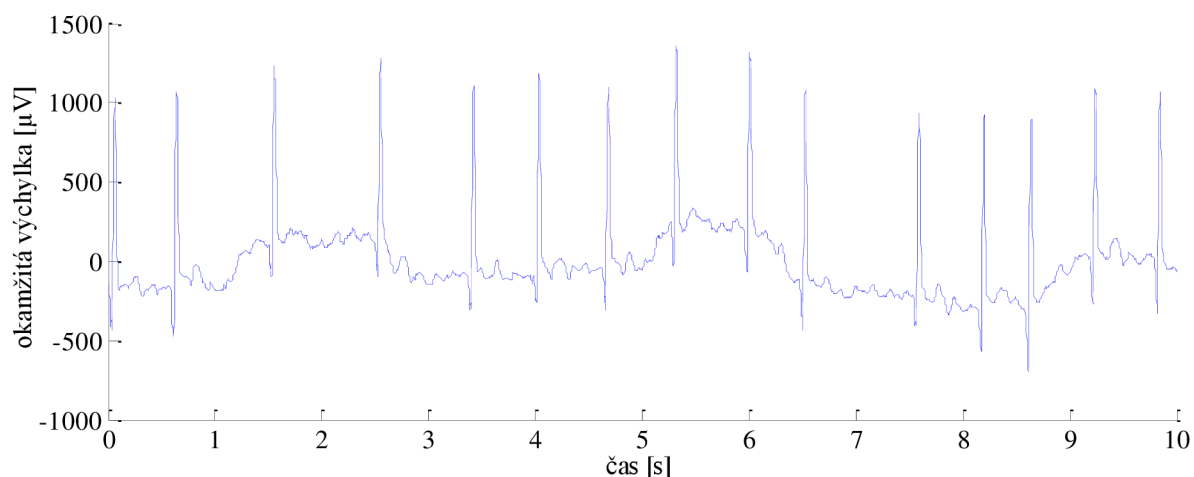
3.2 Širokopásmové rušení

Nejčastějším širokopásmovým rušením signálu EKG jsou myopotenciály vznikající aktivitou kosterního svalstva při spontánních pohybech pacienta nebo při zátěžovém vyšetření EKG. Mají víceméně náhodný charakter a jejich frekvenční pásmo zasahuje od asi 20 Hz do několika kHz. Záznam EKG rušeného myopotenciály je na Obr. 3.3.



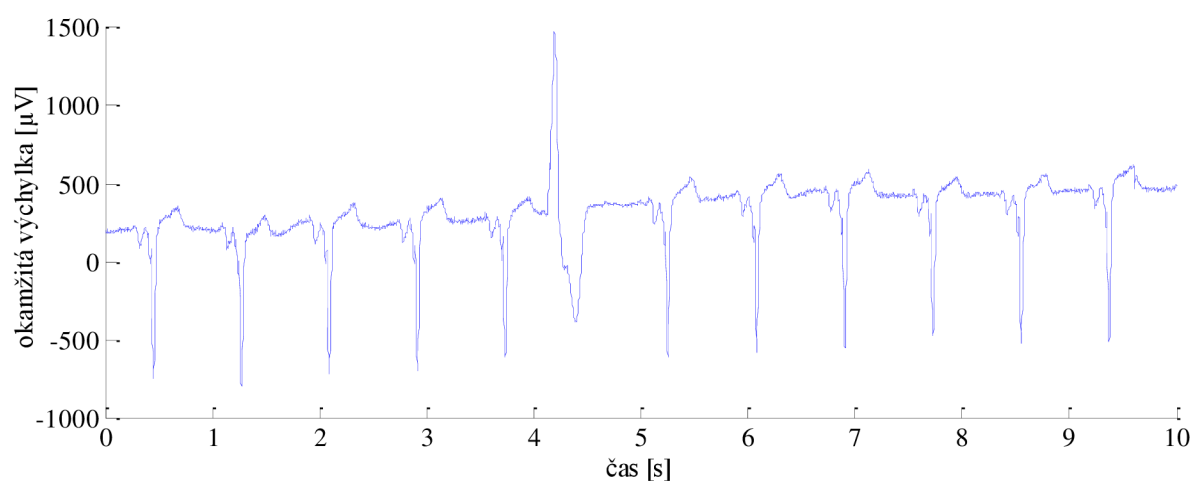
Obr. 3.3: Širokopásmové rušení signálu EKG - myopotenciály a pohybové artefakty. [12]

Skokové změny izoelektrické linie jsou rovněž způsobeny pohybem pacienta. Dochází ke špatnému kontaktu snímací elektrody s pokožkou vyšetřovaného a v EKG pak lze vidět pohybové artefakty (viz Obr. 3.4). Často se vyskytují při vyšetření kojenců a batolat nebo při vyšetření zvířat.



Obr. 3.4: Širokopásmové rušení signálu EKG - skokové změny izolinie. [12]

Dalším širokopásmovým typem rušení je impulsní rušení, vznikající v blízkosti silových elektrických rozvodů či zařízení. Tento typ rušení většinou nejde účinně odstranit (viz Obr. 3.5). [3][4][5]



Obr. 3.5: Širokopásmové rušení signálu EKG - impulsní rušení. [12]

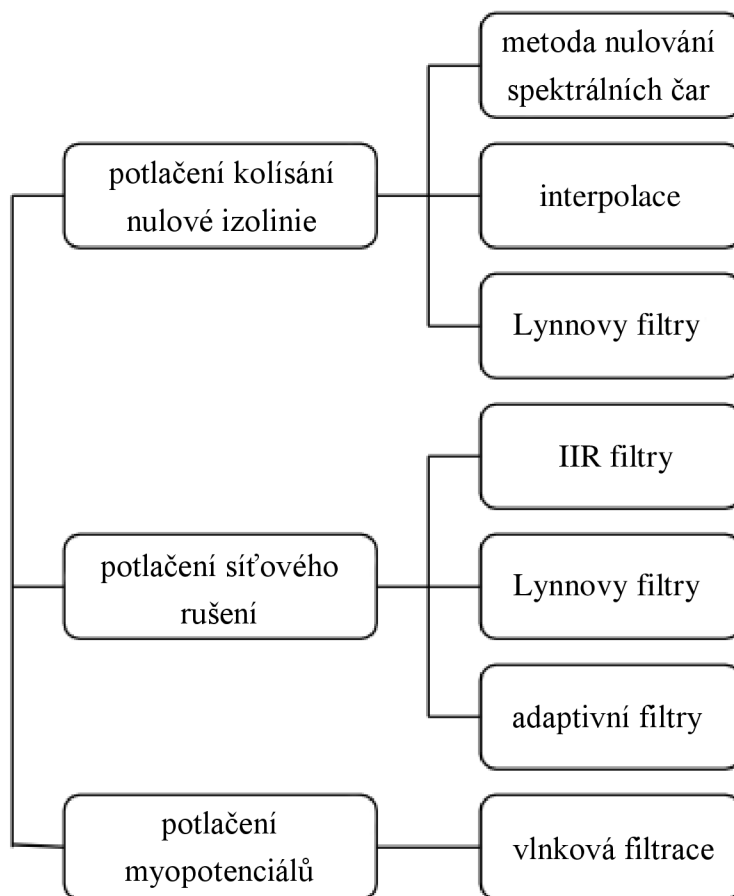
Všechny uvedené druhy širokopásmového rušení se překrývají se spektrem signálu EKG, což je nezbytné brát v potaz při volbě správného postupu filtrace.

4 Filtrace rušení signálu EKG

Rušení může být ze signálu odstraněno pomocí filtrů. Při jejich návrhu proti sobě stojí vždy dva protichůdné požadavky: maximální potlačení rušení a minimální deformace tvaru signálu EKG. Získat nedeformovaný a nezarušený signál EKG je prakticky nemožné, neboť šum a užitečný signál se v EKG prolínají. Navrhované filtry se tedy snaží dosáhnout co nejlepšího poměru výkonu signálu a výkonu šumu. Důležité je, aby zpracování signálu EKG nedeformovalo tvar signálu EKG více, než je přípustné zkreslení.

Přípustné zkreslení je definováno různě pro různé způsoby zpracování a analýzy signálu EKG. Nejobecnějším vyjádřením přípustného zkreslení je kritérium říkající, že odchylka zpracovaného nezarušeného signálu EKG od jeho lineární reprezentace nemá, v případě vizuální analýzy, překročit $25 \mu\text{V}$, pokud je velikost signálu menší než $0,5 \text{ mV}$. Pro úroveň signálu větší než $0,5 \text{ mV}$ potom 5%. Pro počítačovou analýzu a přenos či uchovávání dat jsou tyto požadavky ještě přísnější. [3]

Filtračních metod existuje celá řada, v následujících kapitolách je uvedeno několik z nich. Na Obr. 4.1 je přehled uvedených filtrů.



Obr. 4.1: Filtrační metody

4.1 Potlačení kolísání izoelektrické linie

Vzhledem k charakteru spektra tohoto typu rušení je možné jej odstranit horní propustí, která nezavádí fázové zkreslení, tzn.: fázová charakteristika filtru je lineární a prochází nulou. Tuto podmínku splňují filtry typu s konečnou délkou impulsní charakteristiky (FIR). Avšak ani jejich použití není úplně bezproblémové. FIR filtry jsou úzkopásmové a při klasickém návrhu horní propusti by vedly k velmi dlouhým impulsním charakteristikám a výpočet odezvy by byl pracný. Jednou z možností, jak řešit tento problém, je využití dolní propusti Lynnova typu, která může vést k výrazně nižší pracnosti výpočtu odezvy.

Mezní frekvenci horní propusti je dobré volit v závislosti na tepové frekvenci, která kolísá v rozmezí 0,6 - 3 Hz. Při zpracování v reálném čase se doporučuje zvolit mezní frekvenci 0,67 Hz nebo ji měnit v závislosti na aktuální tepové frekvenci. Pokud je EKG signál zpracováván až po jeho sejmutí (offline zpracování) je vhodné nejdříve nalézt střední hodnotu tepové frekvence a tu následně použít jako frekvenci mezní. [8]

4.1.1 IIR filtry

Filtry s nekonečnou délkou impulsní charakteristiky (IIR z anglického infinite impulse response) jsou kvůli nelineární fázové charakteristice nevhodné, avšak i zde existují aproximace, které získání lineární fázové charakteristiky umožňují, např.: Besselův filtr.

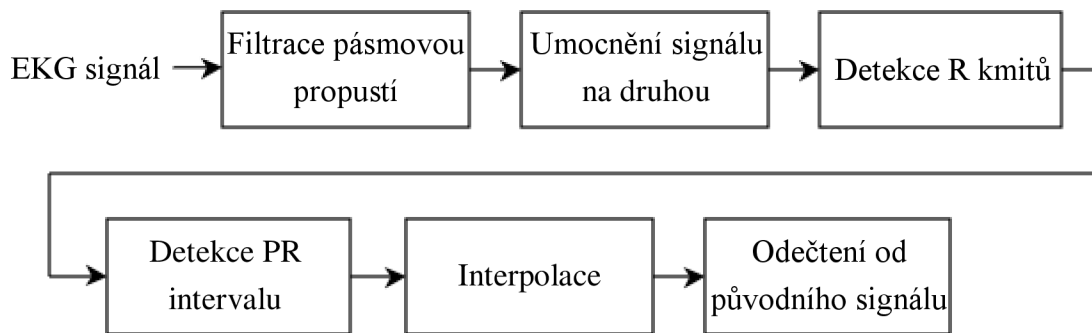
4.1.2 Metoda nulování spektrálních čar

Dalším možným způsobem filtrace driftu je nulování spektrálních čar ve frekvenční oblasti. Pomocí diskrétní Fourierovi transformace je signál v časové oblasti převeden na svou spektrální reprezentaci ve frekvenční oblasti. Spektrum signálu je vynulováním potřebných spektrálních čar modifikováno na charakter horní propusti a zpětnou Fourierovou transformací je získán již vyfiltrováný signál. Velkou nevýhodou této metody je nemožnost její realizace v reálném čase vzhledem k nutnosti výpočtu Fourierovy transformace. [8]

4.1.3 Interpolace

V 70. letech bylo velmi populární odstranění kolísání nulové izolinie pomocí interpolace (schéma interpolace viz Obr. 4.2). Tato metoda patří mezi nelineární typy filtrace a je založena na předchozí detekci uzlových bodů - především intervalu PR, kde je předpokládaná nulová úroveň signálu. Interpolací detekovaných bodů získáme kolísání nulové izolinie a nově získaný signál odečteme od původního signálu. Interpolace detekovaných bodů se provádí pomocí kubických splajnů. Lineární interpolace se nepoužívá, neboť zavádí významné zkreslení signálu. Výhodou interpolace je její přizpůsobení tepové frekvenci. Největší problém představuje nutnost detekce uzlových bodů, která může být nespolehlivá.

Rovněž náhlé změny driftu mohou být problematické, neboť interpolace využívá znalosti o úrovni driftu odhadované z předešlého PR intervalu. [7]



Obr. 4.2: Blokové schéma korekce nulové izolinie metodou interpolace

4.1.4 Lymnovy filtry

Lymnovy filtry vycházejí z hřebenových filtrů, které jsou charakterizovány rovnoměrným rozložením nulových bodů na jednotkové kružnici.

Základní dva typy přenosové funkce hřebenových filtrů jsou:

$$H(z) = \frac{1}{2}(1 + z^{-N}), \quad N = 1, 2, 3, \dots \quad (1)$$

$$G(z) = \frac{1}{2}(1 - z^{-N}), \quad N = 1, 2, 3, \dots \quad (2)$$

kde N popisuje počet rovnoměrně rozložených nulových bodů a zároveň počet pólů v počátku. Stejný počet nul a pólů zajišťuje kauzalitu systému. Pro $N = 1$ bude mít filtr $H(z)$ charakter dolní propusti a filtr $G(z)$ charakter horní propusti.

Eliminace některých nulových bodů rovnoměrně rozloženými póly vede k získání Lymnových filtrů. Je třeba poznamenat, že komplexní nulové body i póly u hřebenových i Lymnových filtrů se musí vyskytovat v komplexně sdružených párech.

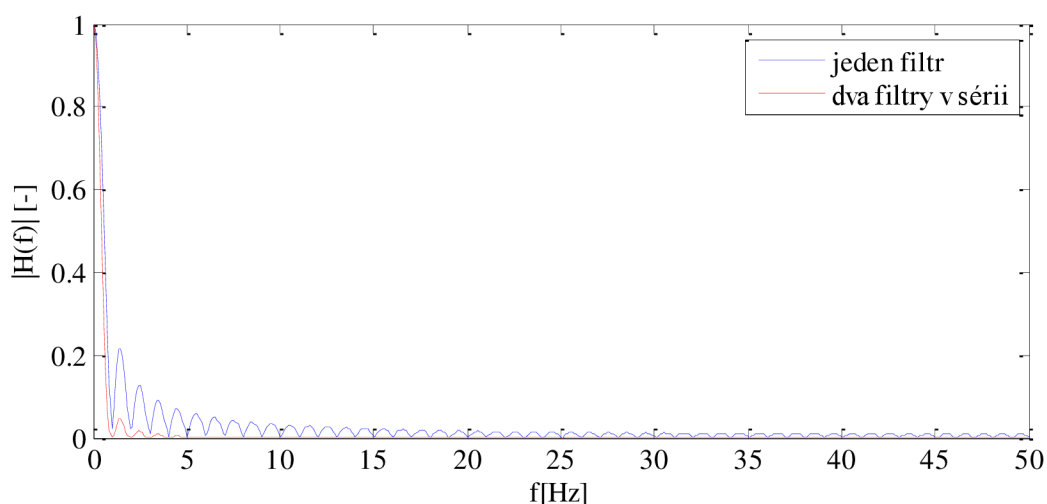
Lymnovy filtry lze popsat třemi základními typy obecných přenosových funkcí:

$$H(z) = \frac{1 - z^{-pK}}{K(1 - z^{-p})} = \frac{1}{K}(1 + z^{-p} + z^{-2p} + \dots + z^{-(pK-p)}), \quad \text{pro celé } K, p \quad (3)$$

$$G(z) = \frac{1 - z^{-pK}}{K(1 + z^{-p})} = \frac{1}{K}(1 - z^{-p} + z^{-2p} - \dots - z^{-(pK-p)}), \quad \text{pro sudé } K \quad (4)$$

$$F(z) = \frac{1 + z^{-pK}}{K(1 + z^{-p})} = \frac{1}{K}(1 - z^{-p} + z^{-2p} - \dots + z^{-(pK-p)}), \quad \text{pro liché } K \quad (5)$$

Konstanta p udává počet ekvidistálních propustných pásem. Konstanta K udává šířku pásem - čím je K vyšší, tím užší jsou propustná pásma. Pro $p = 1$ bude mít filtr $H(z)$ charakter dolní propusti a filtry $G(z)$ a $F(z)$ horní propusti. Filtry (3), (4) a (5) mají poměrně velké zvlnění modulové frekvenční charakteristiky v nepropustných pásmech. Zlepšení je možno dosáhnout použitím dvojice shodných filtrů v sérii (viz Obr. 4.3).



Obr. 4.3: Zvlnění amplitudové charakteristiky

$$G(z) = H(z)H(z) = \left(\frac{1 - z^{-pK}}{K(1 - z^{-p})} \right)^2 \quad (6)$$

Sériovým zapojením dvou totožných filtrů dojde k výrazné změně impulsní charakteristiky. Zatímco odezva samotného filtru na Diracův impuls je obdélníková délky $K-1$, při použití dvou filtrů v sérii má trojúhelníkový charakter délky $2(K-1)$. [9]

Pro potlačení kolísání nulové izolinie je třeba z dolní propusti získané pomocí Lymnových filtrů odvodit horní propust - odečtením impulsní charakteristiky dolní propusti od původního signálu zpožděného o $\tau = K-1$ (pro dva stejné Lymnovy filtry v sérii): [9]

$$H_{HP}(z) = z^{-\tau} - H_{DP}(z) \quad (7)$$

4.2 Potlačení síťového rušení

Pro potlačení síťového rušení se volí filtry typu pásmová zádrž, které by měly zadržovat úzké frekvenční pásmo kolem 50 Hz. Experimentální analýza ukázala, že filtry se zadržovaným pásmem 50 ± 3 Hz zpravidla nezpůsobují větší zkreslení užitečného signálu, než určuje doporučení pro vizuální analýzu. Díky tomuto zjištění je možno použít principu Lymnových filtrů také pro filtraci síťového rušení až do srdeční frekvence 180 tepů/min. [3]

4.2.1 Lymnovy filtry

Obdobně jako při návrhu horní propusti pomocí Lymnových filtrů, je nejdříve navrhnut filtr typu pásmová propust a ten poté odečten od původního náležitě zpožděného signálu:

$$H_{PZ}(z) = z^{-\tau} - H_{PP}(z) \quad (8)$$

Zpoždění H_{PP} je $\tau = (K-1)p$. Potlačovaná frekvence musí být násobkem vzorkovací frekvence.

4.2.2 IIR filtry

Z IIR filtrů je možné použít přímou realizaci pásmové propusti neboť její frekvenční charakteristika má velmi plochý průběh v propustném pásmu. Obecná přenosová funkce pásmové zádrže:

$$H_{PZ}(z) = K \frac{(1 - e^{j\omega_0 T} z^{-1})(1 - e^{-j\omega_0 T} z^{-1})}{(1 - r e^{j\omega_0 T} z^{-1})(1 - r e^{-j\omega_0 T} z^{-1})} = K \frac{(z - e^{j\omega_0 T})(z - e^{-j\omega_0 T})}{(z - r e^{j\omega_0 T})(z - r e^{-j\omega_0 T})}, 0 < r < 1 \quad (9)$$

se středem potlačovaného pásma na úhlovém kmitočtu ω_0 . Konstanta r ovlivňuje šířku potlačovaného pásma - čím více se blíží k 1, tím je potlačované pásmo užší.

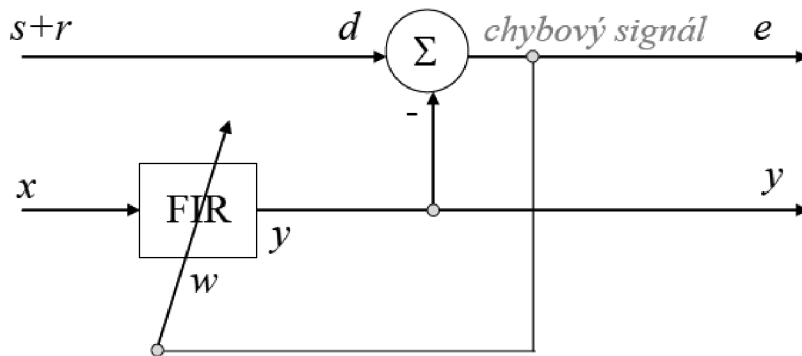
Tvar amplitudové charakteristiky pro filtr 2. řádu můžeme odvodit ze vzorce (10):

$$|G(\omega)| = |K| \frac{|e^{j\omega T} - n_1| |e^{j\omega T} - n_2|}{|e^{j\omega T} - p_1| |e^{j\omega T} - p_2|} = |K| \frac{d_1 d_2}{c_1 c_2} \quad (10)$$

kde n_i je pozice nulových bodů a p_i pozice pólů na jednotkové kružnici a d_i a c_i je vzdálenost nulových bodů a pólů od úhlové frekvence ω . [9][10]

4.2.3 Adaptivní filtry

Potlačení brumu je možné provést také pomocí adaptivních filtrů, které v průběhu filtrace mění své parametry. Princip adaptivního filtru vychází z následujícího schématu:



Obr. 4.4: Blokové schéma adaptivního filtru, převzato z [8]

Na vstupu filtru jsou signály s a pomocný signál x , jež jsou vzájemně korelované, a signál r , který je na signálech s a x nezávislý. Pro odstranění brumu je jako pomocný signál volen signál korelovaný s brumem, tzn.: harmonický signál se shodným kmitočtem.

Optimální hodnota vektoru w je hledána tak, aby byla minimalizována střední kvadratická odchylka:

$$MSE = E\{e^2\} \rightarrow \min \quad (11)$$

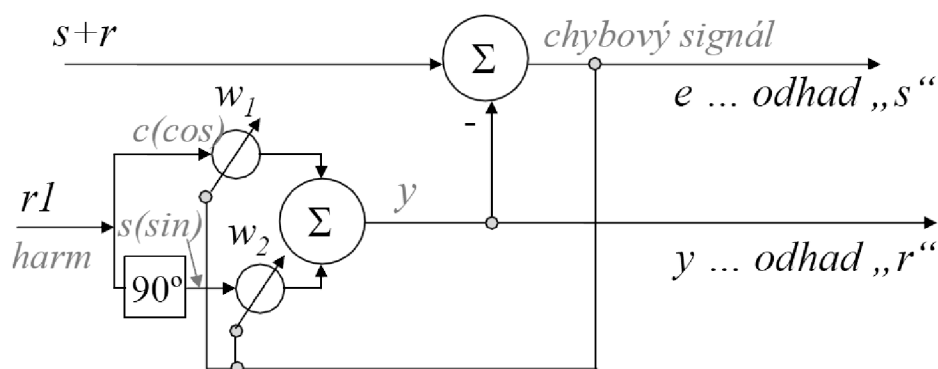
kde e je chybový signál. Hledání minimální hodnoty chybového signálu e může být realizováno gradientní metodou neboli metodou nejstrmějšího sestupu.

Úpravou uvedenou např. v [8] lze získat rovnici pro adaptaci impulsní charakteristiky FIR filtru:

$$w_{k+1} = w_k + 2\mu e(k)x_k \quad (12)$$

kde w_k je vektor M vah v k -tém taktu, μ je konstanta adaptace a x_k je posledních M vzorků pomocného vstupu. [8][11]

Jiný přístup k potlačení brumu pomocí adaptivní filtrace je na Obr. 4.5. I v tomto případě je cílem filtrace minimalizování chybového signálu. Tento filtr se liší od předešlého v tom, že jsou hledány dvě konstanty, které určí amplitudy pomocných harmonických vzájemně posunutých signálů se stejným kmitočtem. Složením těchto signálů je získán výsledný harmonický signál shodné amplitudy a fáze s rušením. Pomocné signály od sebe nesmí být posunuty o násobky π .



Obr. 4.5: Blokové schéma adaptivního filtru s dvěma vahami, převzato z [8]

Nastavení filtru je realizováno pomocí dvou vah $w(1)$ a $w(2)$. Úprava vah je prováděna podle vztahu:

$$w_{k+1}(1) = w_k(1) + 2\mu e(k)c(k) \quad (13)$$

$$w_{k+1}(2) = w_k(2) + 2\mu e(k)s(k) \quad (14)$$

4.3 Potlačení myopotenciálů

Filtrace rušivých myopotenciálů ze signálu EKG je poměrně problematická, neboť spektrum užitečného signálu a spektrum šumu se překrývá. Z tohoto důvodu nejsou lineární filtry pro potlačení tohoto typu rušení vhodné.

Využití kumulačních metod je také nevhodné, neboť většinou vede jen k získání reprezentativního cyklu. Problém nastává také při nestálé tepové frekvenci a extrasystolách, neboť úseky signálů, z kterých kumulaci provádíme, musí být stejně dlouhé.

4.3.1 Vlnková filtrace

Jako nejvhodnější metoda se jeví vlnková filtrace, využívající vlnkovou transformaci (wavelet transform). Pomocí tzv. mateřských vlnek je získán časově-frekvenční popis signálu. Hlavní výhodou vlnkové transformace oproti krátkodobé Fourierově transformaci je změna šířky okna (mateřské vlnky) v čase.

Samotná filtrace je provedena prahováním koeficientů discrete time wavelet transform (DTWT) pro jednotlivá časově-frekvenční pásma. Výsledný signál je následně získán zpětnou transformací.

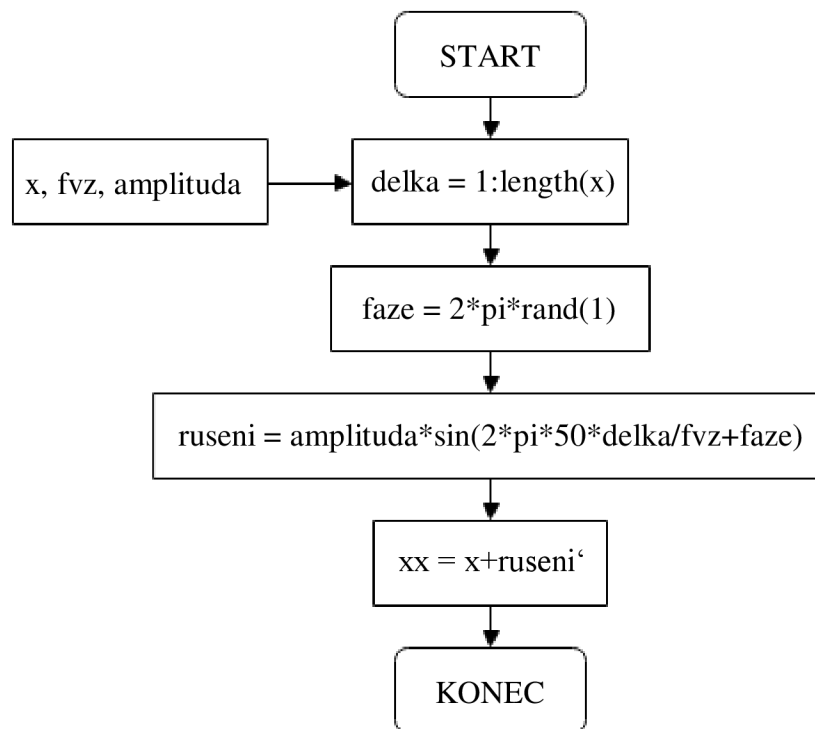
5 Simulace vlivů rušení

Naměřené signály byly zarušeny pomocí programu *zaruseni_drift.m* a *zaruseni_brum.m*. Tyto programy simulují vlivy rušení - driftu a brumu.

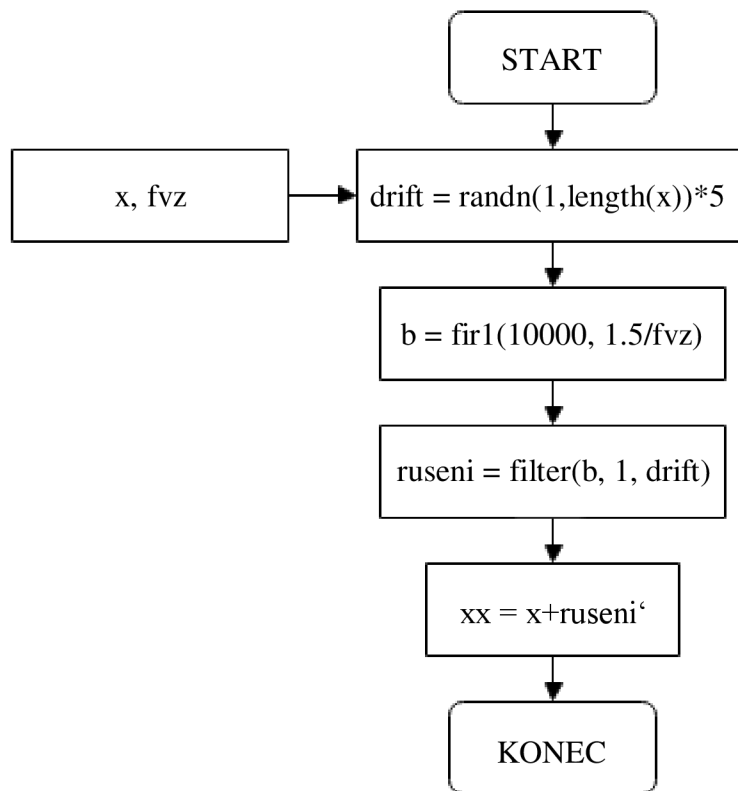
Do funkce *zaruseni_brum.m* vstupují tři parametry: vstupní signál x , vzorkovací frekvence fvz signálu a amplituda simulovaného brumu. V jaké fázi se bude brum nacházet je generováno náhodně. Vytvořený šum je sečten s původním signálem a odeslán na výstup programu (viz vývojový diagram na Obr. 5.1)

Funkce *zaruseni_drift.m* má pouze dva vstupní parametry: vstupní signál x a vzorkovací frekvenci fvz signálu. Algoritmus vygeneruje náhodná čísla, která tvoří spektrum vytvořeného šumu. Spektrum je dále upraveno tak, aby nepřesahovalo mezní frekvenci v tomto případě pevně zvolenou jako 1,5 Hz. Vytvořený šum je opět přičten k původnímu signálu a odeslán na výstup algoritmu. Vývojový diagram programu *zaruseni_drift.m* je na Obr. 5.2

Oba algoritmy obsahují nápovědu, která může být vygenerována pomocí knihovní funkce MATLABu *help*.



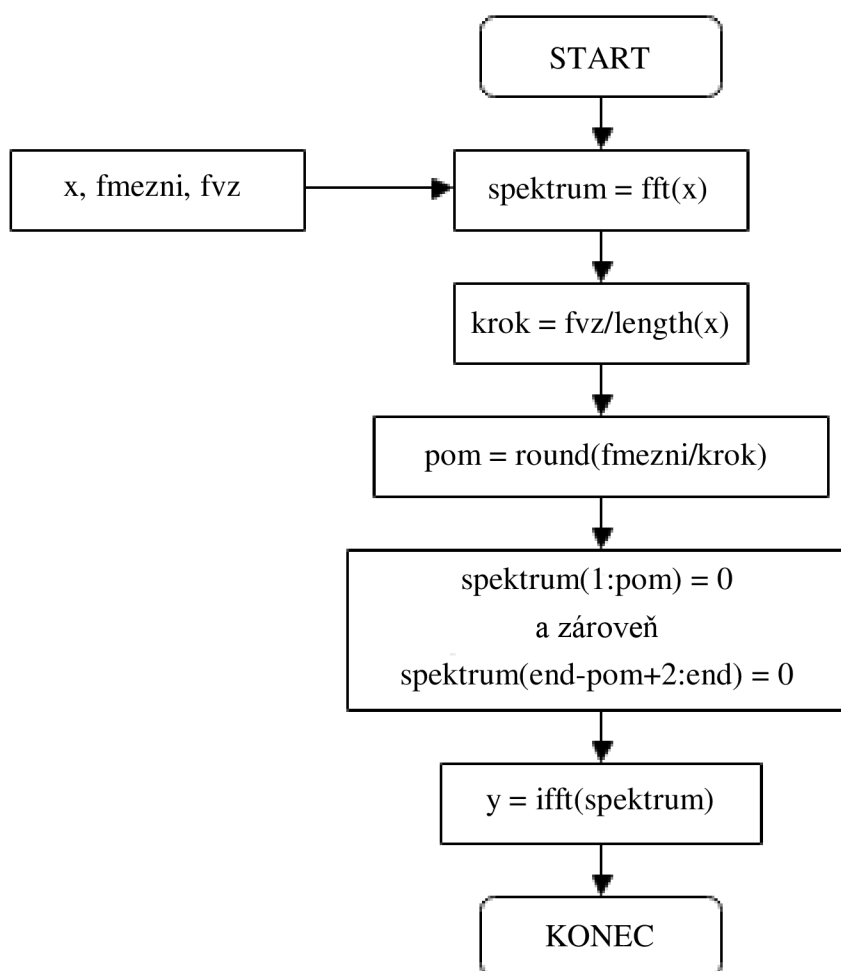
Obr. 5.1: Vývojový diagram programu *zaruseni_brum.m*



Obr. 5.2: Vývojový diagram programu zaruseni_drift.m

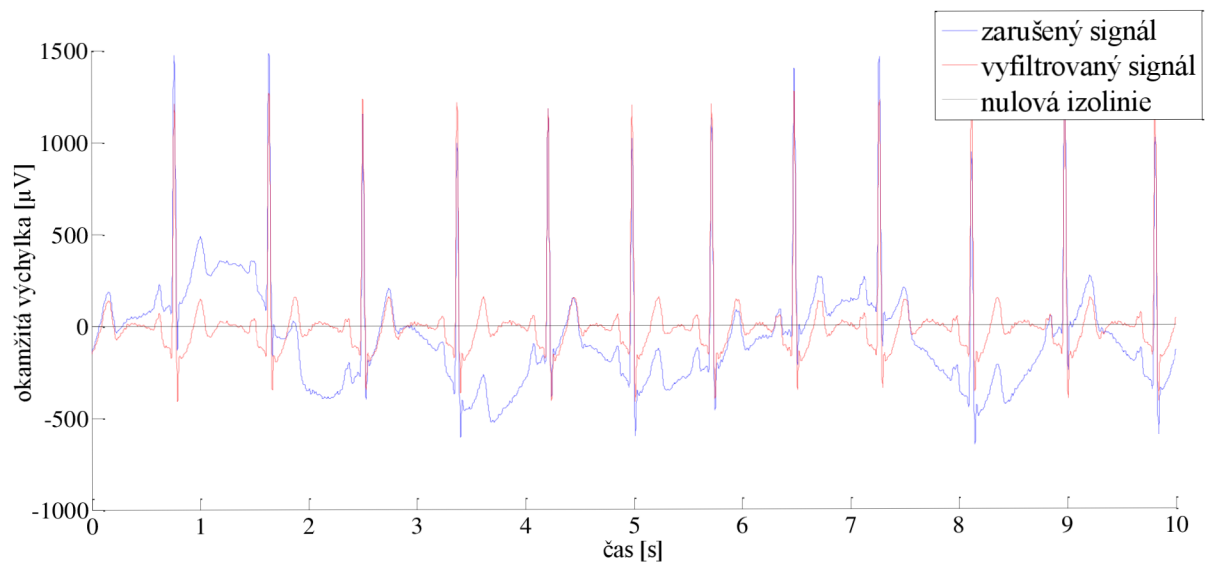
6 Realizace filtrace pomocí nulování spektrálních čar

Realizovat filtr pro potlačení kolísání nulové izolinie v EKG je velmi jednoduché. Postup lze odvodit z teoretického popisu uvedeného v kapitole 4.1.2. Program nejdříve načte vstupní signál x s vzorkovací frekvencí fvz a uživatelem zvolenou mezní frekvencí $fmezni$. Poté pomocí knihovni funkce MATLABu fft vypočítá spektrum vstupního signálu a vzdálenost sousedních spektrálních čar v programu označované jako $krok$. Výpočtem proměnné pom je zjištěno kolik spektrálních čar je potřeba ve spektru signálu vynulovat. Po vynulování je pomocí příkazu $ifft$ získán vyfiltrovaný signál y a program je ukončen. Vývojový diagram programu je na Obr. 6.1.



Obr. 6.1: Vývojový diagram filtrace pomocí nulování spektrálních čar

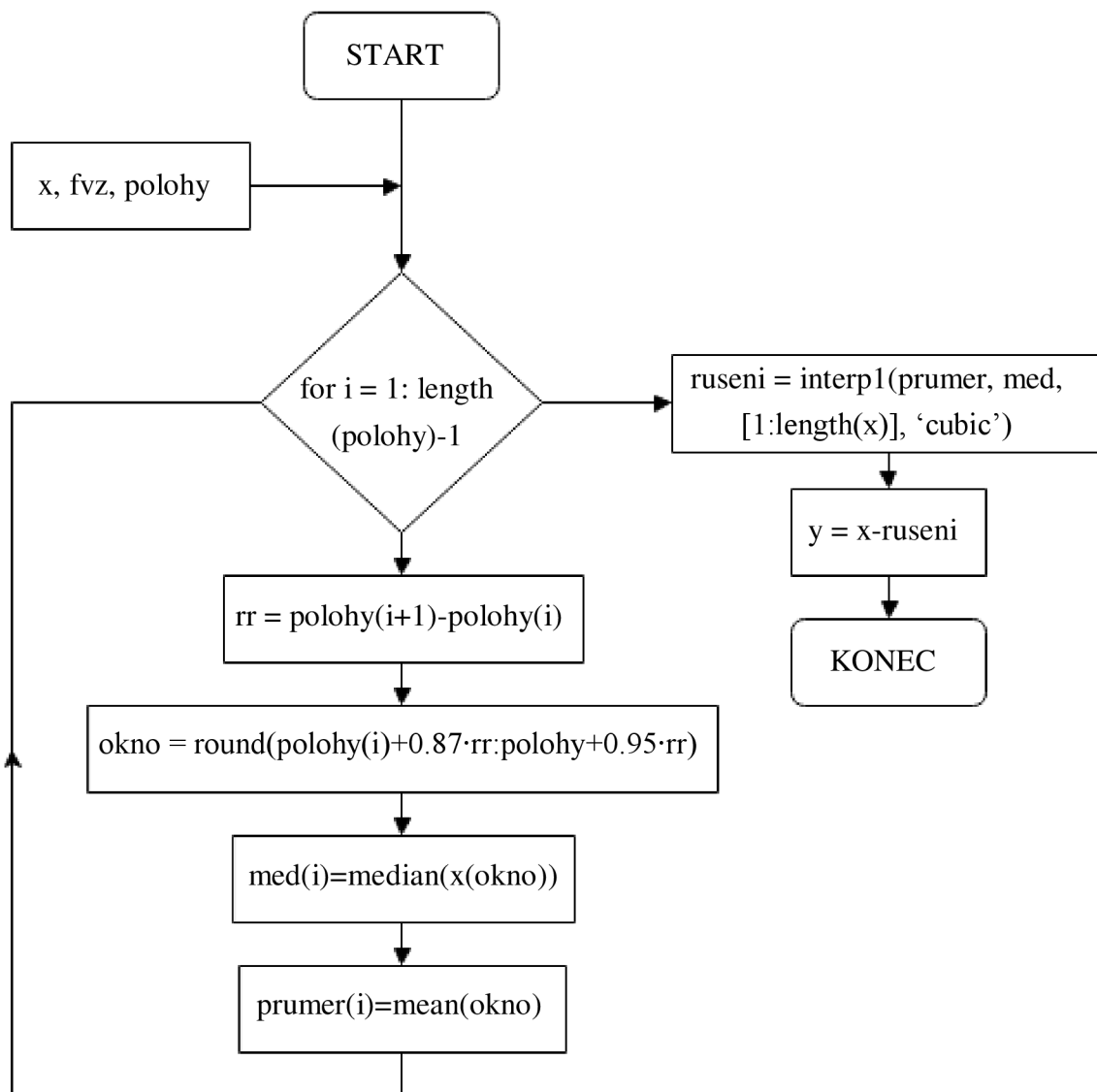
Obr. 6.2 nabízí pohled na signál před a po filtraci. Z obrázku může být získáno povědomí o vizuální úspěšnosti filtrace, avšak relevantních výsledků je dosaženo výpočtem SNR, kterým se zabývá kapitola 13.



Obr. 6.2: Výsledek filtrace pomocí nulování spektrálních čar

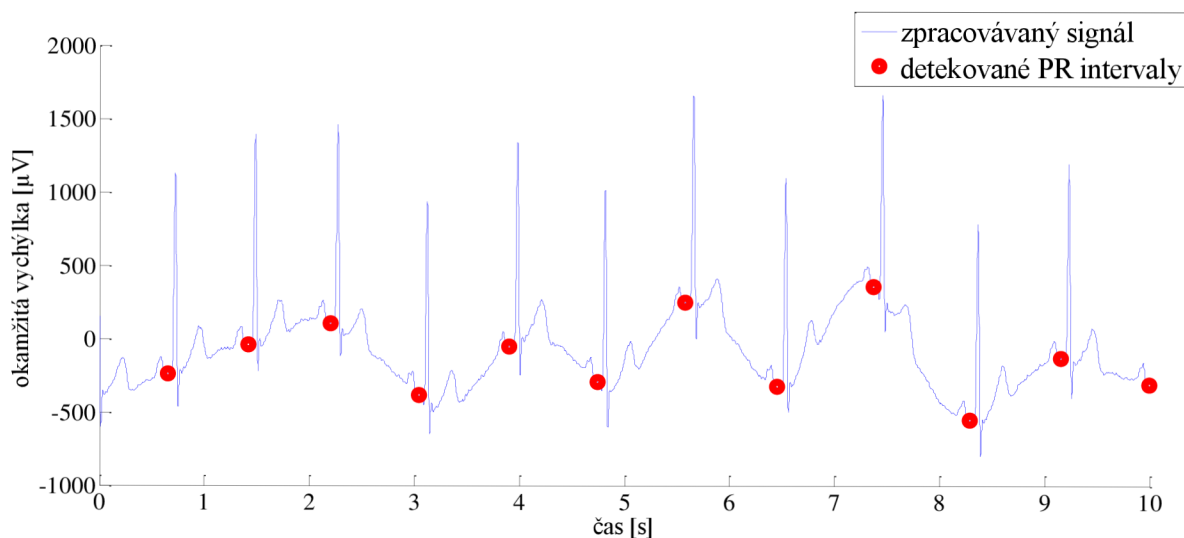
7 Realizace filtrace pomocí interpolace

Pro filtraci pomocí interpolace bylo nejdříve nutné detekovat R kmitů (viz Obr. 4.2), proto je součástí programu *interpolace.m* detektor R kmitů, který ukládá polohy R kmitů do proměnné s názvem *polohy*. V další části program pracuje ve for cyklu a detekuje střed PR intervalu. Tato detekce je realizována především pomocí MATLABových funkcí *median* a *mean* a definuje body, které jsou následně interpolovány. Interpolací je získán odhad šumu a ten odečten od původního signálu. Vývojový diagram na Obr. 7.1 znázorňuje detekci PR intervalů, interpolaci a získání výstupního signálu y odečtením šumu od původního signálu x . Teoretický popis filtrace pomocí interpolace je popsán v kapitole 4.1.3.

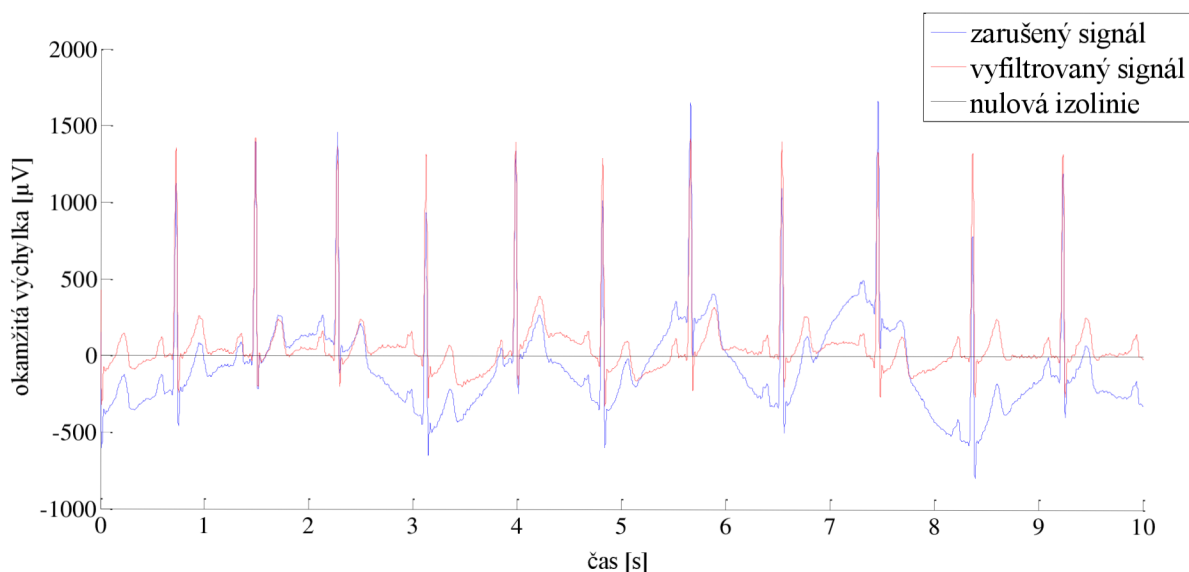


Obr. 7.1: Vývojový diagram filtrace pomocí interpolace

Na Obr. 7.3 je ukázka výsledků filtrace programem *interpolace.m*. Ačkoliv detekce PR intervalů byla poměrně úspěšná (viz Obr. 7.2), filtr má problémy s odstraněním driftu o vyšších frekvencích.



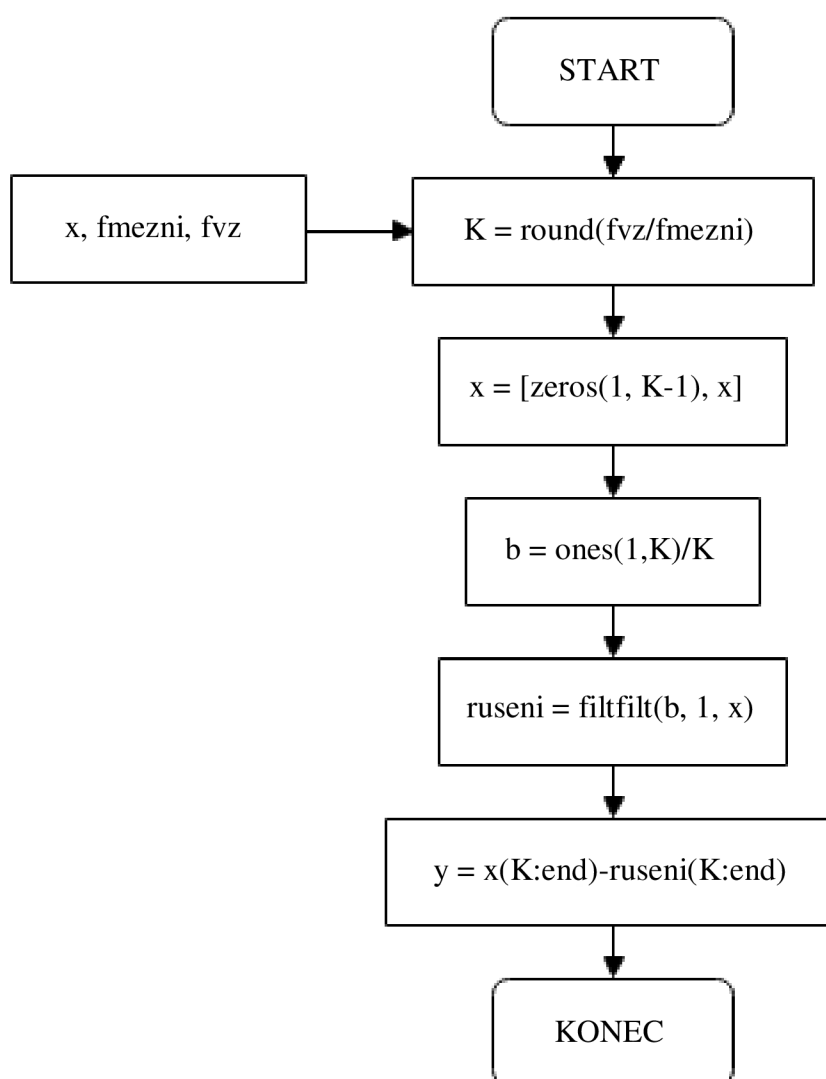
Obr. 7.2: Detekované PR intervaly



Obr. 7.3: Výsledek filtrace pomocí interpolace

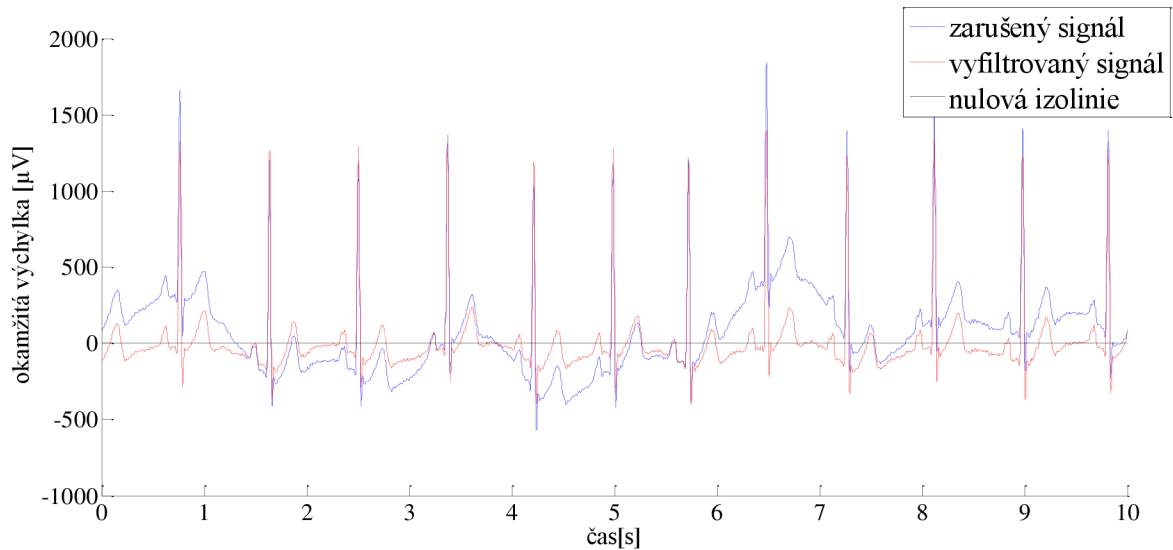
8 Realizace filtrace pomocí Lymnových filtrů

Lymnovy filtry byly navrhny jak pro potlačení kolísání nulové izoliny, tak pro potlačení brumu. Oba návrhy se od sebe příliš neliší. Program načte proměnné vstupního signálu x , mezní frekvence f_{mezni} a vzorkovací frekvence fvz . Poté nastaví parametry filtrace a pomocí knihovní funkce *filtfilt* provede odhad rušení. Součástí programu je také kompenzace zpoždění způsobeného filtrem. Vývojový diagram Lymnova filtru navrhnutého pro odstranění driftu je na Obr. 8.1.

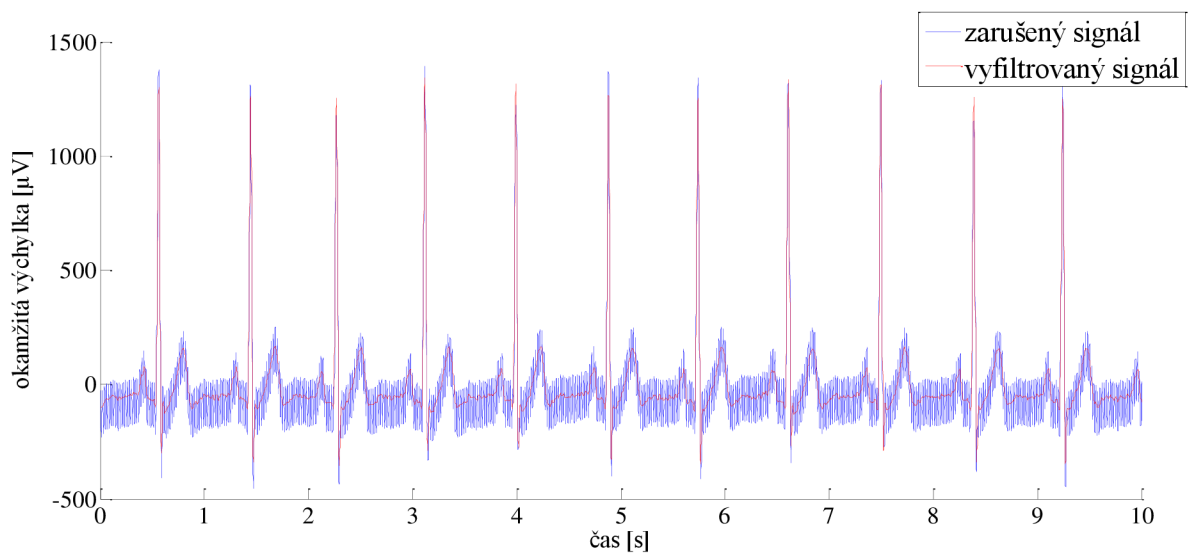


Obr. 8.1: Vývojový diagram Lymnova filtru

Program *lynn_filtr1.m* je navržen pro potlačení kolísání nulové izolinie, tzn.: obsahuje pouze jedno propustné pásmo (viz teoretický úvod v kapitole 4.1.4). Program *lynn_filtr2.m* potlačuje oba typy úzkopásmového rušení, tedy brum i drift a od programu *lynn_filtr1.m* se liší počtem propustných pásem.



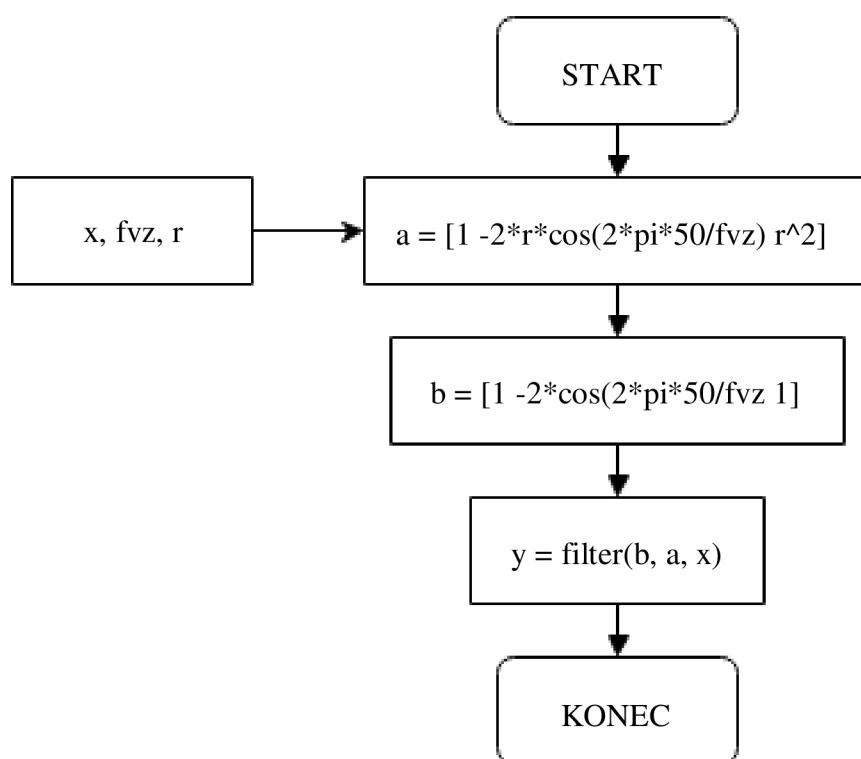
Obr. 8.2: Výsledek filtrace Lyapunovým filtrem 1



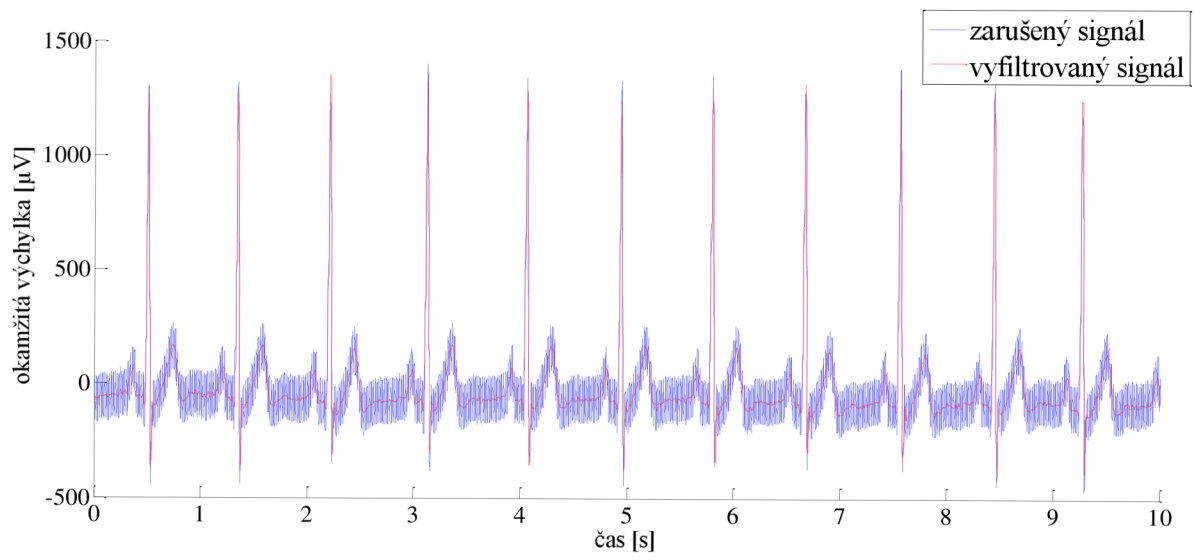
Obr. 8.3: Výsledek filtrace Lyapunovým filtrem 2

9 Realizace filtrace pomocí IIR filtru

Filtrace pomocí IIR filtru, realizovaná programem *iir.m* pracuje se vstupním signálem x , vzorkovací frekvencí fvz a parametrem r určujícím vzdálenost pólů od počátku soustavy souřadnic a tím strmost přechodu mezi propustnými a nepropustnými pásmy (viz kapitola 4.2.2). Koeficienty čitatele b a jmenovatele a přenosové funkce jsou nastaveny tak, aby střední kmitočet potlačovaného pásma byl roven 50 Hz a lze je odvodit z rovnice (9). Na Obr. 9.1 je vývojový diagram navrženého IIR filtru. Porovnání zarušeného a vyfiltrovaného signálu zobrazuje Obr. 9.2.



Obr. 9.1: Vývojový diagram IIR filtru

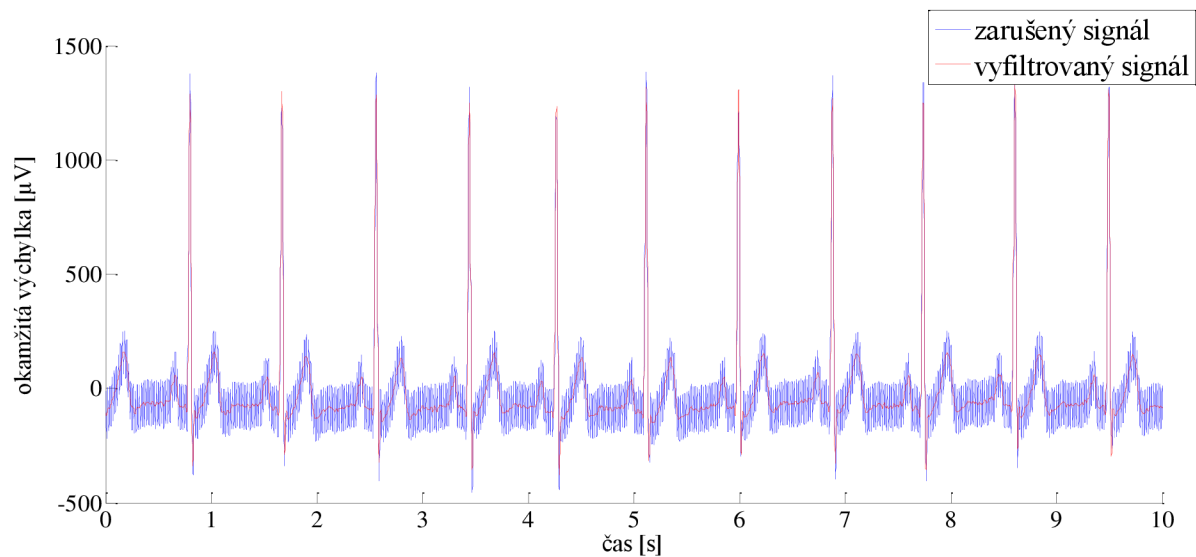


Obr. 9.2: Výsledek filtrace IIR filtrem

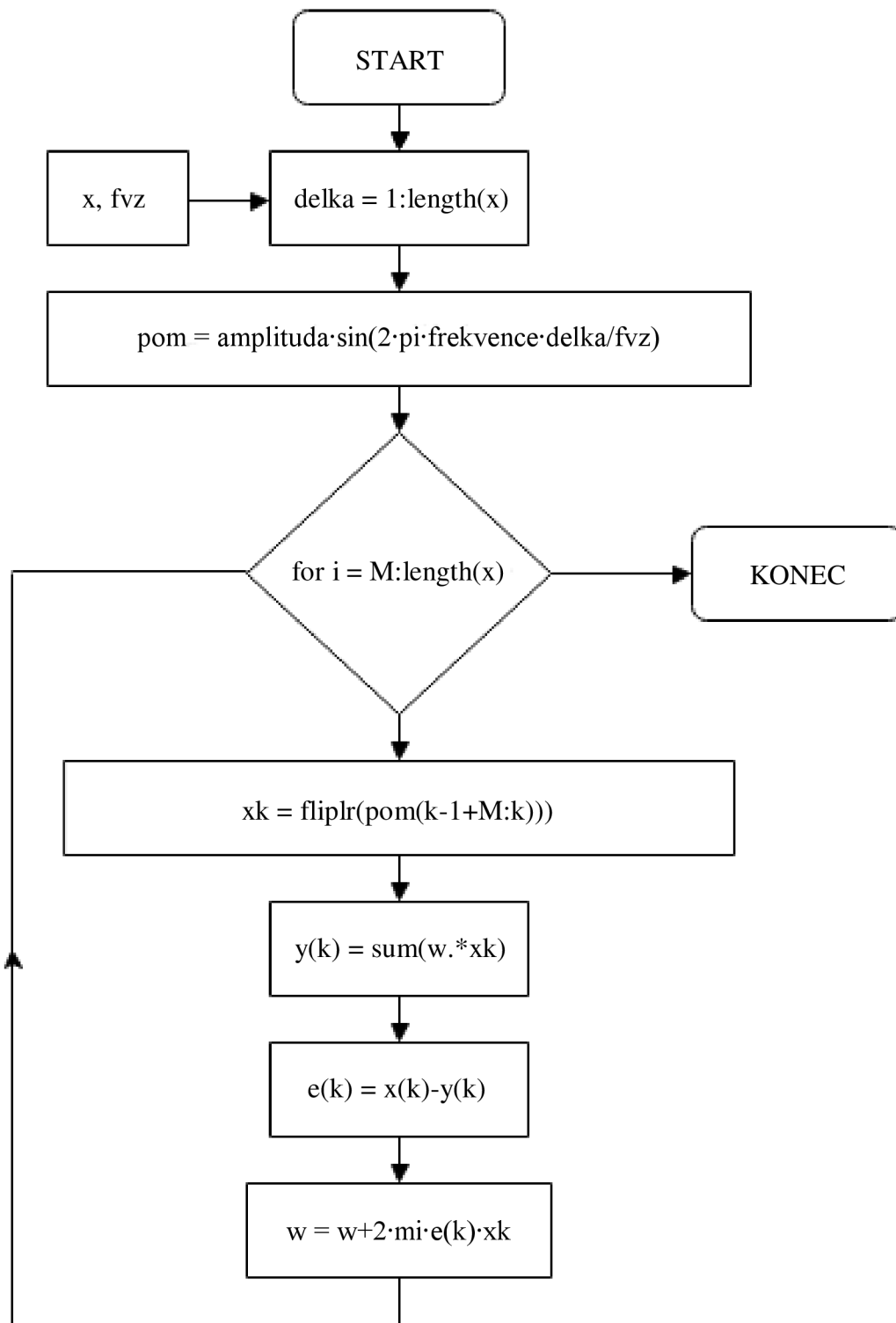
10 Realizace adaptivního filtru

Adaptivní filtr, realizovaný programem *adaptivni.m* využívá k odstranění rušení pomocného signálu *pom* s volitelnou amplitudou a frekvencí. Samotná filtrace probíhá ve for cyklu, kde jsou potřebné úseky pomocného signálu reverzně otočeny v čase pomocí knihovní funkce *fliplr*. Rovněž je vypočítán odhad brumu $y(k)$ a signálu $e(k)$ v k -tém taktu. Vektor vah w je upravován podle rovnice (12). Vývojový diagram adaptivního filtru je na Obr. 10.2.

Obr. 10.1 ukazuje rozdíl mezi zarušeným a vyfiltrovaným signálem po ustálení vektoru vah filtru.



Obr. 10.1: Výsledek filtrace adaptivním filtrem

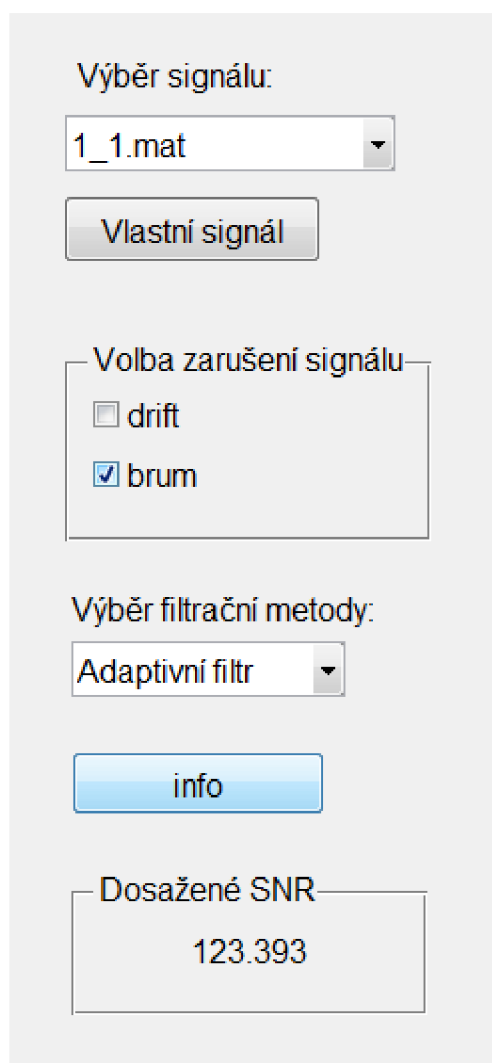


Obr. 10.2: Vývojový diagram adaptivního filtru

11 Grafické uživatelské rozhraní

Pro snazší práci s navrženými algoritmy a lepší možnost srovnání výsledků, bylo v MATLABu vytvořeno grafické uživatelské rozhraní *index.fig*. GUI je rozděleno do dvou částí - část nastavení a část vykreslení.

V první části (část nastavení, viz Obr. 11.1) má uživatel možnost vybrat si, s jakým signálem chce pracovat. Na výběr je jedenáct defaultních signálů EKG. Uživatel má rovněž možnost vybrat vlastní signál EKG pomocí tlačítka „Vlastní signál“. Takto vybraný signál musí být typu MAT-file.



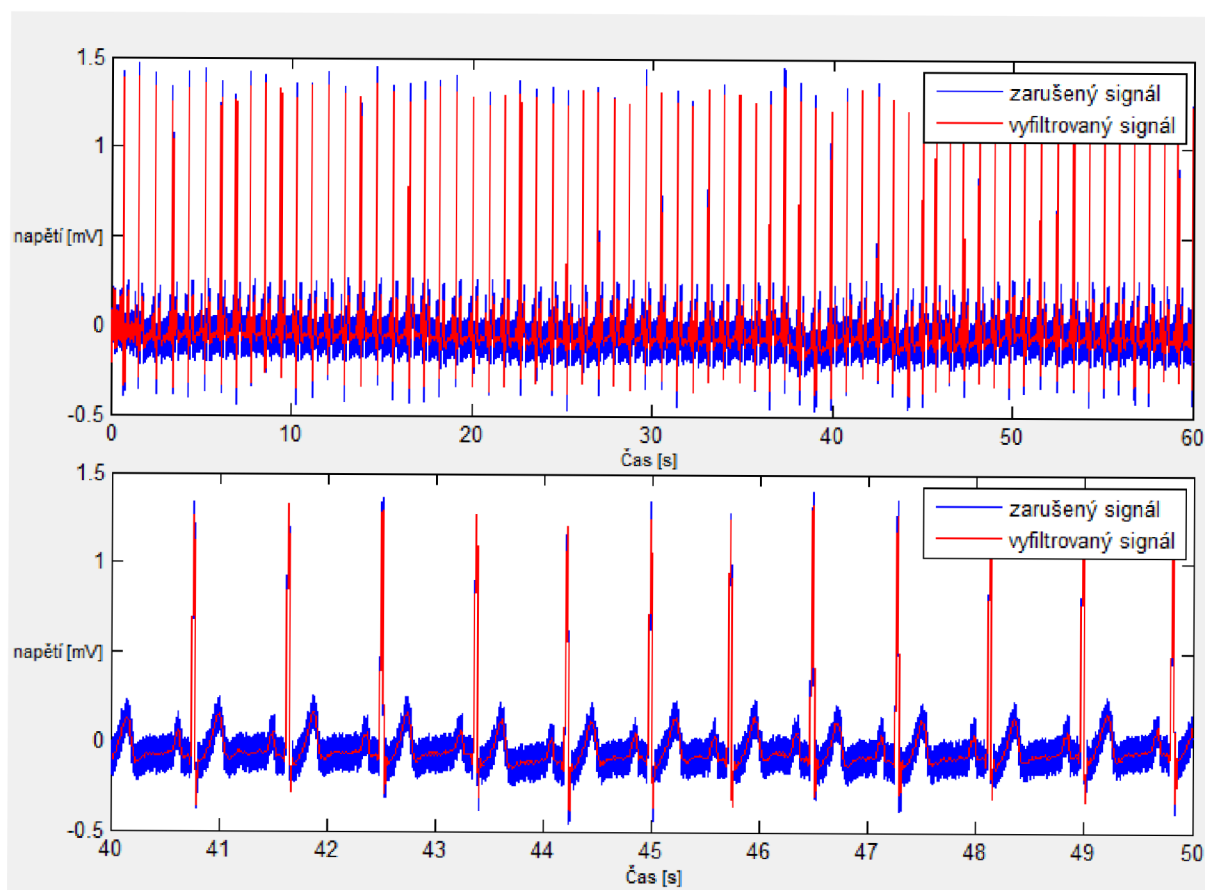
Obr. 11.1: Část nastavení navrženého GUI

Program nabízí také možnost volby zarušení signálu pomocí zatrhávacích políček. Takto je možno pracovat se signálem bez přídavného rušení, signálem rušeným driftem, brumem anebo oběma těmito typy šumu.

Volba filtrační metody je realizována pomocí výběrového menu. Uživatelé se zde nabízí šest filtračních metod: Adaptivní filtr, IIR filtr, filtrace pomocí interpolace, dva Lymnovy filtry a filtrace pomocí nulování spektrálních čar. Po výběru některé z metod je uživateli umožněno zvolit parametry filtru (výjimkou je filtrace pomocí interpolace, kde není umožněna žádná volba vstupních parametrů). Pomocí tlačítka „info“ je možné zobrazit základní informace o zvoleném filtru.

Oblast nazvaná dosažené SNR zobrazuje poměr signálu ku šumu, kterého se podařilo filtrací dosáhnout.

V druhé části programu (část vykreslení viz Obr. 11.2) je signál vykreslen do dvou grafů. V prvním grafu je vykreslena první minuta signálu, v druhém je detail signálu v čase od čtyřiceti do padesáti vteřin. Pro detailnější zkoumání signálu je rovněž možno využít tlačítek přibližování v levém horním rohu celého programu.



Obr. 11.2: Část vykreslení navrženého GUI

Signály vstupující do filtru i vystupující z filtru jsou vykresleny současně, každý odlišnou barvou, aby bylo umožněno jejich lepší porovnání.

12 Statistické vyhodnocení výsledků

Výsledky jednotlivých typů filtrací EKG je nutné testovat, a zjistit, zda při použití filtrací došlo k statisticky významnému zkreslení původního užitečného signálu. Z naměřených dat byly nejdříve vybrány vhodné vzorky, obsahující minimální množství neúžitečného signálu. Na získaných vzorcích byly pomocí programu *zaruseni_brum.m*, popř.: *zaruseni_drift.m*, simulovány vlivy rušení. Takto degradované elektrokardiogramy byly filtrovány navrženými filtry. V této kapitole je vyhodnocena míra zkreslení signálu EKG po použití jednotlivých typů filtrací.

12.1 Testování normality dat

V první fázi statistického vyhodnocení je vhodné zjistit, zda testovaná data mají normální rozložení. Výsledky tohoto testování ovlivňují volbu dalších testů a umožňují posoudit, který test je pro konkrétní případ statisticky nejsilnější.

Pro testování normality dat může být použito mnoho testů, jejichž výsledky mohou být odlišné. Je proto třeba zohlednit charakter testovaných dat a podle toho vybrat vhodný test normality. V kapitolách 12.1.1, 12.1.2 a 12.1.3 jsou představeny nejpoužívanější typy testů pro testování normality dat.

12.1.1 Test dobré shody

V testu dobré shody jsou data rozdělena do kategorií (obdobně jako při tvorbě histogramu), tyto intervaly jsou normalizovány (převedeny na normální rozložení) a podle obecných vzorců normálního rozložení jsou k nim dopočítány očekávané hodnoty v intervalech, pokud by rozložení bylo normální. Pozorované normalizované četnosti jsou poté srovnány s očekávanými četnostmi pomocí χ^2 testu dobré shody (viz rovnice (15)).

$$\chi^2 = \sum_{i=1}^k \frac{(P_i - O_i)^2}{O_i}, \quad (15)$$

kde, P_i představuje pozorované četnosti v k -té třídě výběrového souboru a O_i představuje teoretické četnosti odvozené výpočtem pomocí tabulek distribučních funkcí normovaného normálního rozdělení. [15]

P-hodnota může být získána pomocí rovnice (16):

$$p - \text{hodnota} = 1 - F_0(\chi^2), \quad (16)$$

Test dává dobré výsledky, ale je náročný na n , tedy množství dat, aby bylo možné vytvořit dostatečný počet tříd hodnot. [14]

12.1.2 Kolgomorovův Smirnovův test

Tento test dokáže dobře najít odlehle hodnoty, ale počítá spíše se symetrií hodnot než přímo s normalitou. Jde o neparametrický test pro srovnání rozdílu dvou rozložení. Je založen na zjištění rozdílu mezi reálným kumulativním rozložením (vzorek) a teoretickým kumulativním rozložením. Měl by být počítán pouze v případě, že známe průměr a směrodatnou odchylku hypotetického rozložení, pokud tyto hodnoty neznáme, měla by být použita jeho modifikace – Lilieforsův test. [14]

12.1.3 Shapiro-Wilk's test

Jde o test použitelný i při velmi malém množství dat s dobrou silou testu, zvláště ve srovnání s alternativními typy testů, je zaměřen na testování symetrie. [14]

12.1.4 Výsledky testování normality dat

Statistické testování bylo provedeno pomocí programu STATISTICA 12. Pro testování normality dat byl zvolen test dobré shody neboli Pearsonův chí-kvadrát s vysokou silou testu pro velký objem dat. Do testu vstupoval vektor difference signálu původního a signálu po zpracování (umělém zarušení a filtraci).

Výsledky testu ukázaly, že naměřená data nemají normální (Gaussovo) rozložení na hladině významnosti $p = 0,05$ (viz Tabulka 12.1).

diference	chí-kvadrát	stupňů volnosti	p-hodnota
dif1	19930,12501	5	$<10^{-5}$
dif2	21380,59014	5	$<10^{-5}$
dif3	11179,92901	2	$<10^{-5}$
dif4	22016,85337	3	$<10^{-5}$
dif5	42850,44993	5	$<10^{-5}$
dif6	24543,70035	5	$<10^{-5}$
dif7	17724,60731	5	$<10^{-5}$
dif8	7830,89082	3	$<10^{-5}$
dif9	17970,32332	3	$<10^{-5}$
dif10	14318,58378	3	$<10^{-5}$
dif11	27218,78157	3	$<10^{-5}$

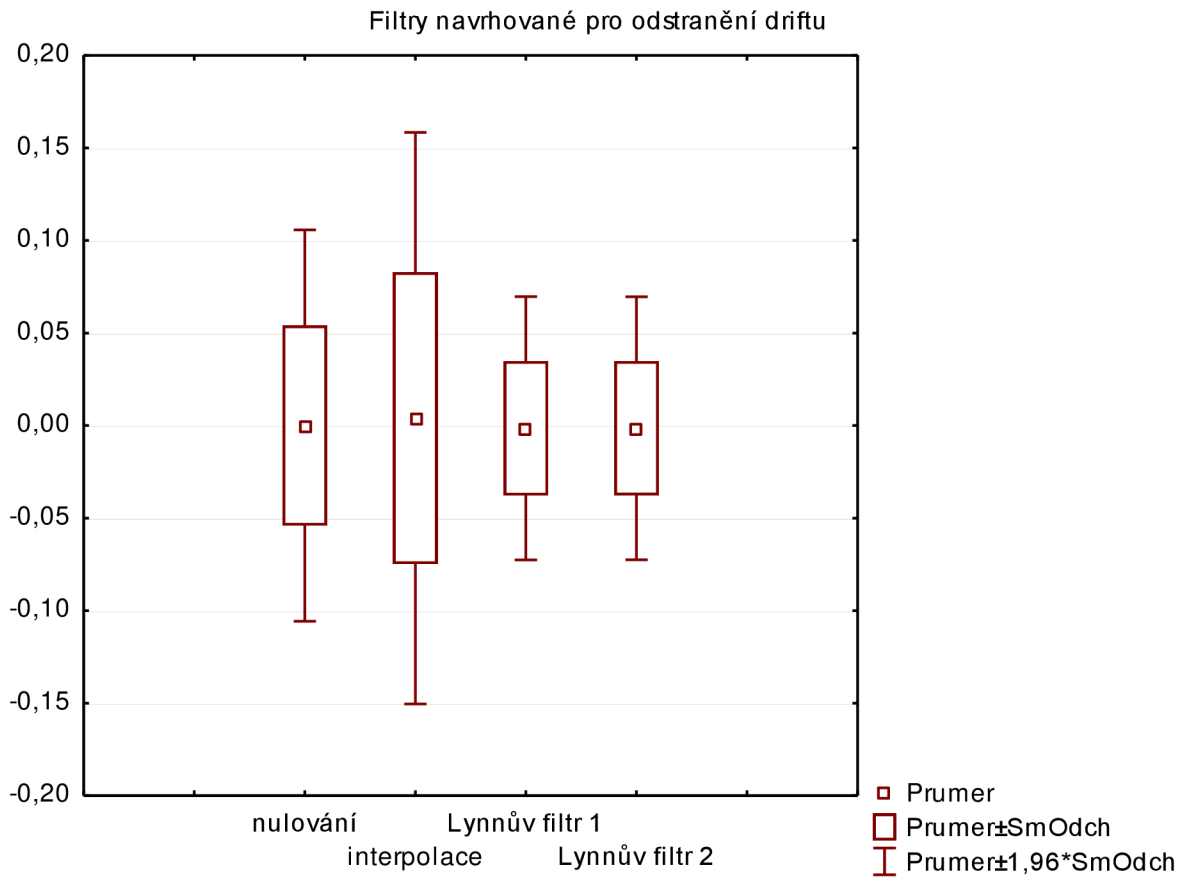
Tabulka 12.1: Výsledky testu dobré shody - IIR filtr

12.2 Testování podobnosti

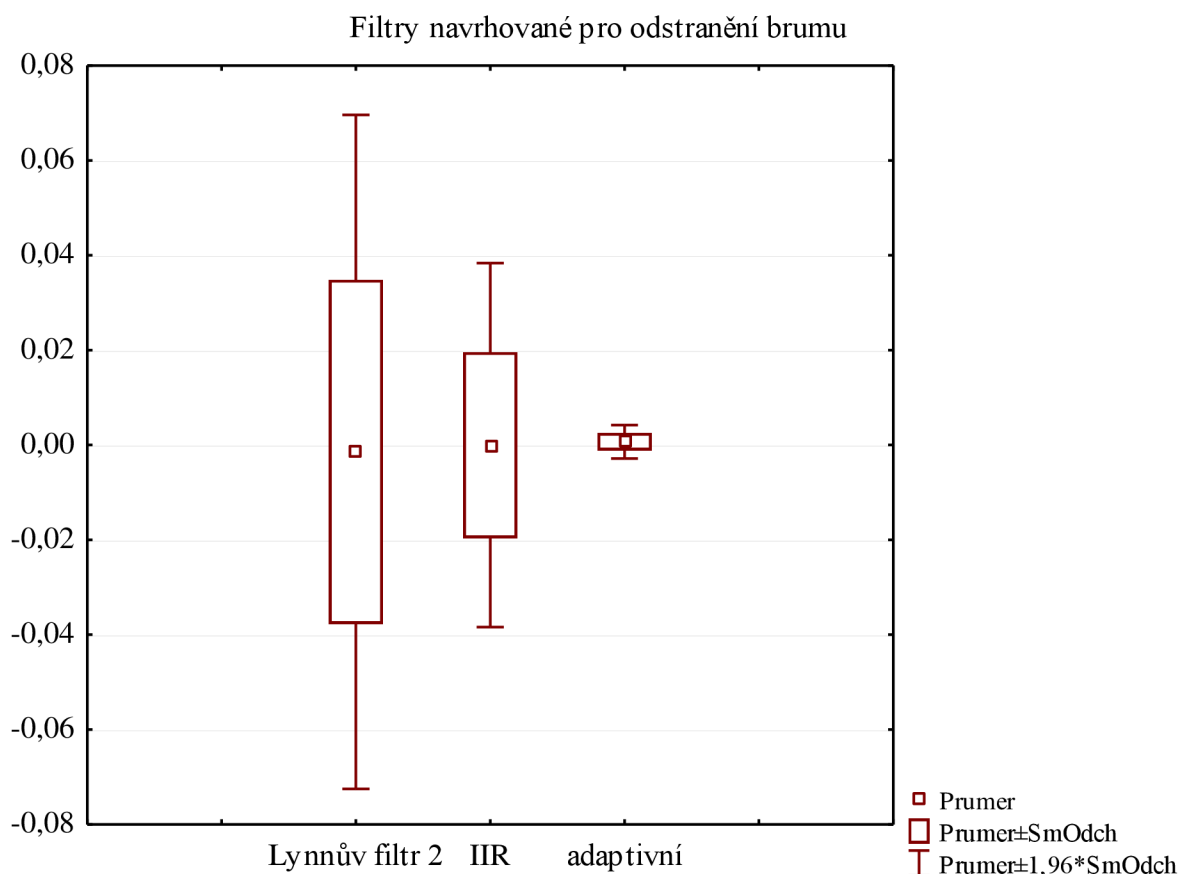
Pro vizuální analýzu byla diference signálu před a po zpracování zanesena do krabicového grafu (viz Obr. 12.1 a Obr. 12.2). Je patrné, že při zpracovávání vznikly v signálu určité změny.

Největší změny nastaly u filtrace pomocí interpolace, kde se pohybovaly do cca 0,15 mV. Filtrace pomocí nulování spektrálních čar zaváděla o něco menší zkreslení, pohybující se do 0,12 mV. Nejlépe si při filtraci driftu vedly Lymnovy filtry, kde se odchylka od původního signálu pohybovala do cca 0,07 mV.

Filtry navržené pro odstranění brumu zaváděly menší zkreslení původního signálu. Nejmenší diference byly zjištěny u adaptivního filtru, kde se pohybovali cca do 0,5 mV. U IIR filtru byly zjištěny diference pohybující se do 0,04 mV a u Lymnova filtru 2 do cca 0,07 mV.



Obr. 12.1: Boxplot - filtry navržené pro odstranění driftu



Obr. 12.2: Boxplot - filtry navržené pro odstranění brumu

Následujícím testováním bude zjištěno, zda jsou tyto změny statisticky významné.

Vzhledem k vyvrácené hypotéze o normálním rozložení testovaných dat byl pro testování podobnosti mezi signály volen neparametrický Wilcoxonův párový test. Testuje rovnost distribučních funkcí na základě ověření symetrického rozložení náhodné veličiny. Postup výpočtu může být rozdělen do 5ti kroků:

1. Výpočet diference mezi párovými hodnotami. Nulové diference jsou z dalšího hodnocení vyřazeny.
2. Absolutní hodnoty jednotlivých diferencí jsou uspořádány vzestupně.
3. Takto seřazeným diferencím je přiřazeno pořadí od 1 do n , kde n je počet párů s nenulovou diferencí. Stejným hodnotám je přiřazeno průměrné pořadí.
4. Je vypočítán součet pořadí kladných a záporných diferencí. Jako testovací kritérium je použit menší z obou součtů.

$$W = \min(W_+, W_-), \quad (17)$$

kde W_+ je součet pořadí odpovídajících kladným diferencím a W_- je součet pořadí odpovídající záporným rozdílům.

5. Vypočtené testovací kritérium W je porovnáno s kritickými hodnotami pro Wilcoxonův test. Je-li testovací kritérium menší než kritická hodnota zamítáme nulovou hypotézu o shodnosti rozdělení veličin, tzn.: signál původní se významně liší od signálu po zpracování. [16]

Výsledky testování jsou v tabulkách 10.2 - 10.8. Statisticky významné hodnoty ($p < 0,05$), jsou v tabulkách vyznačeny červeně. Test ukázal, že zpracování signálu většinou ovlivnilo jeho průběh. V signálu po zpracování tedy došlo ke statisticky významnému posunu hodnot a signály před a po zpracování nemůžeme prohlásit za shodné.

testovaný signál	n	W	p-hodnota
1	20001	99669328	0,672067
2	20001	92985555	<10⁻⁶
3	20001	97477516	0,001887
4	20001	98779813	0,130377
5	20001	98717017	0,111944
6	20001	99630575	0,637805
7	20001	92134357	<10⁻⁶
8	20001	97508580	0,002145
9	20001	99958760	0,945091
10	20001	99614725	0,624007
11	20001	99840815	0,831086

Tabulka 12.2: Výsledky Wilcoxonova testu - nulování spektrálních čar

testovaný signál	n	W	p-hodnota
1	18999	72239624	<10⁻⁶
2	19199	16431725	<10⁻⁶
3	19501	66281203	<10⁻⁶
4	19599	77261838	<10⁻⁶
5	19599	93125620	0,000240
6	20001	94106109	<10⁻⁶
7	18599	57337759	<10⁻⁶
8	18999	51491500	<10⁻⁶
9	18999	85432473	<10⁻⁶
10	18999	56745606	<10⁻⁶
11	19483	92901032	0,010823

Tabulka 12.3: Výsledky Wilcoxonova testu - filtrace pomocí interpolace

testovaný signál	n	W	p-hodnota
1	20001	99564120	0,580845
2	20001	95663252	<10⁻⁶
3	20001	98729755	0,115507
4	20001	93916801	<10⁻⁶
5	20001	98224021	0,028290
6	20001	99902684	0,890601
7	20001	99977586	0,963455
8	20001	93060943	<10⁻⁶
9	20001	99564120	0,580845
10	20001	95663252	<10⁻⁶
11	20001	98729755	0,115507

Tabulka 12.4: Výsledky Wilcoxonova testu - Lypnův filtr 1

testovaný signál	n	W	p-hodnota
1	20001	92718408	<10⁻⁶
2	20001	85589347	<10⁻⁶
3	20001	97801411	0,006713
4	20001	99766953	0,761310
5	20001	94391632	<10⁻⁶
6	20001	99705349	0,704539
7	20001	91500365	<10⁻⁶
8	20001	95352723	<10⁻⁶
9	20001	97112166	0,000378
10	20001	99694788	0,694959
11	20001	95678311	<10⁻⁶

Tabulka 12.5: Výsledky Wilcoxonova testu - Lynnův filtr 2, signál zarušený driftem

testovaný signál	n	W	p-hodnota
1	18400	69986716	<10⁻⁶
2	18400	74454009	<10⁻⁶
3	18400	58712983	<10⁻⁶
4	18400	66151496	<10⁻⁶
5	18400	82386225	0,001723
6	18400	74549102	<10⁻⁶
7	18400	65052641	<10⁻⁶
8	18400	61121228	<10⁻⁶
9	18400	83593230	0,144523
10	18400	65385142	<10⁻⁶
11	18400	82776691	0,009531

Tabulka 12.6: Výsledky Wilcoxonova testu - Lynnův filtr 2, signál zarušený brumem

testovaný signál	n	W	p-hodnota
1	20001	61470932	$<10^{-6}$
2	20001	74987477	$<10^{-6}$
3	20001	79951115	$<10^{-6}$
4	20001	55963788	$<10^{-6}$
5	20001	73383068	$<10^{-6}$
6	20001	72249980	$<10^{-6}$
7	20001	73967387	$<10^{-6}$
8	20001	69245541	$<10^{-6}$
9	20001	65850598	$<10^{-6}$
10	20001	80040185	$<10^{-6}$
11	20001	57230229	$<10^{-6}$

Tabulka 12.7: Výsledky Wilcoxonova testu - IIR filtr

testovaný signál	n	W	p-hodnota
1	14202	35652829	$<10^{-6}$
2	14202	37837371	$<10^{-6}$
3	14202	42509150	$<10^{-6}$
4	14202	35469567	$<10^{-6}$
5	14202	38341223	$<10^{-6}$
6	14202	42507156	$<10^{-6}$
7	14202	41523742	$<10^{-6}$
8	14202	35346503	$<10^{-6}$
9	14202	38808545	$<10^{-6}$
10	14202	41739835	$<10^{-6}$
11	14202	36593854	$<10^{-6}$

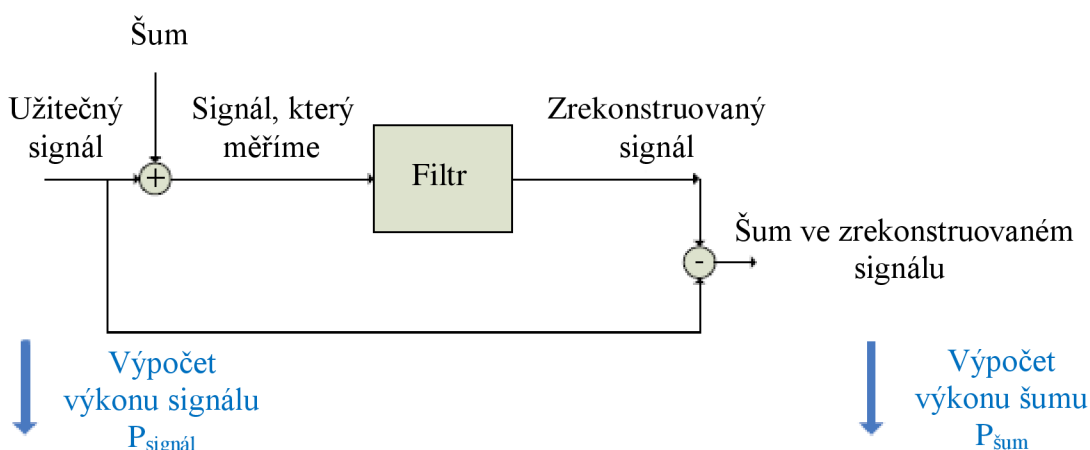
Tabulka 12.8: Výsledky Wilcoxonova testu - adaptivní filtr

13 SNR

SNR (signal to noise ratio) je poměr mezi užitečným signálem a šumem. Výkonový poměr signálu ku šumu je definován v rovnici (18). V tabulkách 13.1 a 13.2 jsou uvedeny vypočítané hodnoty SNR. Drift byl nejlépe potlačen Lynnovým filtrem 2 a brum adaptivním filtrem. Pro výpočet SNR u adaptivního filtru byla odstraněna část signálu, kde docházelo k ustálení filtru (prvních 6000 vzorků).

$$SNR = 10 \cdot \log \frac{P_{signal}}{P_{\text{šum}}} = 10 \cdot \log \frac{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_{orig}^2(i)}{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N v_i^2}, \quad (18)$$

kde $x_{orig}(i)$ jsou vzorky užitečného (originálního) signálu a $v(i)$ jsou vzorky šumu - rozdíl originálního signálu a signálu po filtraci (viz Obr. 13.1). [17]



Obr. 13.1: Výkon signálu a šumu

filtrační metoda	dosažené SNR
nulování spektrálních čar	25,445
interpolace	3,633
Lynnův filtr 1	29,632
Lynnův filtr 2	29,701

Tabulka 13.1: Dosažené hodnoty SNR - filtrace driftu

filtrační metoda	dosažené SNR
Lynnův filtr 2	37,047
IIR filtr	42,365
adaptivní filtr	107,051

Tabulka 13.2: Dosažené hodnoty SNR - filtrace brumu

Závěr

V bakalářské práci bylo popsáno, jakým způsobem vznikají v srdci vzruchy zodpovědné za stah srdečního svalu a po jakých převodních drahách srdce se šíří. Rovněž bylo podrobně popsáno umístění elektrod při měření elektrické srdeční aktivity srdce a důležité vlny a kmity, které bývají v naměřeném signálu rozpoznávány.

Práce se zabývala také nejčastějším rušením, které EKG signály postihuje. Charakterizovala širokopásmové a úzkopásmové rušení a představila jejich nejvýznamnější zástupce. Rovněž bylo popsáno několik typů filtrací zaměřujících se na odstranění rušení z EKG signálu. Teoretický úvod byl doplněn názornými obrázky.

V praktické části bakalářské práce bylo naměřeno EKG na jedenácti dobrovolnících pomocí systému Biopac. Dále pomocí programového prostředí MATLAB bylo navrženo sedm filtrů (adaptivní filtr, IIR filtr, filtrace pomocí nulování spektrálních čar, filtrace pomocí interpolace, Lynnův filtr pro potlačení driftu a Lynnův filtr potlačující drift i brum), dva algoritmy pro simulaci vlivu rušení a grafické uživatelské rozhraní spojující všechny tyto prvky dohromady.

Grafické uživatelské rozhraní *index.fig* bylo vytvořeno s ohledem na jeho využití ve výuce. Uživatelé umožňuje vybírat signály z vybrané databáze nebo nahrávat vlastní. Studenti si mohou sami volit, jaké rušení chtějí do signálu přidat a který z filtrů chtějí použít pro jeho odstranění. Po výběru filtru se zobrazí možnost volby parametrů filtru (výjimkou je filtrace pomocí interpolace, kde není možná žádná volba vstupních parametrů filtru). Pomocí tlačítka „info“ mohou být získány informace o vybraném filtru. Studentům se nabízí možnost analýzy úspěšnosti filtrů z vykreslených grafů nebo z vypočteného SNR.

K výuce byl také vytvořen návod k laboratornímu cvičení využívající výše popsaného programu. V návodu je popsáno jakým způsobem je možno naměřit pomocí systému Biopac EKG a vložit jej do programu *index.fig*, aby s ním mohlo být dále pracováno. Součástí návodu jsou také úkoly pro studenty zaměřeny na pochopení problematiky filtrace EKG signálu.

V další části bakalářské práce byly jednotlivé filtry statisticky testovány. Pro vizuální analýzu byly vypočteny difference signálu před zpracováním a po zpracování (zpracováním je myšleno umělé zarušení a filtraci signálu) a zaneseny do krabicových grafů. Nejvíce se původnímu nezarušenému signálu dokázal přiblížit adaptivní filtr (s odchylkou do cca 0,005 mV). Neparametrickým Wilcoxonovým párovým testem bylo následně testováno, zda jsou vzniklé odchylky statisticky významné. Výsledky ukázaly, že na hranici významnosti 0,05 v signálu po zpracování došlo k statisticky významnému posunu hodnot a signály před a po zpracování nemůžeme prohlásit za shodné.

Úspěšnost jednotlivých filtrů je také možno hodnotit z dosaženého SNR. Výsledky vypočtených SNR odpovídají výsledkům z krabicových grafů. Jako nejméně úspěšný se zde jeví adaptivní filtr, který dokázal nejlépe potlačit rušení a zároveň zachovat užitečný signál. Z filtrů testovaných na odstranění driftu si nejlépe vedly Lennovy filtry.

Literatura

- [1] HONZÍKOVÁ, Nataša. Biologie člověka. Brno: Akademické nakladatelství CERM, s.r.o., 1995. 77 stran. ISBN 80-85867-64-8
- [2] ROKYTA, Richard a kolektiv. Fyziologie. ISV nakladatelství, 2000. 364 stran. ISBN 80-85866-45-5
- [3] ROZMAN, Jiří a kolektiv. Elektronické přístroje v lékařství. 1. vydání. Praha: ACADEMIA, 2006. 410 stran. ISBN 80-200-1308-3
- [4] CHMELÁŘ, Milan a Jiří ROZMAN. Lékařská přístrojová technika. 1. vydání. Praha: SNTL, 1982. 181 stran.
- [5] HOSSEINI, Hamid Ghooan, Homer NAZERAN and Karen REYNOLDS. ECG Noise Cancellation Using Digital Filters [online]. c1998, [cit. 2.12.2013]. Dostupný na WWW: <http://www.ieeexplore.ieee.org>. ISBN 0-7803-3867-7
- [6] LAGUNA, Pablo, Raimon JANÉ and Pere CAMINAL. Adaptive Filtering of ECG Baseline Wander [online]. c1992, [cit. 2.12.2013]. Dostupný na WWW: <http://www.ieeexplore.ieee.org>. ISBN 0-7803-0785-2
- [7] JANÉ, Raimon, Pablo LAGUNA, Nitish THAKOR and Pere CAMINAL. Adaptive Baseline Wander Removal in the ECG: Comparative Analysis With Cubic Spline Technique [online]. c1992, [cit. 2.12.2013]. Dostupný na WWW: <http://www.ieeexplore.ieee.org>. ISBN: 0-8186-3552-5
- [8] KOZUMPLÍK, Jiří. Analýza biologických signálů [online prezentace]. Brno: Ústav biomedicínského inženýrství, VUT, [cit. 2.12.2013]
- [9] KOZUMPLÍK, Jiří, Radim KOLÁŘ a Jiří JAN. Číslicové zpracování signálů v prostředí Matlab. 1. vydání. Brno: Ústav biomedicínského inženýrství, VUT, 2001. 73 stran. ISBN 80-214-1964-4
- [10] JAN, Jiří. Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálů. 2. vydání. Brno: VUTIUM, 2002. 428 stran. ISBN 80-214-1558-4
- [11] HLAVÁČ, Václav a Miloš SEDLÁČEK. Zpracování signálů a obrazů. 2. vydání. Praha: nakladatelství ČVUT, 2007. 255 stran. ISBN 978-80-01-03110-0
- [12] The CSE working party. Common standards for quantitative electrocardiography: CD-ROM version of the CSE data bases. December 1990

- [13] BURCH, George. The History of vectorcardiography [online]. [cit. 16.12.2013].
Dostupný na WWW: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov>.
- [14] JARKOVSKÝ Jiří, DUŠEK Ladislav. Základy testování hypotéz [online prezentace].
Brno: Institut biostatistiky a analýzy, MU, [cit. 29.3.2014]
- [15] PAVLÍK Tomáš, DUŠEK Ladislav. Biostatistika. 1. vydání. Brno: Akademické
nakladatelství cerm, s.r.o., 2012. 132 stran. ISBN 978-80-7204-782-6
- [16] BEDÁŇOVÁ Iveta. Wilcoxonův test [online]. [cit. 19.4.2014].
Dostupné na WWW: <http://cit.vfu.cz/statpotr/index.htm>.
- [17] VÍTEK Martin, 3. počítačové cvičení AABS [online]. Brno: Ústav biomedicínského
inženýrství, VUT, [cit. 19.4.2014].

Přílohy

A. Obsah přiloženého CD

Softwarová realizace je součástí přiloženého CD. Programy byly napsány a odzkoušeny v programu MATLAB verzi R2011b (7.13.0.564). Přiložené CD obsahuje následující adresáře:

➤ *bakalářská práce*, který obsahuje soubory:

- BP_xsafar15.pdf
- Lab_uloha.pdf
- Lab_uloha.doc

➤ *programy*, který obsahuje soubory:

- adaptivni.m
- adaptivni.png
- help_adaptivni.fig
- help_adaptivni.m
- help_iir.fig
- help_iir.m
- help_interpolace.fig
- help_interpolace.m
- help_lynn.fig
- help_lynn.m
- help_nulovani.fig
- help_nulovani.m
- iir.m
- iir_rce1.bmp
- iir_rce2.bmp
- index.m
- index.fig
- interpolace.m
- interpolace.bmp
- lynn_filtr1.m
- lynn_filtr2.m
- lynn_rce.bmp
- nulovani.m
- SNR.m
- zaruseni_brum.m

- `zaruseni_drift.m`
- *data*, obsahující jedenáct naměřených úseků EKG

B. Protokol k laboratorní úloze



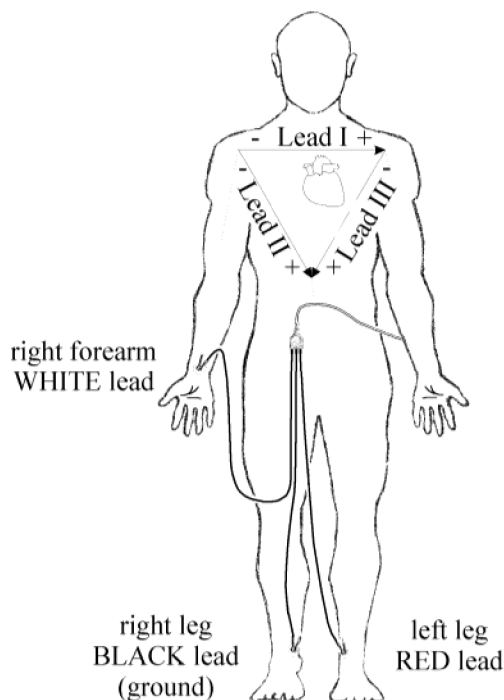
POTLAČENÍ RUŠENÍ V ELEKTROKARDIOGRAMECH

protokol k laboratorní úloze

Zadání: Naměříte elektrokardiogram prostřednictvím systému BIOPAC. S naměřeným signálem dále pracujte v programu index.fig a seznamte se s různými filtračními metodami. Odpovězte na otázky na konci tohoto protokolu.

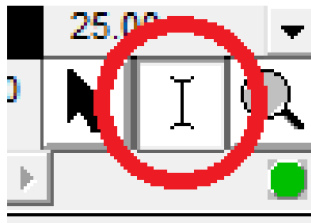
Pracovní postup:

1. Zkontrolujte, že je jednotka BIOPAC MP35/MP30 vypnutá a připojte elektrody (SS2L) do vstupu CH1. Zapněte jednotku BIOPAC MP35/MP30 a také software Biopac na počítači. Zaškrtněte políčko **Record a lesson** a vyberte lekci **L05 - Electrocardiography (ECG) I**.
2. Měřenému dobrovolníkovi sundejte kovové předměty (hodinky, náramky), nalepte elektrody a připojte je podle obrázku 1. První elektroda je umístěna na pravém zápěstí a propojena bílým vodičem. Další dvě jsou umístěny na nohou těsně nad kotníkem z vnitřní strany nohou. Elektrodu na levé noze připojte červeným vodičem a na pravé černým.



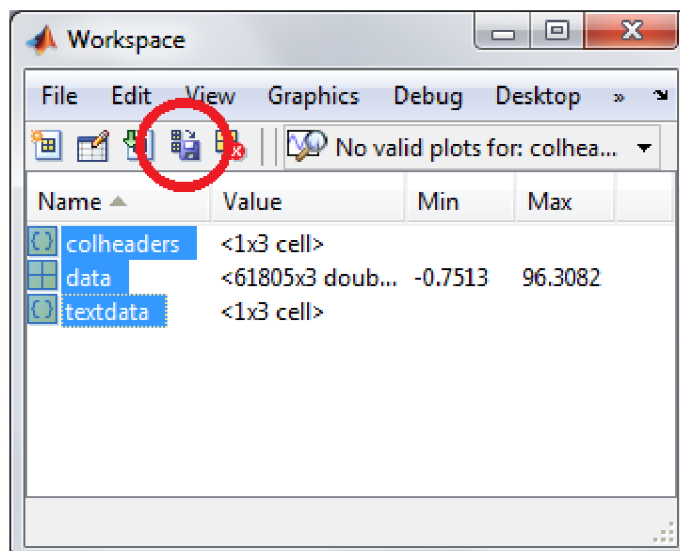
Obrázek 1: Připojení elektrod

3. Dobrovolník by měl sedět v klidu, nehýbat se a nespojovat ruce. Spustíte kalibraci přístroje. Pokud proběhla kalibrace v pořádku, kliknutím na tlačítko **record** můžete začít nahrávat signál. V případě, že kalibrace neproběhla dobře, provedte ji ještě jednou kliknutím na **redo calibration**.
4. Nahrajte signál dlouhý jednu minutu. Prvních 30 vteřin se snažte naměřit signál nezarušený. V dalších 30 vteřinách můžete simulovat vlivy rušení jako je prohloubené dýchání nebo pomalé pohyby dobrovolníka. Po naměření minutového signálu klikněte na tlačítko **done** a potvrďte ukončení nahrávání EKG. V dialogovém okně zatrhněte **Analyze current data file**.
5. Pomocí **data selection tool** v pravé části obrazovky (viz obrázek 2) označte celý signál od začátku až dokonce. Poté pomocí příkazu **Edit -> data window -> copy wave data** zkopírujte data signálu do schránky počítače a vložte je do poznámkového bloku. Měli byste vidět 3 sloupce. Data si uložte a nahrajte do matlabu přes příkaz **file -> import data**.



Obrázek 2: Data selection tool

6. Všechny tři načtené proměnné označte a uložte pomocí tlačítka **Save**.



Obrázek 3: Tlačítko Save

7. Otevřete program **index.m** a přes příkaz **run** jej spustíte. V programu můžete pracovat se svým naměřeným signálem nebo vybrat některý z databáze. Seznamte se s jednotlivými filtry a vypracujte protokol.

Otázky k vypracování:

1. Které filtry je možné využít pro potlačení brumu? Které se naopak více hodí pro potlačení driftu?
2. Co je příčinou vzniku těchto dvou typů rušení?
3. Jaké jsou výhody a nevýhody filtrace pomocí interpolace a nulování spektrálních čar?
4. Co udává hodnota SNR? Jak podle ní můžeme vyhodnotit kvalitu filtrace?
5. Jaké zpoždění signálu zavádějí Lyncovy filtry?

V závěru rovněž vyhodnoťte, který filtr se vám zdál pro váš zvolený signál nejúčinnější a který naopak nejméně.