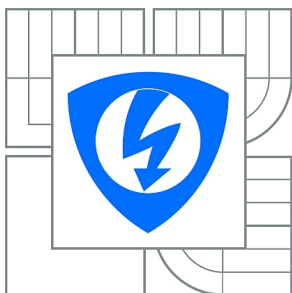




VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

ODSTRAŇOVANÍ KOLÍSÁNÍ IZOLINIE V EKG POMOCÍ EMPIRICKÉ MODÁLNÍ DEKOMPOZICE

REMOVING BASELINE WANDER IN ECG WITH EMPIRICAL MODE DECOMPOSITION

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. PETR PROCHÁZKA

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. ALENA KUBIČKOVÁ

BRNO 2015



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor
Biomedicínské inženýrství a bioinformatika

Student: Bc. Petr Procházka

ID: 136066

Ročník: 2

Akademický rok: 2014/2015

NÁZEV TÉMATU:

Odstraňování kolísání izolinie v EKG pomocí empirické modální dekompozice

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Proveďte literární rešerši v oblasti potlačení kolísání izolinie v signálu EKG. 2) Seznamte se především s využitím lineární filtrace a empirické modální dekompozice (Empirical mode decomposition - EMD) na potlačení kolísání izolinie. 3) Realizujte základní lineární filtraci na potlačení kolísání izolinie a otestujte na poskytnutých signálech EKG. 4) Realizujte algoritmus EMD na potlačení kolísání izolinie poskytnutých signálů EKG ve vhodném programovém prostředí. 5) Výsledky jednotlivých metod vyhodnoťte a porovnejte mezi sebou.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] ZHANG, D. Wavelet Approach for ECG Baseline Wander Correction and Noise Reduction. IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference. IEEE, 2005, roč. 27, s. 1212-1215.
[2] BLANCO-VELASCO, M., B. WENG a K. E. BARNER. ECG signal denoising and baseline wander correction based on the empirical mode decomposition. Computers in Biology and Medicine. 2008, roč. 38, č. 1, s. 1-13.

Termín zadání: 9.2.2015

Termín odevzdání: 22.5.2015

Vedoucí práce: Ing. Alena Kubičková

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

V diplomové práci jsou popsány realizace vybraných lineárních filtrů pro odstranění kolísání izolinie. Dále je provedena literární rešerše metody Empirické modální dekompozice. Jsou zde popsány realizace navržených filtrů v programovém prostředí MATLAB, následně jsou aplikovány na umělé signály EKG z databáze CSE s navázaným kolísáním izolinie, zhodnoceny výsledky a úspěšnost filtrace.

Klíčová slova

Empirická modální dekompozice, EMD, FIR, EKG, lineární filtrace, nulování spektrálních čar, elektrokardiogram, kolísání izolinie

Abstract

In this master thesis, realizations of chosen linear filters for baseline wander are described. After that, literature research of Empirical mode decomposition method is utilized. Realizations of designed filters in MATLAB programming language are described, then used on artificial ECG signals from CSE database with added baseline wander and results are evaluated with respect to filtration success.

Keywords

Empirical mode decomposition, EMD, FIR, ECG, linear filtering, spectral line erasing, electrokardiogram, baseline wander

Bibliografická citace mé práce:

PROCHÁZKA, P. *Odstraňování kolísání izolinie v EKG pomocí empirické modální dekompozice*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2015. 70 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Alena Kubičková.

Prohlášení

Prohlašuji, že svoji diplomovou práci na téma Odstraňování kolísání izolinie v EKG pomocí empirické modální dekompozice 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 práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 21. května 2015

.....

Podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucí diplomové práce Ing. Aleně Kubičkové za účinnou pedagogickou a odbornou pomoc, a další cenné rady při zpracování diplomové práce.

V Brně dne 21. května 2015

.....

Podpis autora

Obsah

1.	Úvod.....	1
2.	Teoretický úvod.....	2
2.1	Elektrická činnost srdce.....	2
2.2	Elektrokardiogram.....	3
2.3	Elektrody pro EKG.....	5
2.4	Svodové systémy.....	6
2.5	Funkční bloky EKG.....	8
3.	Rušení v signálu.....	11
3.1	Úzkopásmové rušení.....	11
3.1.1	Drift.....	11
3.1.2	Brum.....	12
3.2	Širokopásmové rušení.....	12
3.2.1	Myopotenciály.....	12
4.	Filtrace.....	15
4.1	Lineární číslicová filtrace.....	15
4.1.1	IIR.....	15
4.1.2	Nulování spektrálních čar.....	16
4.1.3	FIR.....	17
4.1.4	Lynnovy filtry.....	17
4.2	Nelineární filtrace.....	19
4.2.1	Vlnková transformace.....	19
4.2.2	Interpolace.....	20
5.	Empirická modální dekompozice.....	21
5.1	Algoritmus metody.....	21
5.2	On-line EMD.....	24
6.	Realizace filtrů.....	25
6.1	Nulování spektrálních čar.....	28
6.2	FIR.....	29
6.2.1	Filtrace horní propustí.....	30

6.2.2	Filtrace dolní propustí	30
6.3	IIR	31
6.4	EMD	32
7.	Testování a srovnání jednotlivých filtrů.....	39
7.1	Srovnání.....	49
8.	Závěr.....	53
	Literatura	55
	Seznam příloh.....	58

Seznam obrázků

Obrázek 1: Převodní systém srdce [14].....	2
Obrázek 2: Elektrokardiogram se znázorněním důležitých vln a intervalů. [14].....	3
Obrázek 3: Výkonová spektra vln P, T a komplexu QRS. Převzato z [9]	4
Obrázek 4: V-A charakteristiky pro polarizovatelné a nepolarizovatelné elektrody. Převzato z [8].....	5
Obrázek 5: Ukázka zapojení hrudních svodů. [14]	7
Obrázek 6: Obecné blokové schéma EKG přístrojů.(PZ – pásmová zádrž). Převzato z [8]	8
Obrázek 7: Schéma galvanického oddělení obvodů. Převzato z [8]	9
Obrázek 8: Ukázka signálu EKG zarušeného driftem. Zdroj: databáze CSE.	11
Obrázek 9: Ukázka signálu EKG zarušeného brumem. Zdroj: databáze CSE.	12
Obrázek 10: Ukázka signálu EKG zarušeného myopotenciály. Zdroj: databáze CSE.	13
Obrázek 11: Ukázka signálu EKG zarušeného impulsním rušením. Zdroj: databáze CSE.....	13
Obrázek 12: Ukázka signálu EKG se skokovou změnou izoliniie. Zdroj: databáze CSE.	14
Obrázek 13: Princip nulování spektrálních čar. Převzato z [9]	16
Obrázek 14: a – hřebenový filtr, b – Lynnův filtr typu DP (rekurzivní realizace). Převzato z [9].....	18
Obrázek 15: Amplitudová charakteristika Lynnových filtrů typu DP. Modře znázorněna amplitudová charakteristika pro jeden filtr, červeně znázorněna amplitudová charakteristika pro 2 filtry zapojené v sérii. Převzato z [9].....	19
Obrázek 16: Blokové schéma vlnkové transformace. Převzato z [20].....	19
Obrázek 17: Výsledek rozkladu signálu pomocí metody EMD. Je zde vyobrazen původní signál (nahore), dále jednotlivé vnitřní složky IMF a zbytek. Převzato z [16] a upraveno.	21
Obrázek 18: Ukázka vytvoření obálky maxima (červená), obálky minima (zelená) a jejich průměru (žlutá)	22
Obrázek 19: Ukázka původního nezarušeného signálu (nahore), signál s navázaným sinusovým trendem (uprostřed), výstupní signál (dole)	25
Obrázek 20: Typy trendů vytvořené programem CSE_opener_trend.m.....	26
Obrázek 21: Ukázka změny amplitudy nižších frekvencí spektra signálu po přidání trendu. Nahore – originální signál bez trendu. Dole – originální signál s navázaným trendem. SNR _{vs} = 5 dB.....	27
Obrázek 22: Detail spektra původního signálu (vlevo) a spektra výsledného signálu po vynulování (vpravo)	29

Obrázek 23: Vykreslení jednotkové kružnice se znázorněným nulovým bodem a pólem	31
Obrázek 24: Znázornění vytvořené obálky maxim (červeně) a minim(zeleně) na signálu	34
Obrázek 25: Znázornění vytvořené obálky maxim (červeně) a minim(zeleně) a průměru obálek(žlutě).....	34
Obrázek 26: Výstup metody EMD. Nahoře je vyobrazen původní signál s navázaným sinusovým trendem, pod ním je několik vlastních modálních funkcí a dole zbytek....	35
Obrázek 27: Výřezy spekter poslední IMF a zbytku.....	36
Obrázek 28: Vykreslení spektra původního signálu (nahore), spekter všech IMF a spektra zbytku (dole)	37
Obrázek 29: Rozklad signálu pomocí metody EMD s využitím podmínky (6.9).....	38
Obrázek 30: Nahoře: vykreslení původního signálu (modře) a vyfiltrovaného signálu (červeně) přes sebe. Dole: rozdílový signál vzniklý odečtením obou signálů od sebe	39
Obrázek 31: Rozklad signálu MA1_057_03 pomocí metody EMD.	42
Obrázek 32: Nahoře: originální signál MA1_057_03 (modře) a vyfiltrovaný signál metodou EMD (červeně). Dole: rozdílový signál s velkým zkreslením na jeho konci.	43
Obrázek 33: Nahoře: originální signál MA1_022_03(modře) a signál vyfiltrovaný metodou nulování spektrálních čar (červeně). Dole: rozdílový signál. Na tomto signálu je výborně vidět zkreslení konců signálu po filtraci.....	44
Obrázek 34: Nahoře: prodloužený originální signál (modře) a vyfiltrovaný prodloužený signál (červeně). Dole: rozdílový signál.....	45
Obrázek 35: Nahoře: originální signál po zkrácení (modře) a vyfiltrovaný signál po zkrácení (červeně). Dole: rozdílový signál. Můžeme vidět, že konec signálu je i po zkrácení zkreslen	46
Obrázek 36: Nahoře: vyfiltrovaný signál (červeně). Tento signál překrývá originální signál, který kvůli velké podobě obou signálů není vidět. Dole: rozdílový signál.	47
Obrázek 37: Nahoře: originální signál (modře) a signál vyfiltrovaný metodou nulování spektrálních čar (červeně). Dole: rozdílový signál.	49
Obrázek 38: Nahoře: originální signál (modře) a signál vyfiltrovaný metodou FIR -HP čar (červeně). Dole: rozdílový signál.	50
Obrázek 39: Nahoře: originální signál (modře) a signál vyfiltrovaný metodou EMD (červeně). Dole: rozdílový signál.	51
Obrázek 40: Nahoře: originální signál (modře) a signál vyfiltrovaný metodou IIR (červeně). Dole: rozdílový signál.	52

1. Úvod

Kolísání nulové izolinie je jev, který má za následek zkreslení signálu EKG, a následná analýza signálu a diagnostika zdravotního stavu pacienta je velmi obtížná. Je tedy velmi žádoucí, aby bylo toto kolísání nulové izolinie ze signálu vhodnou metodou odstraněno. Po odstranění driftu, by se ideálně měl ve vyfiltrovaném signálu nacházet pouze užitečný signál.

V reálu se snažíme ideálnímu případu pouze co nejvíce přiblížit. Odstranění kolísání nulové izolinie v plné výši a zároveň zachování plné úrovně užitečného signálu není možné, jelikož se spektrum driftu a užitečného signálu částečně překrývá. Proto se snažíme najít metodu, která by při filtraci dosahovala co nejlepších výsledků.

Úkolem diplomové práce je popis, návrh a realizace lineárních filtrů a metody empirické modální dekompozice pro potlačení kolísání nulové izolinie. Veškeré filtry jsou realizovány v prostředí MATLAB a testovány na umělých signálech z databáze CSE. Z lineárních filtrů byly realizovány dva typy filtrů FIR, jeden IIR a filtr založen na nulování spektrálních čar.

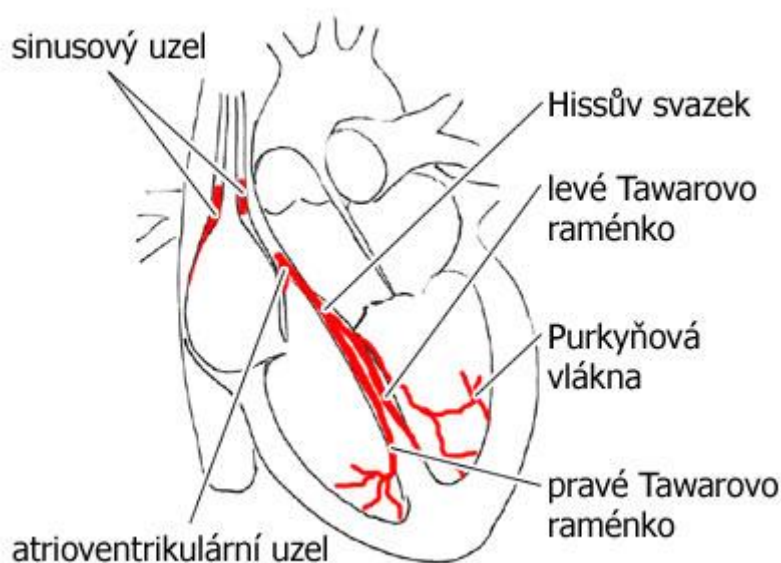
V úvodní kapitole se nachází velmi stručné seznámení s šířením akčního potenciálu v srdci, s popisem signálu EKG a principy jeho snímání. Další kapitola je věnována rozdělení a popisu jednotlivých typů rušení v signálu EKG. V kapitole následující jsou popsány principy jednotlivých filtračních technik, které jsou rozděleny na lineární a nelineární. Větší prostor je vzhledem k zadání DP věnován k rozboru lineární filtrace.

Další kapitola se věnuje odstranění kolísání nulové izolinie metodou Empirické modální dekompozice EMD. Zde je popsán teoretický postup metody. V dalších dvou kapitolách, které jsou v této práci stěžejní, jsou popsány realizace jednotlivých filtrů, a následné zhodnocení úspěšnosti filtrace. Jsou zde také popsány různé možnosti hodnocení účinnosti filtrace.

2. Teoretický úvod

2.1 Elektrická činnost srdce

Srdce je dutý orgán tvořený několika typy buněk. Pracovní myokard vykonává mechanickou činnost, tedy srdeční kontrakci. Buňky zodpovědné za vznik a šíření vzruchu nazýváme převodní systém (obrázek č. 1). Každému srdečnímu stahu předchází elektrický impuls přivedený na pracovní myokard.



Obrázek 1: Převodní systém srdce [14]

První částí převodního systému je sinoatriální (SA) uzel, nacházející se v pravé síni. Frekvence spontánních depolarizací v SA uzlu je mnohem vyšší než u ostatních potenciálních pacemakerů (60-80/min), proto je nazýván hlavním pacemakerem a je udavatelem rytmu. Rytmus udávaný SA uzlem je sinusový. Odtud se vzruch šíří do atrioventrikulárního (AV) uzlu a během cesty dojde k podráždění myokardu síní.

Za normálních okolností je hlavní funkcí AV uzlu zpoždění šířeného vzruchu, aby byla plně dokončena kontrakce síní před začátkem kontrakce komor. Frekvence spontánních depolarizací v AV uzlu je asi 30-40/min a jeho elektrická činnost je tedy "překryta" činností SA uzlu s vyšší frekvencí. Nicméně v případě poškození SA uzlu přebírá odpovědnost za vznik vzruchu AV uzel, tzv. sekundární pacemaker. V takovém případě dochází ke změnám v elektrokardiogramu. Vlna P není v záznamu patrná, jelikož je skrytá v komplexu QRS, který je užší.

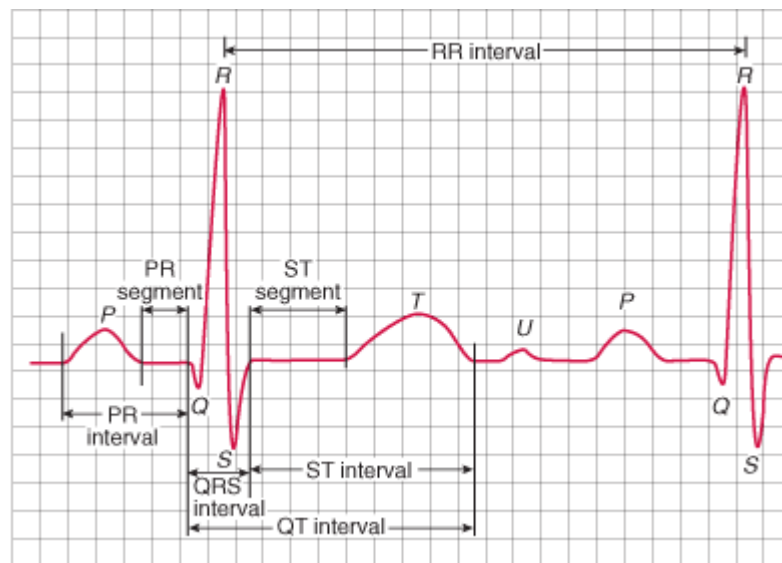
Dále vzruch putuje do Hissova svazku (HS), což je jediné místo kudy může vzruch putovat mezi síněmi a komorami. Kromě HS je svalovina mezi síněmi a komorami dokonale elektricky nevodivá.

Z Hissova svazku vzruch putuje přes Tawarova raménka (TR) do Purkyňových vláken. Ty předají impuls pracovnímu myokardu komor. Tawarova raménka přebírají v případě kolapsu SA a AV uzlu funkci pacemakeru, proto je tato oblast nazývána jako terciární pacemaker.

Tento postup se neustále rytmicky opakuje po celý život. Mění se pouze frekvence vzniku vzruchu. Ta závisí na fyzické a psychické zátěži konkrétní osoby. [5][14][17][22]

2.2 Elektrokardiogram

Jedná se o křivku zaznamenanou elektrokardiografem, která reprezentuje elektrickou aktivitu srdce, snímanou většinou z povrchu těla. Jedná se o rozdíl napětí mezi dvěma různými elektrodami. Na základě tvaru křivky je analyzována srdeční činnost. Parametry pro hodnocení jsou především tvar, výška a šířka vlny P, T a komplexu QRS a také délky trvání jednotlivých intervalů. Nejdůležitější vlny a intervaly jsou znázorněny na obrázku č. 2.

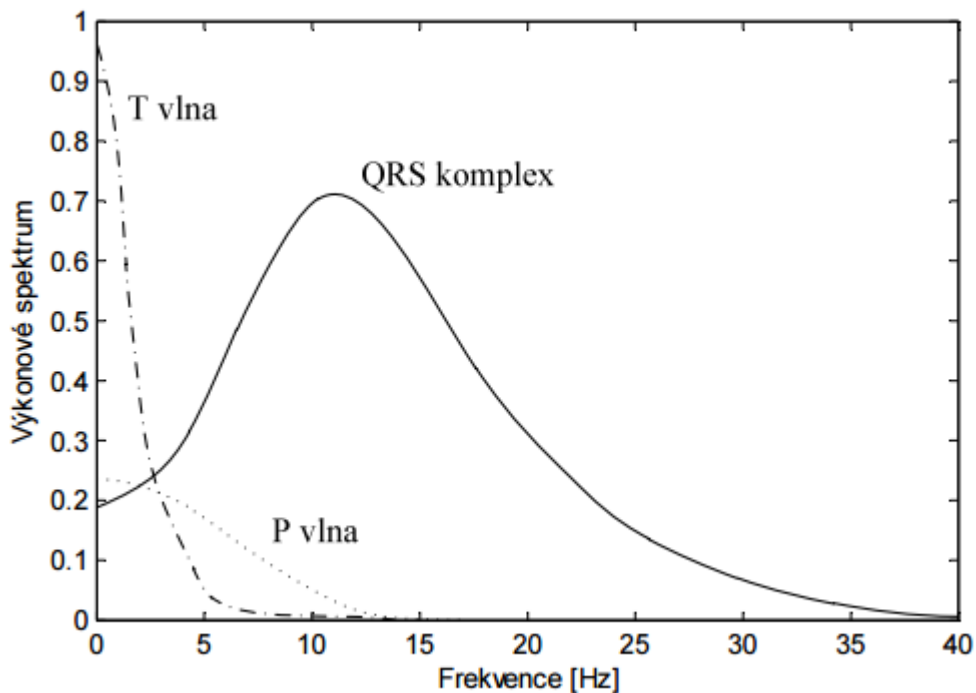


Obrázek 2: Elektrokardiogram se znázorněním důležitých vln a intervalů. [14]

Vlna P - Odpovídá elektrické aktivitě (depolarizaci) obou síní. Ve většině svodů je vlna pozitivní, hladká a monofazická. Její spektrum nepřesahuje hodnoty 15Hz, velikost běžně nepřekračuje hodnotu 300 μ V. Doba trvání vlny je kolem 120ms. Obtížná bývá detekce počátku a konce vlny P vzhledem k její malé velikosti a hladkému tvaru a pomalému přechodu z izoliny a na izoliny.

Komplex QRS - Jedná se o nejvýraznější amplitudové výchylky v signálu. Odpovídá depolarizaci komorového myokardu. Současně probíhá i repolarizace síní, která nicméně v komplexu QRS zaniká. Tvar komplexu QRS typicky obsahuje tři ostré hroty, nicméně může být velmi variabilní, jeho trvání je kolem 110ms, kmit R dosahuje velikosti 2-3mV a frekvenční rozsah komplexu (obrázek č. 3) nepřesahuje 40-50Hz.

Vlna T - Reprezentuje repolarizaci komor. Doba trvání kolem 200ms a spektrální složky nepřesahují 15Hz. Tvar vlny T je hodně závislý na srdeční frekvenci vyšetřované osoby. V některých případech bývá následována vlnou U, jejíž výskyt není plně objasněn.



Obrázek 3: Výkonová spektra vln P, T a komplexu QRS. Převzato z [9]

Interval PQ – interval od počátku vlny P po počátek komplexu QRS. Jedná se o dobu od vzniku vzruchu v SA uzlu až po dosažení svaloviny komor. Jeho délka je nejvíce ovlivněna dobou šíření v AV uzlu. Délka intervalu PQ se typicky pohybuje v rozmezí 120ms až 200ms.

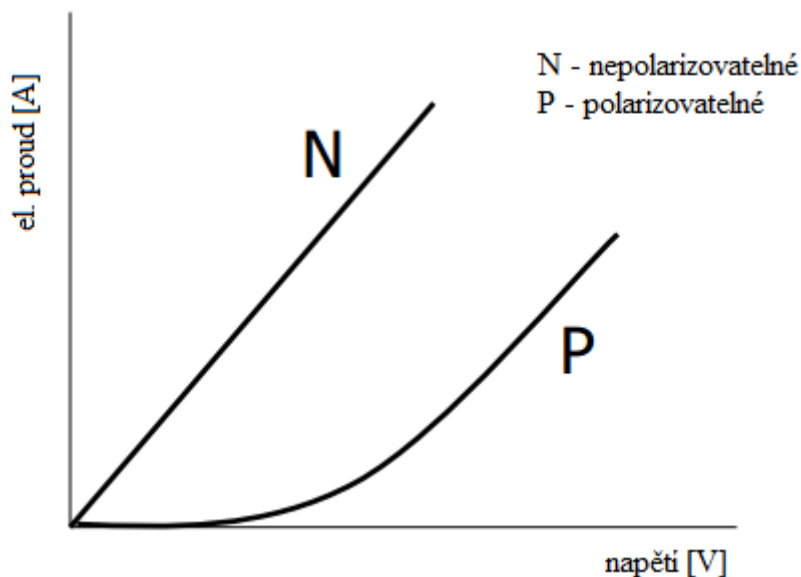
Interval RR – reprezentuje dobu trvání jednoho srdečního cyklu, měřen je mezi dvěma po sobě jdoucími R kmity. Umožňuje nám získat informaci o aktuální srdeční frekvenci. [5][14][19]

2.3 Elektrody pro EKG

Elektrody jsou důležité vstupní prvky u EKG systémů. Správně zvolené elektrody mají zásadní vliv na výsledek snímání. Důraz je kladen na to, aby byly vyrobeny precizně, aby byly spolehlivé a jejich vlastnosti by měly zůstat neměnné.

Elektrody můžeme rozdělit podle reakce s vodivým prostředím na polarizovatelné a nepolarizovatelné.

- U polarizovatelných elektrod dochází ke změně elektrodového potenciálu v důsledku chemické (na povrchu elektrod se vylučují plyny) nebo koncentrační polarizace (dochází ke změně koncentrací iontů v okolí elektrod). Oba tyto jevy vytvářejí dočasný galvanický článek. Mezi polarizovatelné elektrody patří především elektrody z ušlechtilých kovů, jako je platina, zlato a stříbro. Polarizovatelné elektrody mají ideálně nelineární volt-ampérovou charakteristiku, která je zobrazena na obrázku č. 4.
- U nepolarizovatelných elektrod probíhá přenos náboje volně, bez energetických ztrát, přes rozhraní elektroda – elektrolyt. Elektrody jsou pokryté vrstvou těžkorozpustné soli, která má s elektrolytem společný aniont. Nejčastěji používanou nepolarizovatelnou elektrodou je Ag-AgCl. Nepolarizovatelné elektrody mají ideálně lineární volt-ampérovou charakteristiku (obrázek č. 4). Jedná se o elektrody druhého druhu.



Obrázek 4: V-A charakteristiky pro polarizovatelné a nepolarizovatelné elektrody.
Převzato z [8]

Pro záznam EKG se využívají především 3 typy elektrod:

Standardní kovové velkoplošné elektrody – jsou vyrobené ze slitiny zinku, niklu a mědi. Využívají se pro krátkodobé snímání EKG z končetinových svodů. Pro zlepšení kontaktu je nutné využít v místě kontaktu elektrody s pokožkou vrstvu vodivého gelu. Tyto elektrody jsou nejpoužívanější.

Přísavné elektrody – využívají se pro snímání z hrudních svodů. Ke kůži jsou fixovány gumovým sacím balónkem. I zde je nutné použít vodivý gel.

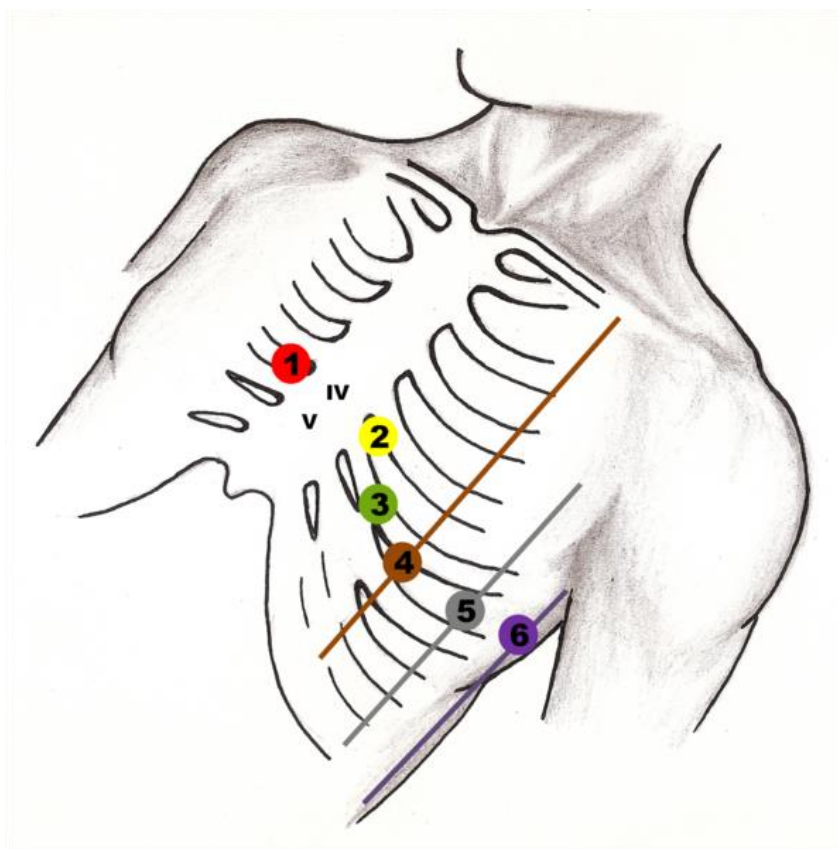
Plovoucí nepolarizovatelné elektrody Ag/AgCl – elektrody jsou tvořeny stříbrnou destičkou (čisté stříbro – 99,999%), která je pokrytá vrstvou chloridu stříbrného. Tato vrstva umožňuje volný průchod iontů a znesnadňuje rozpuštění kovu. Jsou vhodné i pro dlouhodobé monitorování.[8]7]

2.4 Svodové systémy

V dnešní době je nejčastěji využívaným svodovým systémem **12ti svodový systém**. Skládá se ze tří různých konfigurací:

- 3 unipolární končetinové zesílené svody aVL, aVR a aVF
- 3 bipolární končetinové svody I, II a III
- 6 unipolárních hrudních svodů V1 – V6

U hrudních svodů jsou elektrody umístěny na hrudní stěnu od pravého okraje hrudní kosti po levou podpažní jamku. Záznam z hrudních svodů podává jiný pohled na srdeční aktivitu, protože snímají elektrickou aktivitu srdce v horizontální rovině. Rozmístění elektrod je znázorněno na obrázku č. 5. Svody jsou unipolární, napětí je měřeno vzhledem k centrální svorce tvořené průměrem napětí na pravé a levé paži a levé noze.



Obrázek 5: Ukázka zapojení hrudních svodů. [14]

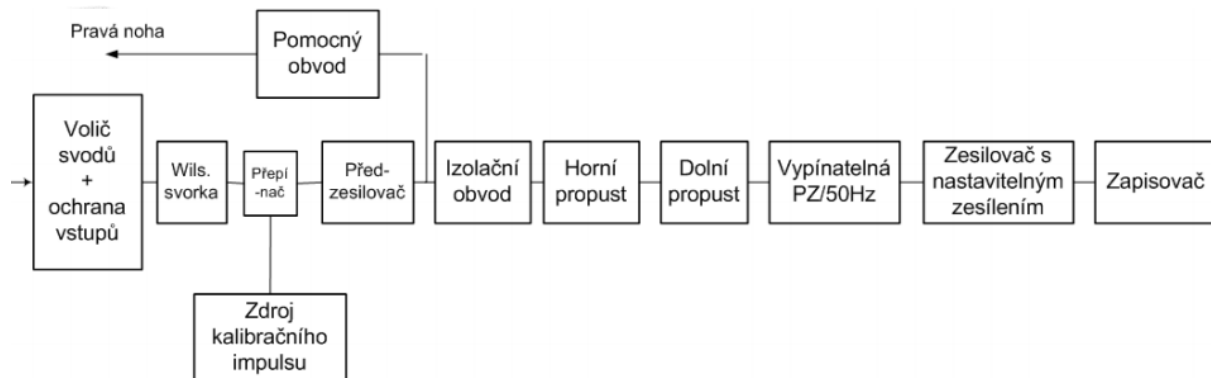
Zesílené končetinové svody jsou tvořeny třemi elektrodami. Na pravé ruce (aVR), na levé ruce (aVL) a na levé noze (aVF). Elektrody mohou být umístěné kdekoli na končetinách, ty se totiž chovají jako lineární vodiče a vždy tedy naměříme stejné napětí po celé délce končetiny. Napětí je měřeno mezi jednou aktivní elektrodou a průměrem z dalších dvou elektrod. Dochází k měření napětí ve frontální rovině.

Bipolární svody jsou tvořeny stejnými elektrodami jako u zesílených unipolárních svodů, pouze měření napětí probíhá jiným způsobem. Napětí je měřeno mezi dvěma aktivními elektrodami.

Ortogonální svodové systémy – vytvářejí obraz elektrické aktivity ve třech, navzájem kolmých směrech. Tři ortogonální osy x (horizontální, směřující od pravé ruky k levé ruce), y (vertikální směřující od hlavy k nohám) a z (dorzální, směřující od hrudi k zádom) takto jsou definovány 3 průmětové roviny: sagitální (rovina xy), horizontální (xz) a frontální (xy). Nejvíce rozšířený je Frankův ortogonální systém. V české republice se však ortogonální systém příliš nevyužívá. [5][6][18]

2.5 Funkční bloky EKG

Elektrokardiograf je základním diagnostickým přístrojem v lékařství. Jeho úkolem je snímání a zápis akčních potenciálů srdce. V současné době existuje velké množství elektrokardiografů, které se liší svým koncepčním řešením a množstvím funkcí, které nabízejí. Všechny elektrokardiografy lze ale popsat obecným schématem, znázorněným na obrázku č. 6. Zároveň všechny elektrokardiografy obsahují 4 základní funkční bloky, kterými jsou vstupní jednotka, řídicí jednotka, blok pro záznam a zobrazení EKG a blok napájení.



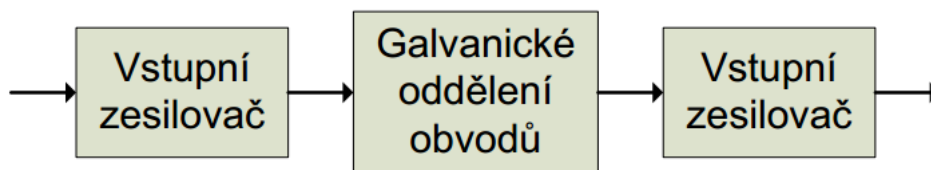
Obrázek 6: Obecné blokové schéma EKG přístrojů. (PZ – pásmová zádrž). Převzato z [8]

Vstupní jednotka – jedná se o diferenční zesilovač, který musí být schopen zpracovat a zesílit nízkou úroveň signálu, maximálně potlačit všechny rušivé signály z těla pacienta a v neposlední řadě zajišťuje maximální bezpečnost pacienta i obsluhy během snímání.

Důležité parametry vstupního zesilovače:

- **Dynamický rozsah vstupního napětí** – zesilovač musí přenést signál v rozmezí od $\pm 20\mu\text{V}$ do $\pm 5\text{mV}$ bez tvarového zkreslení
- **Diferenční zesílení** – řádově 1000x
- **Šířka přenášeného pásma** – kmitočtová charakteristika přístroje má typicky rozsah od 0,05Hz do 250Hz. Pro základní monitorování má horní mezní frekvence hodnotu 40 Hz, pro speciální účely (výzkum) má hodnotu až 1000 Hz.
- **Vstupní impedance přístroje** – vstupní impedance včetně předepsaného patientského kabelu musí mít pro všechny elektrody hodnotu řádově jednotky $\text{M}\Omega$
- **Potlačení kolísání nulové izolinie** – filtrace je provedena vazebným obvodem RC.
- **Potlačení síťového rušení** – pásmová zádrž pro odstranění rušení síťovým kmitočtem

- **Potlačení myopotenciálů** – přístroj bývá vybaven vypínatelným filtrem typu dolní propust pro odstranění vyšších harmonických složek. Mezní kmitočet se volí kolem 45 Hz.
- **Potlačení soufázového signálu** – vstupní obvody zesilovače musí potlačit vstupní signál při soufázovém buzení všech elektrod. Potlačení vstupního signálu má hodnotu minimálně 89dB, u nejlepších přístrojů až 120dB.
- **Odezva na kardiostimulační impulsy** – elektrokardiograf musí být schopen zaznamenávat kardiostimulační impuls v rozsahu 5mV až 500mV. Minimální signál musí být na záznamu patrný, zároveň musí být do 50ms po detekci kardiostimulačního impulsu umožněn normální záznam.
- **Ochrana proti defibrilačním impulsům** – proti účinkům defibrilace musí být vstupní obvody elektrokardiografu a patientský kabel vybaveny přepětovou ochranou.
- **Bezpečnost při snímání** – bezpečnosti při snímání je dosaženo galvanickým oddělením vstupní části měřícího obvodu od jeho výstupní části (obrázek č. 7). Elektrody připevněné na těle pacienta tak jsou elektricky odděleny od napájení. Tento izolační článek bývá tvořen induktivní, kapacitní či optickou vazbou.



Obrázek 7: Schéma galvanického oddělení obvodů. Převzato z [8]

Řídící jednotka – zajišťuje správnou součinnost mezi jednotlivými funkčními bloky a jejich adekvátní reakce. U dřívějších (analogových) systémů se řídicí jednotka vůbec nevyskytovala. V současnosti je nedílnou součástí všech elektrokardiografů, jelikož všechny funkce systému, jako je záznam, zpracování a vyhodnocení, jsou realizovány číslicovým způsobem. V dnešní době přístroje samy signál rozměří, analyzují a interpretují. Funkci řídicího bloku mají mikroprocesory a mikrokontroléry. Důležitou částí řídicí jednotky je také programové vybavení a grafické zpracování přístroje.

Blok pro záznam a zobrazení EKG – jeho úkolem je co nejpřesněji zaznamenávat a vyobrazovat snímaný signál EKG. U novějších přístrojů také vykresluje grafy a tabulky.

U starších typů byl záznam signálu EKG vytvářen pomocí výkyvné ručičky v magnetickém poli, která byla napájena elektrickým signálem. Výchylky ručičky byly

zaznamenávají na registrační papír. Nevýhoda výkyvné ručičky je v omezení pohyblivosti a tím i kmitočtové charakteristiky systému.

V současné době se používá především zápis řádkovou termohlavou na termoaktivní papír. V řádkové termohlavě jsou zabudovány miniaturní odporové prvky v jedné přímce. Dodávaným proudovým napětím dojde k zahřátí odporového prvku na takovou teplotu, aby při kontaktu s termoaktivním papírem došlo k zanechání barevné reakce v místě působení prvku. Dále termohlava obsahuje řídicí a spínací logiku, která ovládá žhavení prvku.

Blok napájení – blok napájení svými vlastnostmi a konstrukčním řešením dotváří výslednou koncepci elektrokardiografu. Kromě funkčních vlastností jsou důležité i bezpečnostní parametry, které určují úroveň bezpečnosti přístroje. Současné přístroje patří do I. izolační třídy, kdy mají povinné ochranné uzemnění, zároveň obsahují dokonalou galvanickou izolaci vstupních obvodů spojených s pacientem. [6][8][18]

3. Rušení v signálu

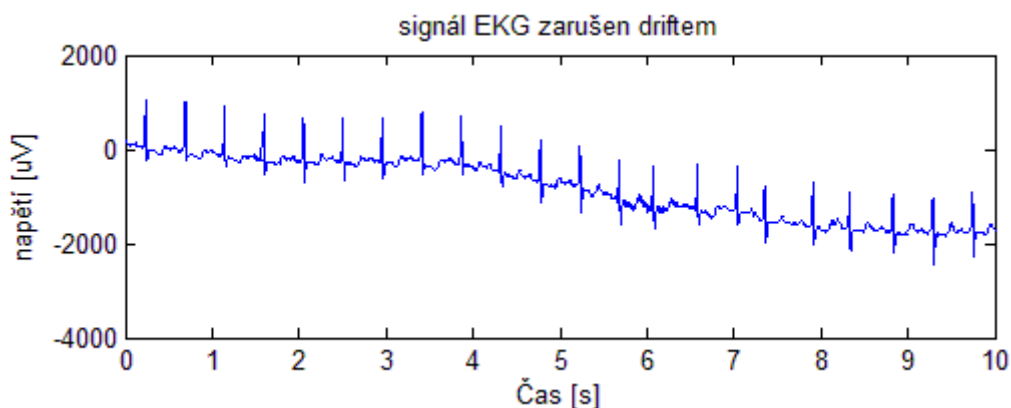
Jedná se o různé rušivé signály, které zhoršují kvalitu získaného signálu EKG. Mezi tyto rušivé signály patří drift, brum a myopotenciály. Před započítím samotné analýzy signálu je nutné tyto rušení odstranit. Jelikož se spektrum užitečného signálu a spektra rušení překrývají, neexistuje algoritmus, který by potlačil pouze nežádoucí šum. Vždy dochází k menší či větší deformaci tvaru signálu EKG. Jelikož tvar elektrokardiogramu nese diagnostickou informaci, je nutné zajistit, aby zkreslení signálu při filtraci nepřekročilo přípustnou mez. Rušení dělíme na 2 typy: úzkopásmové a širokopásmové. [6][9][18]

3.1 Úzkopásmové rušení

Mezi úzkopásmová rušení řadíme drift a síťový brum. Spektrum úzkopásmového rušení se prolíná se spektrem užitečného signálu, ale jeho filtrace je snadná, díky úzkému pásmu, ve kterém se rušení vyskytuje. Během filtrace dojde k odstranění rušení a zároveň části užitečného signálu, který má stejnou frekvenci, ale nedochází tak k výraznému zkreslení. [6][9][18]

3.1.1 Drift

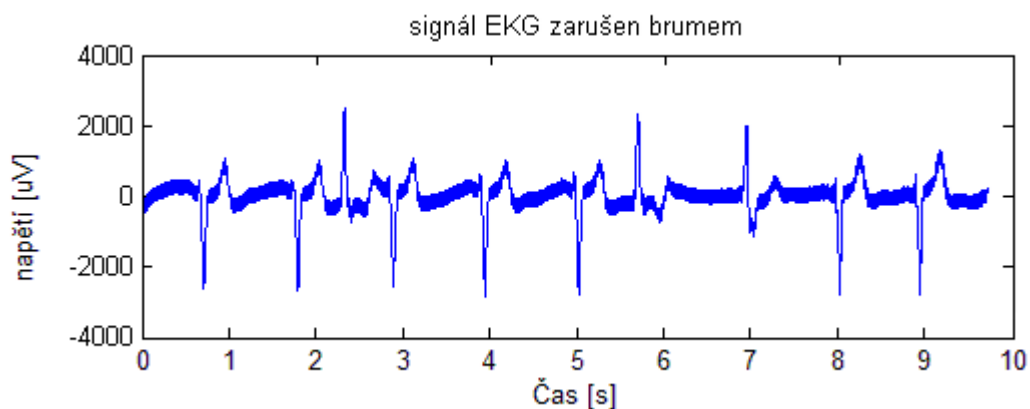
Jedná se o kolísání nulové izolinie (obrázek č. 8), které je způsobeno elektrochemickými ději na rozhraní kůže – elektroda, špatným kontaktem elektrody s pokožkou, pomalými pohyby pacienta a dýcháním. Rušení dosahuje frekvence asi do 2 Hz a má náhodný charakter. Pro potlačení driftu se využívá analogové horní propusti s mezní frekvencí 0,6 Hz, aby nedošlo ke zkreslení užitečného signálu, který začíná od 0,7 Hz, nebo pomocí číslicových filtrů. Jejich výhodou je možnost návrhu přesně lineární fázové charakteristiky filtru. Nevýhodou je vysoká pracnost výpočtu odezvy. Je vhodné, aby nebyla nastavována pevná mezní frekvence. Lepších výsledků je dosaženo, když se mezní frekvence přizpůsobuje srdeční frekvenci. Zejména při zátěžovém EKG. Filtrace driftu bude více rozebrána v kapitole č. 4. [6][9][18]



Obrázek 8: Ukázka signálu EKG zarušeného driftem. Zdroj: databáze CSE.

3.1.2 Brum

Ukázka brumu je na obrázku č. 9, jedná se o nejobvyklejší typ rušení. Je způsobeno indukčním vlivem elektrovedné sítě, do které je připojen samotný přístroj a přístroje v okolí. Frekvence síťového rušení v Evropě kolísá přibližně v rozmezí 49,8 - 50,2 Hz, zatímco v Americe 59,8 - 60,2 Hz. Rušení je také způsobeno špatným rozmístěním elektrických přístrojů a spotřebičů v blízkosti měřicího systému. Vhodnou úpravou podmínek snímání a umístěním přístroje EKG se dá síťovému rušení do jisté míry předejít. Nedojde-li k odstranění brumu vhodným nastavením vnějších podmínek, je nutné provést filtraci. Filtr volíme úzkopásmový, protože kmitočet brumu zasahuje do pásma užitečného signálu. Úzkopásmová zadrž umožňuje odstranit brum s minimálním zkreslením užitečného signálu. Ukázka signálu zarušeného brumem je na obrázku č. 9. [6][9][18]



Obrázek 9: Ukázka signálu EKG zarušeného brumem. Zdroj: databáze CSE.

3.2 Širokopásmové rušení

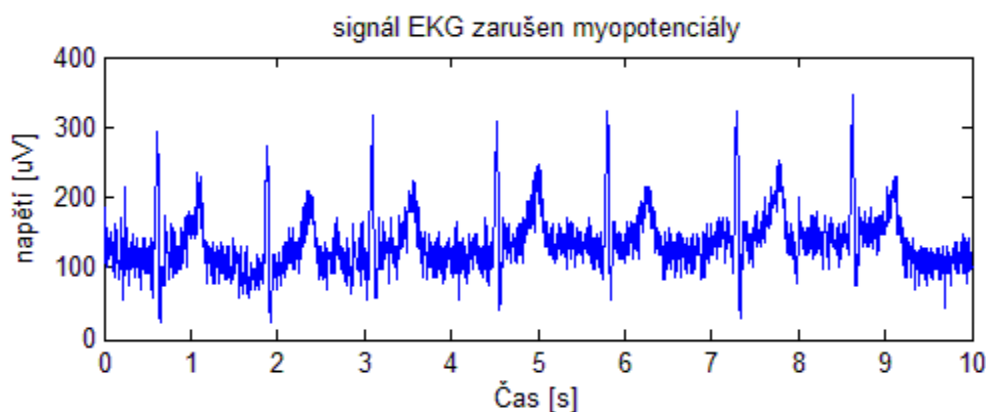
Širokopásmové rušení má velký vliv na signál EKG, jelikož jeho frekvenční pásmo výrazně zasahuje do spektra užitečného signálu. Tím je výrazně limitována filtrace takového rušení. Typickým příkladem širokopásmového rušení jsou myopotenciály, zřídka se můžeme setkat s impulsním rušením či skokovou změnou izolinie. [6][9][18]

3.2.1 Myopotenciály

Jedná se o rušení (obrázek č. 10), způsobené svalovou činností pacienta a mají proto víceméně náhodný charakter. Ve velké míře se s tímto typem zašumění setkáváme u zátěžových EKG, kdy úroveň rušení vzrůstá se zvýšenou fyzickou zátěží. Zašumění je možné pouze zmírnit výběrem vhodného typu zatížení a typu elektrod. Dále se často vyskytuje u EKG malých dětí.

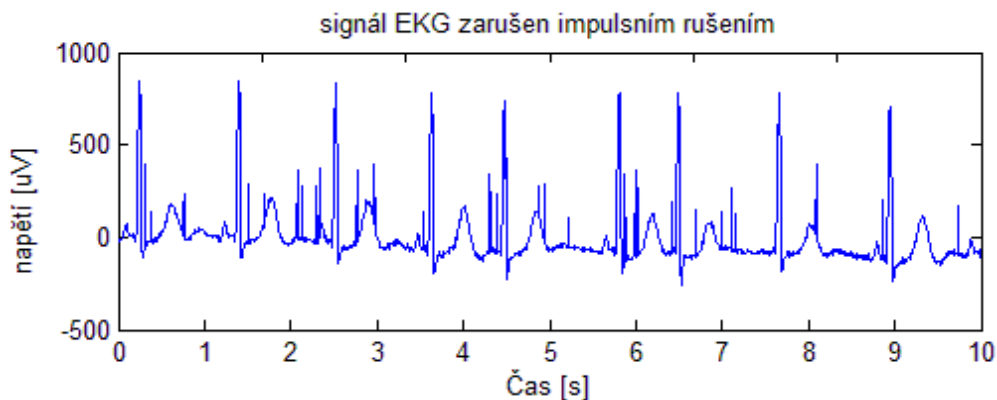
Odstranění myopotenciálů je ze všech typů rušení nejobtížnější, vzhledem k tomu, že se jedná o širokopásmové rušení. U klidového snímání EKG se rušení pohybuje v oblasti vyšší než 100 Hz, u zátěžového v oblasti více než 10 Hz až 20 Hz.

Filtrace myopotenciálů je obtížná, jelikož se rušení překrývá se spektrem užitečného signálu. Při použití lineární DP s mezní frekvencí kolem 40 Hz dojde kromě částečného potlačení myopotenciálů i ke zkreslení užitečného signálu EKG, zejména u komplexů QRS. Lepší metodou potlačení tohoto typu rušení je využití vlnkové transformace ve verzi adaptivního filtru, kdy dojde k rozložení signálu EKG do několika frekvenčních pásem a vzniklé koeficienty můžeme modifikovat v každém pásmu zvlášť. Dále se pro odstranění myopotenciálů využívá kumulačních metod.



Obrázek 10: Ukázka signálu EKG zarušeného myopotenciály. Zdroj: databáze CSE.

Impulsní rušení (obrázek č. 11) se projevuje rychlou skokovou změnou signálu až k limitním hodnotám a navracením zpět. Je způsobeno elektrickými přístroji, které kolem sebe vytvářejí elektromagnetické pole. Potlačení impulsního rušení se provádí nejčastěji mediánovým filtrem.



Obrázek 11: Ukázka signálu EKG zarušeného impulsním rušením. Zdroj: databáze CSE.

Skokové změny izolinie (obrázek č.12) jsou způsobeny pohybem pacienta. V jejich důsledku dochází ke špatnému kontaktu elektrody s pokožkou. Často se vyskytuje při vyšetření kojenců. Skoková změna je vyobrazena na obrázku č. 12. [6][9][18]



Obrázek 12: Ukázka signálu EKG se skokovou změnou izolinie. Zdroj: databáze CSE.

4. Filtrace

Filtrací myslíme zpracování směsi signálů, z nichž jisté složky zachováváme a jiné potlačujeme. Při filtraci signálu je naším úkolem odstranění neúčinného signálu a zachování signálu užitečného v co nejlepší kvalitě. Proto potřebujeme zvolit takový filtr, který má lineární fázovou charakteristiku, aby nedocházelo ke zkreslení signálu. Dále je vhodné, aby u filtru bylo možné rychle měnit jeho parametry.

Pro filtraci driftu jsou používány především filtry typu horní propust (HP), nebo filtry typu dolní propust (DP), jejichž výsledek se následně odečte od zpožděného vstupu. V ideálním případě by amplitudový přenos v potlačovaných pásmech měl být roven 0 a v propustném pásmu roven 1. V reálném případě ale dochází k pozvolnému přechodu amplitudové charakteristiky v okolí mezní frekvence. Výsledná strmost přechodu je jedním z hlavních měřítek kvality filtru. [6][7][9][10][18]

4.1 Lineární číslicová filtrace

Číslicové filtry patří mezi systémy pracující s diskretním časem. Při návrhu číslicových filtrů je stejně jako u analogových nutné najít vhodnou přenosovou funkci $H(z)$, která vyhovuje požadavkům na kmitočtovou odezvu a zároveň musí být realizovatelná. Číslicové filtry můžeme rozdělit na základě délky impulsní charakteristiky na filtry IIR (Infinite Impulse Response) s nekonečnou impulsní charakteristikou a na FIR (Finite Impulse Response) s konečnou impulsní charakteristikou. Při návrhu filtrů ve frekvenční oblasti se využívá vhodného rozmístění nulových bodů a pólů na jednotkové kružnici. Pro nulové body nabývá operátorová přenosová funkce nulové hodnoty, to znamená, že v místě nulového bodu na jednotkové kružnici bude nulový přenos. Pro póly nabývá operátorová přenosová funkce nekonečné hodnoty, to znamená, že v místě pólu na jednotkové kružnici bude maximální přenos. Požadavky na číslicové filtry: [3][7][9][21]

- Lineární fázová charakteristika
- Nízké výpočetní nároky
- Co možná nejlepší potlačení šumu
- Minimalizace zkreslení užitečného systému
- Co možná nejrychlejší odezva systému

4.1.1 IIR

Filtry IIR jsou oproti FIR realizačně výrazně jednodušší, zároveň jsou mnohem nižší i jejich výpočetní nároky. Ovšem nevýhodou těchto filtrů je možná nestabilita, kterou je nutné vždy testovat. Pro stabilitu systému musí všechny póly ležet uvnitř jednotkové kružnice. Další

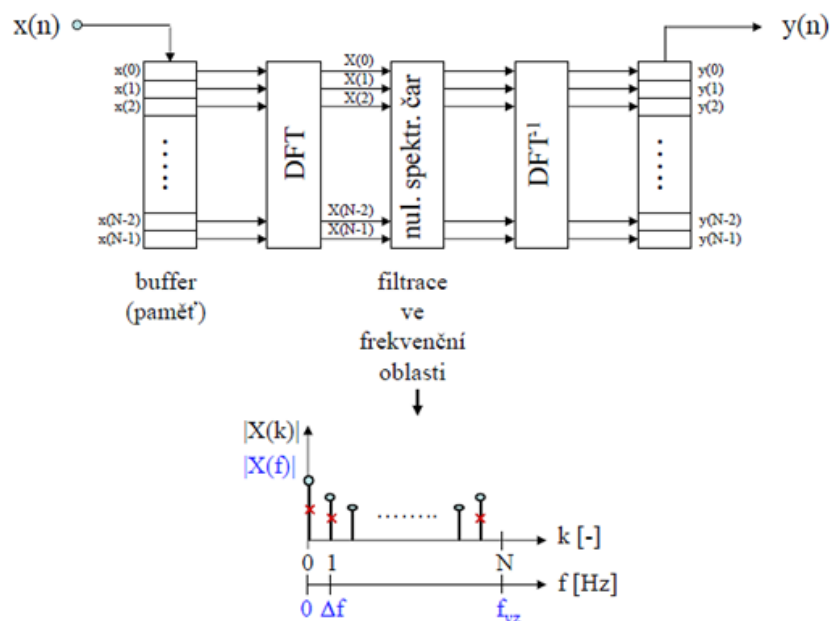
nevýhodou filtrů IIR je kumulace zaokrouhlovacích chyb, která je způsobena rekurzivním charakterem filtru.

Pro filtry IIR je charakteristická nelinearita fázové charakteristiky, která se u IIR filtrů vyskytuje vždy. Vhodnou aproximací se můžeme lineární fázové charakteristice jen přiblížit, nebo můžeme získat přijatelné kvazilinearitu v potřebných frekvenčních intervalech. Z toho důvodu není pro filtraci signálu EKG využití IIR filtrů vhodné. Zkreslení se projeví především na segmentech ST. [7][9][10]

4.1.2 Nulování spektrálních čar

Tento typ filtrace má zvláštní postavení. Na jedné straně je považován za ideální způsob filtrace, na druhé straně nevýhodou metody je, že musíme mít k dispozici celý signál. Tudiž nulování spektrálních čar nelze aplikovat na signál v reálném čase. Teoreticky je možné provádět filtraci nulováním spektrálních čar po částech, ale bude docházet k nespojitostem mezi jednotlivými úseky, což není žádoucí.

Princip filtrace metodou nulování spektrálních čar znázorněn na obrázku č. 13. Postup je jednoduchý, pomocí Fourierovy transformace získáme spektrum signálu. Nyní už jen stačí vybrat frekvence, které chceme odstranit a tyto frekvence v amplitudovém spektru vynulujeme. Poté provedeme inverzní Fourierovu transformaci a dostaneme signál již bez nežádoucího šumu. Nesmíme ale zapomínat, že kromě nulové spektrální čáry, reprezentující stejnosměrnou složku, je spektrum symetrické, proto musíme provádět nulování souměrně na obou stranách spektra.



Obrázek 13: Princip nulování spektrálních čar. Převzato z [9]

Pro odstranění driftu metodou nulování spektrálních čar vynulujeme všechny spektrální čáry do frekvence 0,6 Hz, nebo můžeme mezní frekvenci nastavit na průměrnou srdeční frekvenci. [9][10]

4.1.3 FIR

Jedná se o filtry s konečnou impulsní charakteristikou. Jejich hlavní výhodou je možnost návrhu filtru s přesně lineární fázovou charakteristikou. Vzhledem k tomu, že se jedná o úzkopásmové filtry, klasické návrhy vedou k dlouhým impulsním charakteristikám (řádově stovky vzorků), proto je výpočet odezvy pracný. Pro účely potlačení driftu vytváříme filtr typu horní propust HP. Snížit výpočetní nároky můžeme vytvořením úzkopásmové dolní propusti DP se stejnou mezní frekvencí, jako požadujeme u horní propusti. Poté odečteme výstup DP od zpožděného vstupu. Úzkopásmovou propust totiž můžeme navrhnout tak, aby její realizace byla velmi rychlá. [7][9][10][18]

$$H_{HP}(z) = z^{-\tau} - H_{DP}(z), \quad (4.1)$$

kde τ udává zpoždění, které zavádí filtry H_{DP} .

4.1.4 Lynnovy filtry

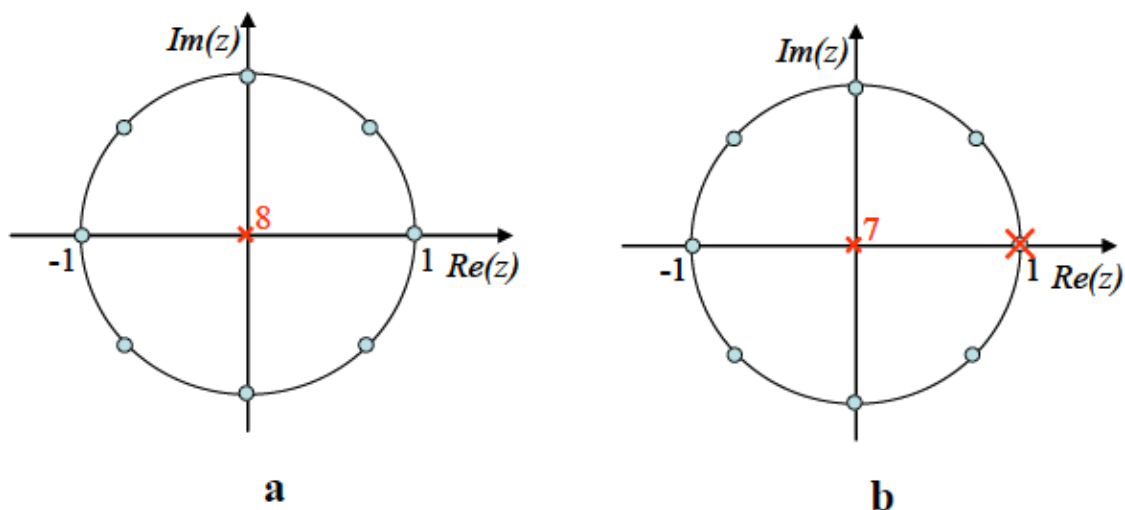
Lynnovy filtry tvoří podskupinu filtrů typu FIR, vycházející z hřebenových filtrů, které jsou charakteristické rovnoměrným rozložením nulových bodů na jednotkové kružnici v „ z “ rovině. Některé nulové body mohou být vyrušeny rovnoměrně rozloženými póly. Odpovídající kmitočty se pak stávají středem propustných pásem. Na obrázku č. 14 je vyobrazena podobnost filtru Lynnova typu a hřebenového filtrů.

Hřebenové filtry jsou popsány dvěma základními typy přenosové funkce.

$$H(z) = \frac{1}{2}(1 + z^{-N}), \quad N = 1,2,3, \dots \quad (4.2)$$

$$G(z) = \frac{1}{2}(1 - z^{-N}), \quad N = 1,2,3, \dots \quad (4.3)$$

kde N popisuje počet rovnoměrně rozložených nulových bodů a počet pólů v počátku. Rozložení nulových bodů a pólů je znázorněno na obrázku č. 14. Rovnice (4.2) udává přenosovou funkci hřebenového filtru typu dolní propust a rovnice (4.3) přenosovou funkci hřebenového filtru typu horní propust.



Obrázek 14: a – hřebenový filtr, b – Lymnov filtr typu DP (rekurzivní realizace).
Převzato z [9]

Přenosová funkce pro dolní propust Lymnova filtru (obrázek 14b) má tvar:

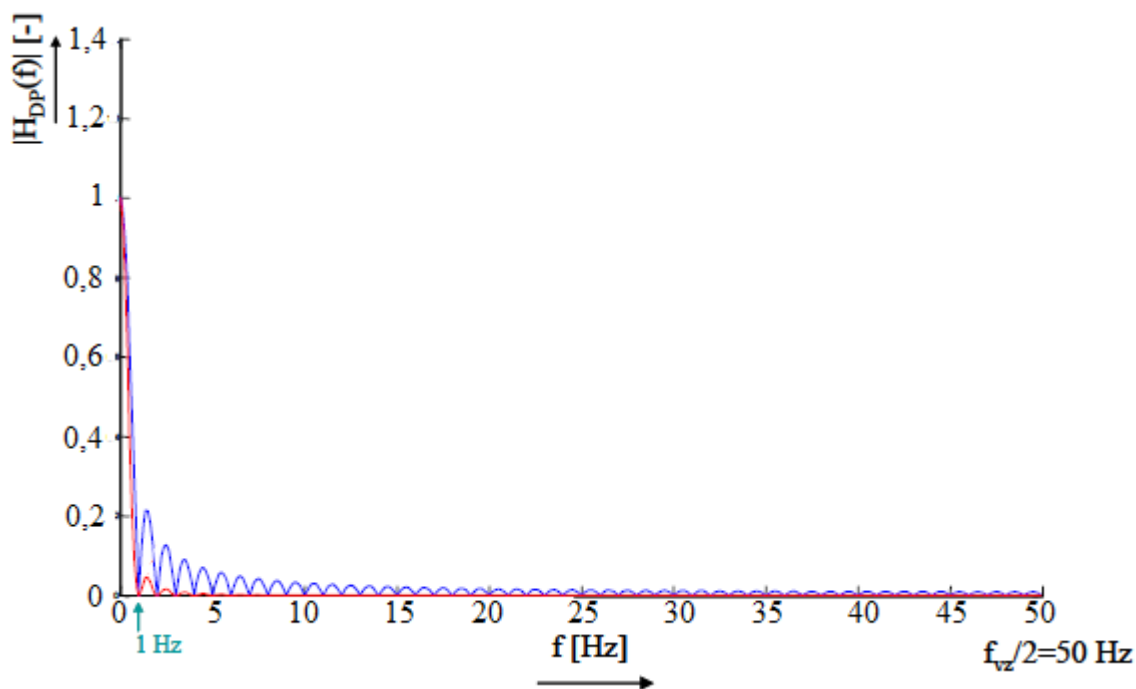
$$G(z) = \frac{z^8 - 1}{8z^7(z - 1)} \quad (4.4)$$

Z ní můžeme odvodit nerekurzivní realizaci:

$$F(z) = \frac{1 + z^{-1} + \dots + z^{-7}}{8} \quad (4.5)$$

Lymnovy filtry vynikají velmi nízkou výpočetní náročností a jednoduchostí jejich návrhu. Nevýhodou je jejich úzkopásmovost. Horní propust Lymnova typu vychází z dolní propusti, kdy impulsní charakteristiku dolní propusti odečteme od původního signálu zpožděného o τ .

V nepropustném pásmu dochází při použití pouze jednoho Lymnova filtru ke zvlnění amplitudové charakteristiky. To můžeme eliminovat zapojením dvou jednodušších filtrů do série. Tím dojde k vyhlazení amplitudové charakteristiky v nepropustném pásmu (viz obrázek č. 15). [9][10][18]

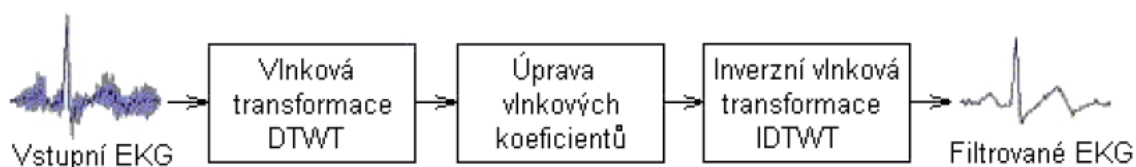


Obrázek 15: Amplitudová charakteristika Lyapunových filtrů typu DP. Modře znázorněna amplitudová charakteristika pro jeden filtr, červeně znázorněna amplitudová charakteristika pro 2 filtry zapojené v sérii. Převzato z [9]

4.2 Nelineární filtrace

4.2.1 Vlnková transformace

Vlnková transformace (Wavelet transform – WT) bývá využívána v oblasti analýzy zašuměných či nestacionárních signálů, mezi které patří i signál EKG. Pomocí WT, jejíž princip je znázorněn na obrázku č. 16, jsme schopni realizovat tzv. časově měřítkovou analýzu signálu, kterou lze interpretovat jako korelaci signálu $x(t)$ s funkcemi (vlnkami) odvozenými z mateřské vlnky $\psi(t)$. Pro filtraci signálu se využívá vlnkové transformace s diskretním časem (DTWT – discrete time wavelet transform). Při filtraci pomocí DTWT dojde k rozložení EKG signálu do několika frekvenčních pásem. Poté můžeme v každém pásmu zvlášť modifikovat či vynulovat vzniklé vlnkové koeficienty. Záleží na tom, které pásmo obsahuje zašumění. Poté je provedena inverzní vlnková transformace IDTWT a výsledkem je vyfiltrovaný signál neobsahující šum.



Obrázek 16: Blokové schéma vlnkové transformace. Převzato z [20]

Základní princip vlnkové transformace je stanovení míry podobnosti vlnky s analyzovaným signálem v určitém časovém okamžiku. Vlnky jsou při transformaci využívány dvěma způsoby. Dochází k časovému posunu vlnky, dále také k jejímu stlačení nebo dilataci. Nejčastěji využívanými vlnkami pro DTWT je *haar* a rodina vlnek *bior*. Vlnka *haar* je nejstarší používanou vlnkou. Z rodiny *bior* uvedu např. *bior2.2*, která je pro rozklad signálu EKG na jednotlivá frekvenční pásma využívána zřejmě nejvíce a to pro její velkou podobnost s komplexem QRS.

Vlnková transformace se u signálu EKG využívá především pro filtraci myopotenciálů. Je možné pomocí WT ze signálu odstranit také drift a brum, nicméně pro odstranění těchto úzkopásmových typů rušení je postačující lineární filtrace. Zatímco pro potlačení širokopásmových myopotenciálů je lineární filtrace nevhodná, dochází při ní k velkému zkreslení, proto se ve velké míře využívá právě vlnková transformace. [11][12][19][20]

4.2.2 Interpolace

Jedná se o metodu ve velké míře využívanou pro odstranění driftu v dřívějších letech. Je založena na detekci PQ intervalu, jelikož v něm předpokládáme nulovou úroveň signálu. Po získání polohy těchto uzlových bodů provedeme jejich interpolaci, tím získáme kolísání nulové izolinie. V posledním kroku metody odečteme signál získaný interpolací od původního signálu. Lineární interpolace zavádí významné zkreslení signálu, proto se nepoužívá. Lepších výsledků je dosaženo použitím kubického splajnu, kdy dochází pouze k malému zkreslení. Problém nastává při náhlé změně driftu, protože metoda využívá znalosti o úrovni driftu z předchozího PQ intervalu. Její úspěch je založen na přesné detekci uzlových bodů, což je velký problém. [9][10]

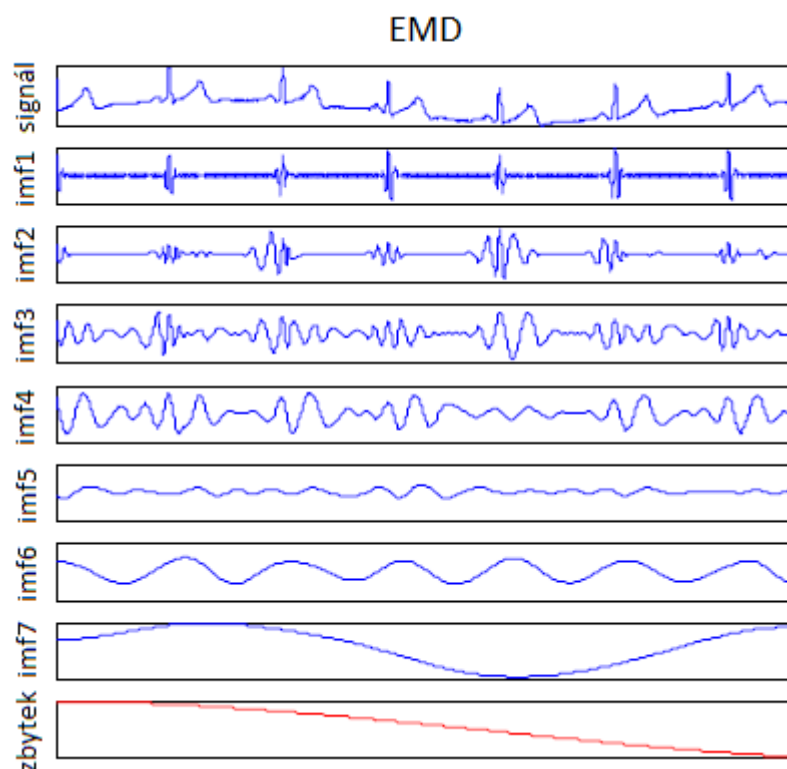
5. Empirická modální dekompozice

Empirická modální dekompozice (EMD – empirical mode decomposition) je metoda navržená N. E. Haungem pro analýzu nelineárních a nestacionárních signálů, což je případ biosignálů. Jedná se o novější metodu rozkladu souboru dat na vlastní modální funkce (Intrinsic Mode Function - IMF), které jsou vhodné pro definování okamžité frekvence. Následně je možné některé IMF odstranit či upravit, a složit zpět dohromady. Ve výsledku dostaneme signál pozměněný požadovaným způsobem.

Tradiční metody jako je vlnková a Fourierova transformace vyžadují předdefinované báze funkce definující signál. EMD spoléhá na algoritmus, který nevyžaduje žádné předem definované báze funkce.[1][2][4][1620][23]

5.1 Algoritmus metody

Metoda empirické modální dekompozice provádí rozklad signálu $x(t)$ do součtu vlastních modálních funkcí IMF a zbytku. Každá IMF reprezentuje signál v určitém frekvenčním rozsahu. Rozklad signálu je vyobrazen na obrázku č. 17.



Obrázek 17: Výsledek rozkladu signálu pomocí metody EMD. Je zde vyobrazen původní signál (nahore), dále jednotlivé vnitřní složky IMF a zbytek. Převzato z [16] a upraveno.

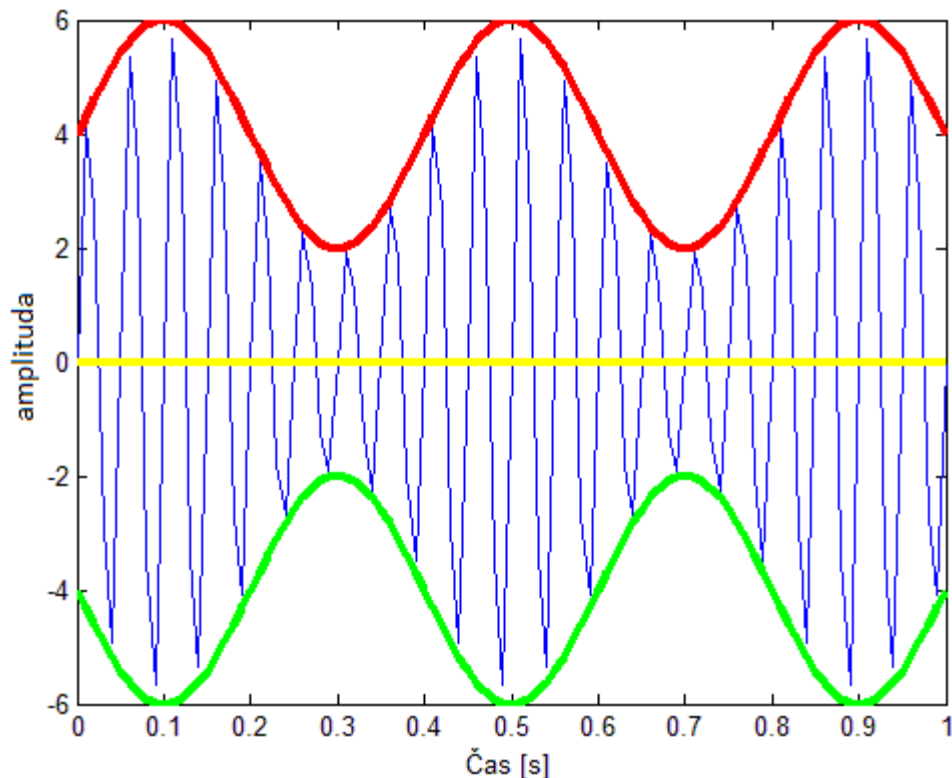
IMF je definována dvěma pravidly:

- 1) počet extrémů a přechodů nulou je stejný nebo lišící se o 1
- 2) v každém bodě je střední hodnota obálky, definované průměrem mezi maximem a minimem, téměř 0.

Empirická modální dekompozice se skládá z následujících kroků.

- 1) Nejprve je nutné určit extrémy (maxima a minima) ze signálu $x(t)$
- 2) Po získání pozic všech lokálních maxim a minim spojíme všechny maxima interpolační kubickou křivkou. Tím dostaneme horní obálku $e_u(t)$, stejným způsobem získáme dolní obálku $e_l(t)$.
- 3) Poté dojde k výpočtu průměru $m(t)$ z horních a spodních obálek podle vzorce 5.1. Získání obálek a jejich průměru je znázorněno na obrázku č. 18.

$$m_1(t) = \frac{e_{u1}(t) + e_{l1}(t)}{2} \quad (5.1)$$



Obrázek 18: Ukázka vytvoření obálky maxima (červená), obálky minima (zelená) a jejich průměru (žlutá)

- 4) Průměr obálek $m_1(t)$ odečteme od původního signálu a získáme první složku $h_1(t)$.
Vzorcem:

$$h_1(t) = x(t) - m_1(t) \quad (5.2)$$

- 5) Nyní je třeba zjistit, zda složka $h_1(t)$ splňuje podmínky pro IMF. Ideálně by složka $h_1(t)$ podmínky splňovala, avšak většinou její průměrný signál nabývá hodnot vzdálených od nuly. V tom případě se proces prosévání opakuje. Místo původního signálu je však použit $h_1(t)$. Proces probíhá tak dlouho, dokud $h_k(t)$ nesplňuje podmínky IMF, tedy:

- počet extrémů a přechodů nulou je stejný nebo lišící se o 1
- v každém bodě je střední hodnota obálky, definované maximem a minimem, téměř 0. Jako kritérium, kdy je $h_k(t)$ dostatečně blízká nule, se běžně využívá odhad směrodatné odchylky SD, která je počítána ze dvou po sobě jdoucích iterací prosévání.

$$SD = \sum_{t=0}^N \left[\frac{|h_{k-1}(t) - h_k(t)|^2}{h_{k-1}^2(t)} \right] \quad (5.3)$$

Po splnění podmínek IMF je získána první složka $c_1(t)$

$$c_1(t) = h_k(t) \quad (5.4)$$

Po získání první vlastní modální funkce IMF získáme zbytek odečtením $c_1(t)$ od původního signálu.

$$r_1(t) = x(t) - c_1(t) \quad (5.5)$$

Tímto většinou ještě není proces EMD u konce, zbytek může poskytnout důležité informace a je možné ho rozložit na další modální funkce, proto se proces prosévání znovu opakuje, místo původního signálu je však použit zbytek $r_1(t)$. V dalších krocích je prováděn výpočet nových IMF ze zbytku získaného v předchozím procesu prosévání.

Dekompozice je ukončena pokud ze zbytku $r_i(t)$ již není možné vyextrahovat další IMF. To znamená, pokud je $r_i(t)$ monotónní funkcí. Pokud monotónní funkcí není, obsahuje ještě 1 či více oscilačních složek a dekompozice může pokračovat.

Výsledkem EMD je zbytek $r_i(t)$ a několik vnitřních modálních funkcí IMF, které jsou seřazeny od složek signálu obsahujících vyšší, blíže nekvantifikovatelné frekvenční složky po

nejnižší. Původní signál $x(t)$ může být zpět rekonstruovaný lineární superpozicí všech extrahovaných složek IMF a zbytku. [1][2][4][1620][23]

5.2 On-line EMD

Jak je uvedeno v [15], metodu EMD lze modifikovat i pro on-line zpracování signálu. V původním algoritmu je zpracováván celý signál na jednou po ukončení snímání. To má ovšem za následek velkou výpočetní náročnost.

V algoritmu pro on-line analýzu je nutné vytvořit plovoucí okno. EMD rozklad pak probíhá pouze v tomto okně. Jelikož výpočet probíhá vždy na stejně velkém úseku a neroste počet zpracovávaných vzorků, nenarůstá výpočetní náročnost algoritmu.

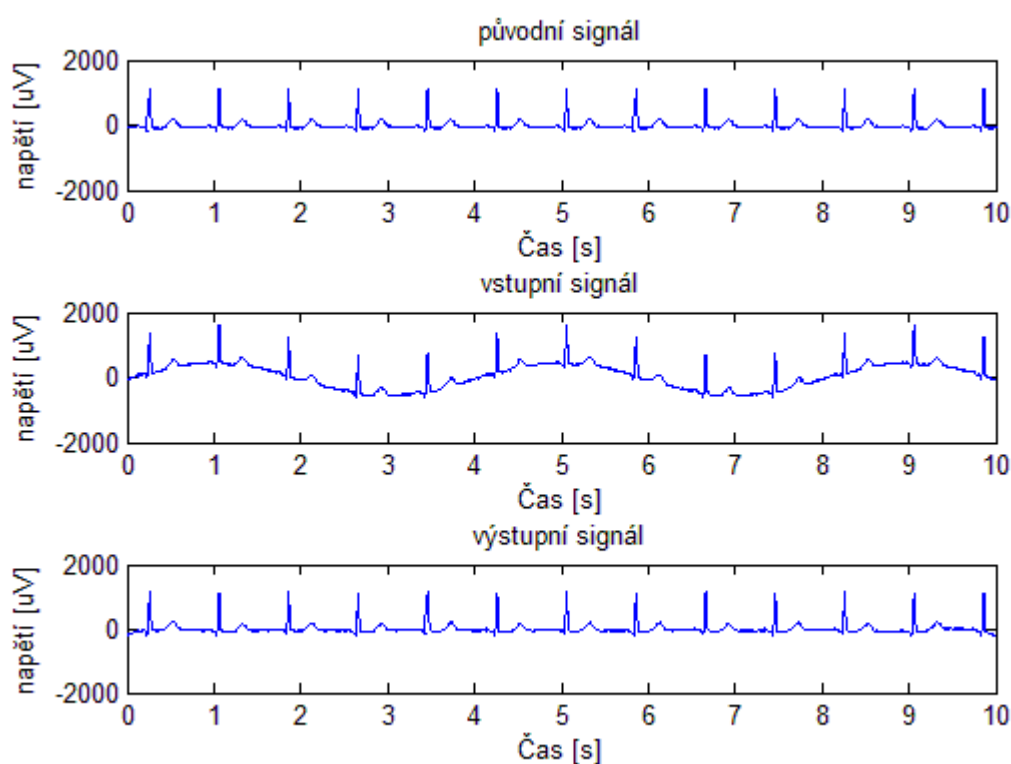
Při on-line EMD dochází ke zkreslení na okraji vyšetřovaného algoritmu, a to především v blízkosti aktuálního času měření t . Pro omezení zkreslení je prováděn odhad budoucího průběhu signálu, respektive jednotlivých IMF.

V experimentu z [15] je provedena on-line EMD na průběhu teploty naměřené v září roku 2010 na meteorologické stanici Vrt_Domanín. Z experimentu vyplývá, že výsledky on-line analýzy a původní off-line analýzy jsou srovnatelné. Při on-line analýze probíhá rozklad rychleji a s výrazně menšími paměťovými nároky. Nevýhodou je zkreslení na konci okna, což je předmětem dalšího vylepšení metody. [15]

6. Realizace filtrů

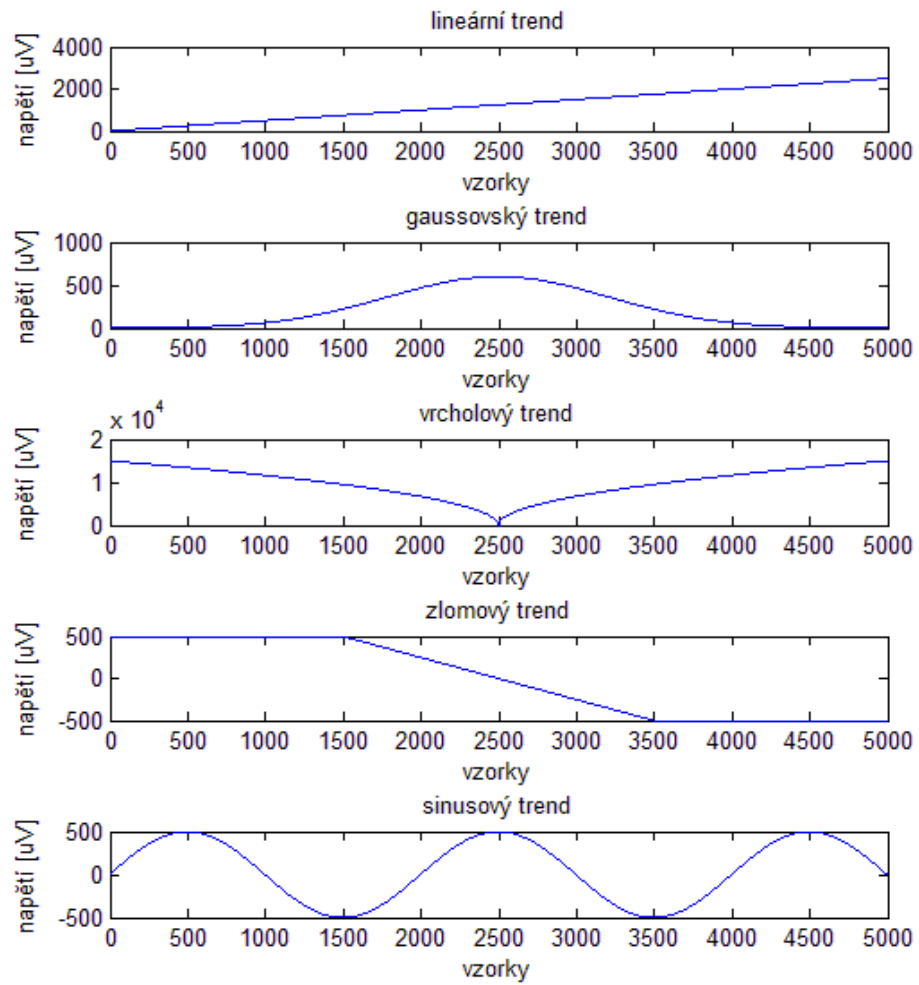
Testování bylo prováděno na umělých signálech EKG z databáze CSE (Common Standards for quantitative Electrocardiography). Databáze je dostupná na UBMI a obsahuje klidové záznamy EKG. Signály mají délku 10 sekund, jsou vzorkovány kmitočtem 500 Hz a jsou určeny k hodnocení programů vytvořených pro analýzu a zpracování EKG.

Signály, na nichž bylo testování prováděno, jsou umělé, vytvořené opakováním jednoho cyklu EKG. Před přidáním umělého trendu signály neobsahují žádné kolísání (viz obrázek č. 19 - nahoře). Na vstup vytvořených filtrů je vždy přiveden signál s uměle navázaným trendem (obrázek č. 19 – uprostřed).

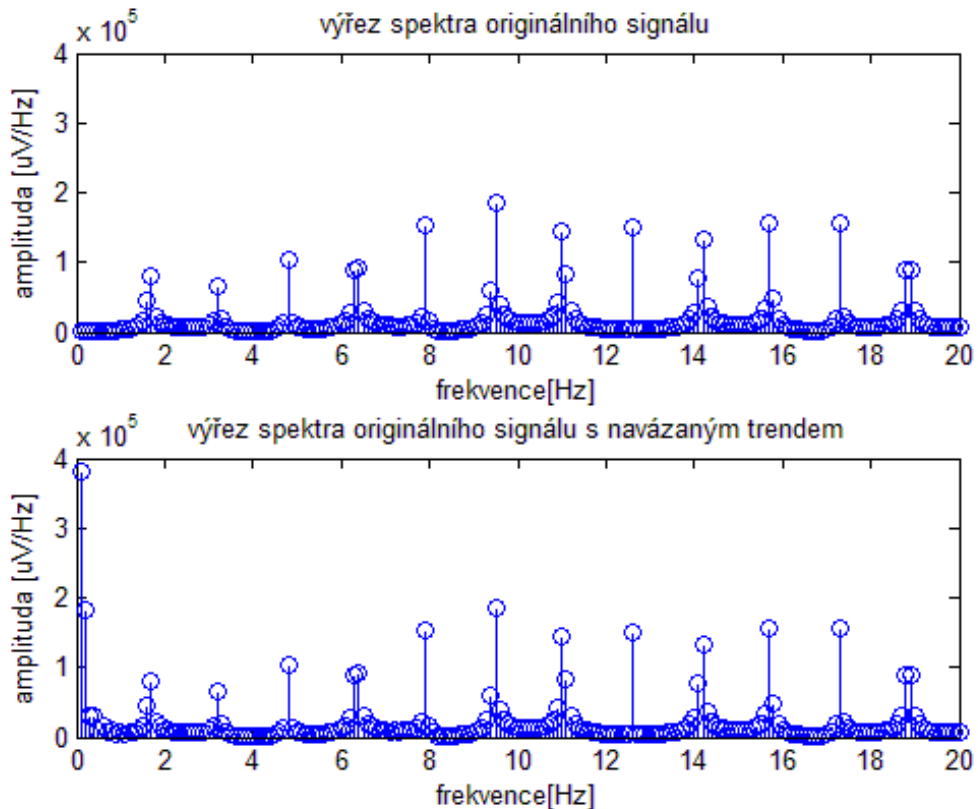


Obrázek 19: Ukázka původního nezarušeného signálu (nahoře), signál s navázaným sinusovým trendem (uprostřed), výstupní signál (dole)

Pro simulaci kolísání izoliny byl použit program CSE_opener_trend.m, poskytnutý vedoucí diplomové práce. Tento program byl zhotoven na základě [13]. Do programu bylo doplněno sinusové kolísání izoliny. Jednotlivé vykreslené trendy můžeme vidět na obrázku č.20. Dále na obrázku č. 21 můžeme vidět příklad změny ve spektru signálu po navázání vrcholového trendu. Můžeme zde vidět změnu především na nízkých frekvencích přibližně do 1 Hz.



Obrázek 20: Typy trendů vytvořené programem *CSE_opener_trend.m*



Obrázek 21: Ukázka změny amplitudy nižších frekvencí spektra signálu po přidání trendu. Nahoře – originální signál bez trendu. Dole – originální signál s navázaným trendem. $SNR_{vs} = 5$ dB.

Rozsah trendu, který je programem CSE_opener_trend.m navázán na originální signál je určen tak, aby hodnota poměru signál/šum vstupního signálu (SNR_{vs}) byla pro všechny signály s navázanými různými trendy stejná.

$$A = \sqrt{\frac{\sum_{n=0}^{N-1} x^2(n)}{10^{\left(\frac{SNR_{vs}}{10}\right)} * \sum_{n=0}^{N-1} e^2(n)}} \quad [\text{dB}], \quad (6.1)$$

kde A udává zesílení trendu, $x(n)$ je užitečný signál a $e(n)$ udává zvolené kolísání nulové izolinie.

Když upravíme rovnici pro výpočet SNR vyjádřenou jako (6.2), dostaneme vzorec pro výpočet koeficientu A (6.1), kterým musíme trend vynásobit (6.3) pro získání správné hodnoty SNR. Poté je upravený trend přičten k signálu. Takto získaný signál má vždy stejné vstupní SNR a nezáleží na typu přidaného trendu. [19]

$$\text{SNR}_{\text{vs}} = 10 \cdot \log_{10} \left(\frac{\sum_{n=0}^{N-1} x^2(n)}{\sum_{n=0}^{N-1} e^2(n)} \right) \text{ [dB]}, \quad (6.2)$$

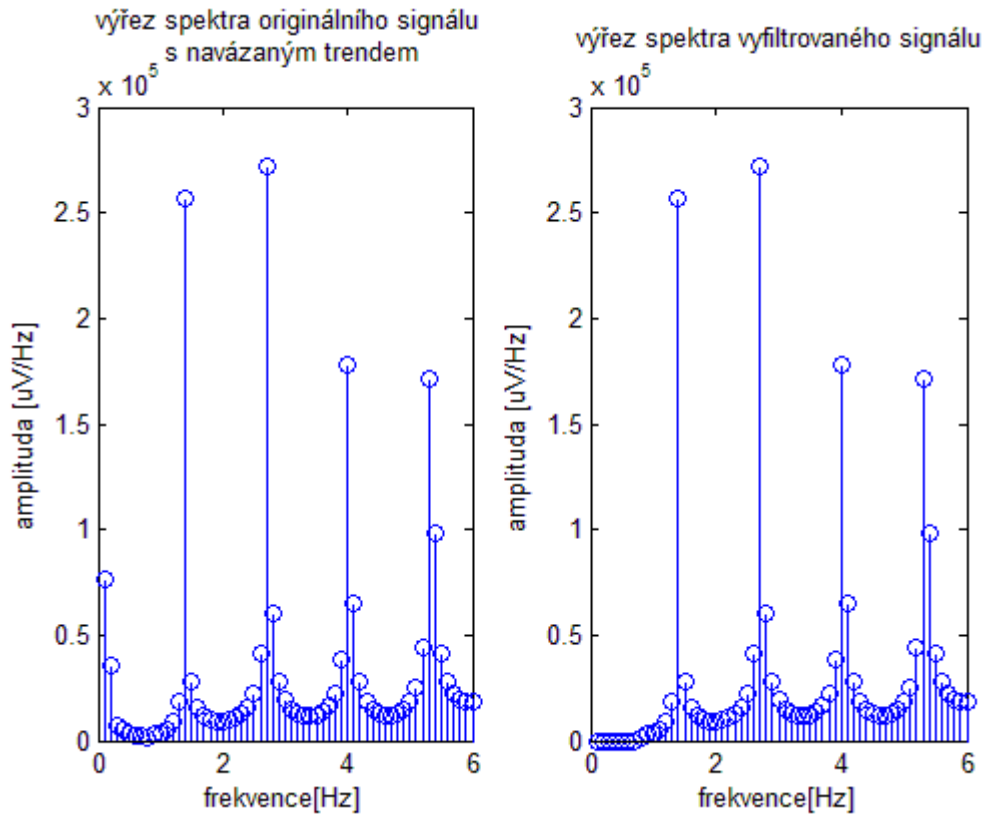
$$e(n) = A * e(n), \quad (6.3)$$

kde A udává zesílení trendu, $x(n)$ je užitečný signál a $e(n)$ udává zvolené kolísání nulové izolinie.

6.1 Nulování spektrálních čar

Na vstup filtru je přiveden signál EKG, s navázaným určitým typem trendu, který podrobíme Fourierově transformaci (FT – Fourier transform), která nám umožní zobrazit spektrum zpracovávaného signálu. Fourierova transformace je v prostředí MATLAB realizována pomocí funkce `fft`.

Poté je provedeno nulování spektrálních čar. Přesný počet vynulovaných spektrálních čar závisí na délce signálu, vzorkovací frekvenci f_{vz} a zvolené mezní frekvenci f_{mez} . Vzhledem k tomu, že u všech testovaných signálů je $f_{\text{vz}} = 500$ Hz, délka signálu je 5000 vzorků a f_{mez} je nastavena na 0,67, vynulováno bude vždy prvních 7 spektrálních čar (obrázek č. 22). Jelikož je spektrum symetrické, musí být vynulovány také poslední spektrální čáry. Protože ale první spektrální čára (v MATLABU představuje stejnoměrnou složku) k sobě nemá ekvivalent na druhém konci spektra, bude nulováno o 1 spektrální čáru méně, tedy v tomto případě 6.



Obrázek 22: Detail spektra původního signálu (vlevo) a spektra výsledného signálu po vynulování (vpravo)

Po vynulování spektrálních čar je pomocí příkazu `ifft` provedena inverzní Fourierova transformace, čímž získáme již vyfiltrovaný signál.

6.2 FIR

Filtry s konečnou impulsní charakteristikou byly vytvořeny dvěma způsoby. První variantou je vytvoření horní propusti HP, kdy vystupujícím signálem je přímo vyfiltrovaný signál. Ve druhé variantě je vytvořen filtr typu dolní propust DP. Výsledkem tohoto typu filtrace je chybový signál (drift), který je následně odečten od vstupu (zarušeného signálu) a tím je získán vyfiltrovaný signál.

V obou případech byla nastavena mezní frekvence na 0,67 a délka impulsní charakteristiky na 901. Návrh filtru byl proveden pomocí Matlabovské funkce `fir1` (6.4). Funkce pro návrh filtru využívá metodu vzorkování impulsní charakteristiky. Funkce je definována:

$$b = \text{fir1}(n, Wn, 'ftype') \quad (6.4)$$

Kde b značí koeficient filtru, n udává počet prvků impulsní charakteristiky (nejlepších výsledků bylo dosaženo při $n = 901$), hodnota Wn značí mezní frekvenci přepočítanou vzhledem k frekvenci vzorkovací. Jedná se o číslo v rozsahu mezi 0 a 1.

Výpočet Wn :

$$Wn = \frac{fmez}{fvz/2}, \quad (6.5)$$

kde $fmez$ udává mezní frekvenci a fvz vzorkovací frekvenci

Parametr ' $ftype$ ' udává specifikaci typu filtru. Za ' $ftype$ ' můžeme dosadit:

- ' $high$ ' ... pro horní propust
- ' low ' ... pro dolní propust. Pro vytvoření DP je možné parametr ' $ftype$ ' vynechat.
- ' $stop$ ' ... pro pásmovou zadrž. Tento typ používat nebudeme.

Pro vlastní filtraci je využita Matlabovská funkce *filtfilt* (6.6). Tato funkce je výhodnější než funkce *filter*, jelikož nezavádí zpoždění.

$$y = \text{filtfilt}(b, a, x) \quad (6.6)$$

kde b je koeficient filtru, jeho hodnota závisí na vzorci (6.4). Koeficient a je pro FIR filtry nastaven na hodnotu 1 a x je zašuměný vstupní signál. Vyfiltrovaný signál je označen proměnou y .

6.2.1 Filtrace horní propustí

V této variantě byl ve funkci *fir1* za parametr ' $ftype$ ' použit ' $high$ '. Proto výsledný signál y je naším hledaným, vyfiltrovaným, signálem EKG.

6.2.2 Filtrace dolní propustí

Při použití dolní propusti pro odstranění driftu je nutné vyměnit ve funkci *fir1* za parametr ' $ftype$ ' parametr ' low ', nebo tento parametr můžeme vynechat. Rozdíl nastává ve výsledném signálu y . Ten obsahuje vyfiltrovaný drift. Abychom získali užitečný signál EKG bez driftu, je nutné odečíst signál y od vstupního zašuměného signálu x .

$$z = x - y, \quad (6.7)$$

kde z je vyfiltrovaný signál EKG.

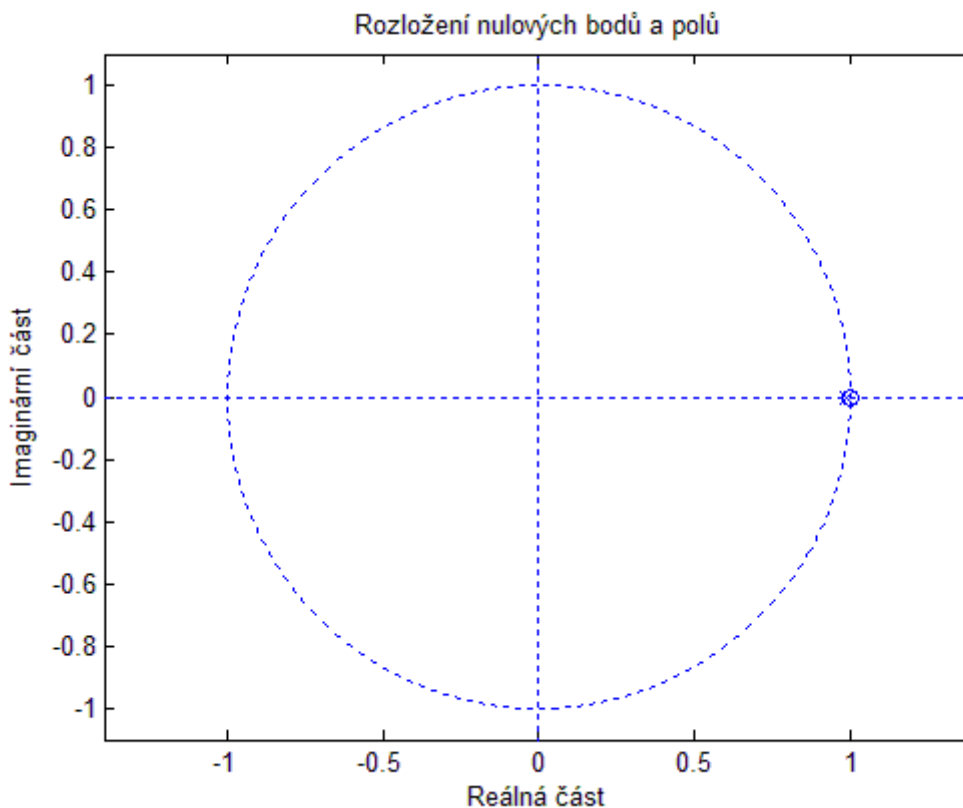
6.3 IIR

Samotná filtrace byla opět provedena pomocí funkce *filtfilt*. Rozložení nulových bodů a pólů je znázorněno na obrázku č. 23. Nejprve ale bylo nutné nastavit parametry filtru. Těmi jsou:

- Střední frekvence nepropustného pásma, která byla nastavena na $f_s = 0$.
- Vzdálenost pólu od počátku – nejlépe se osvědčila hodnota $r = 0,985$.
- A nastavení úhlu podle vzorce

$$z = 2 * \pi * \frac{f_s}{f_{vz}}, \quad (6.8)$$

kde f_s je střední frekvence nepropustného pásma a f_{vz} je vzorkovací frekvence.



Obrázek 23: Vykreslení jednotkové kružnice se znázorněným nulovým bodem a pólem

Dále bylo nutné nastavit koeficienty filtru. Koeficienty čitatele (a) a jmenovatele (b) přenosové funkce jsou odvozeny z jednotkové kružnice.

$$a = [1 - 1] \quad (6.9)$$

$$b = [1 - r], \quad (6.10)$$

kde r je vzdálenost pólu od středu kružnice.

Poté byla provedena samotná filtrace podobně jako u filtrů FIR pomocí funkce *filtfilt*, do které byly dosazeny koeficienty filtru a a b a vstupní signál x .

6.4 EMD

Metoda byla realizována na základě rešerše popsané v kapitole 5. Jedná se tedy o 2 do sebe vnořené While cykly. Pro spuštění vnějšího cyklu musí platit podmínka, že počet extrémů je větší než 1. Počet extrémů v signále je získán pomocí Matlabovské funkce *findpeaks*. Na vstup této funkce je přiveden signál a výstupem je jeden vektor s hodnotami všech extrémů a druhý s pozicemi daných extrémů.

Pokud je tato podmínka splněna, následuje vnitřní cyklus, ve kterém je prováděn vlastní proces prosévání. Podmínkou pro ukončení cyklu je vypočtená směrodatná odchylka, jejíž hodnota musí být menší než 0,3. Směrodatná odchylka je počítána za dvou signálů získaných ve dvou po sobě jdoucích krocích cyklu. Pro první iteraci, kdy nemůžeme směrodatnou odchylku počítat, je před cyklem nastavena hodnota odchylky pevně na hodnotě větší než 0,3, aby první iterace proběhla.

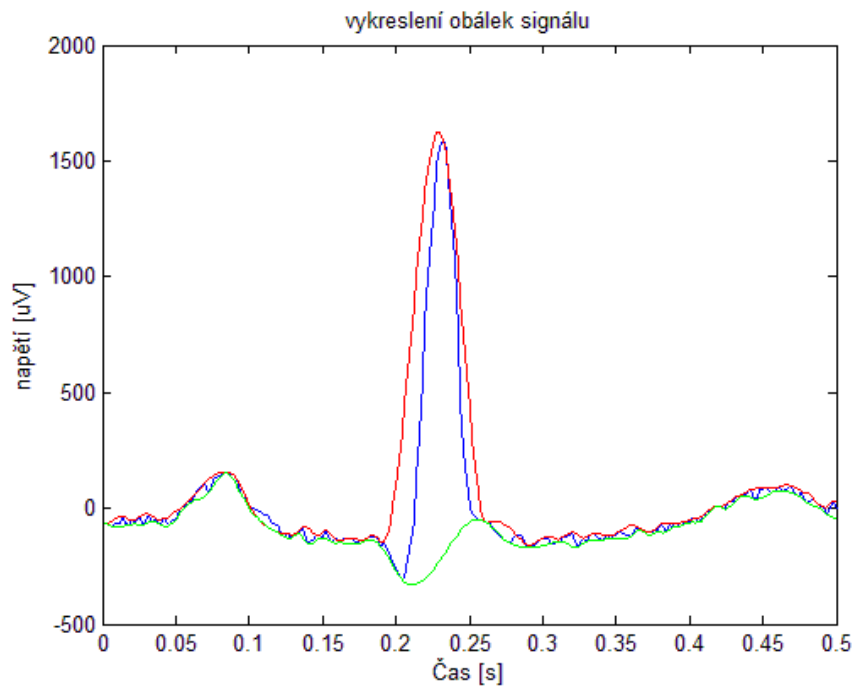
Doporučená hodnota směrodatné odchylky je mezi 0,2 – 0,3. Proto byl proveden výpočet SNR na databázi signálů CSE_MA1_03 při kterém byla měněna hodnota směrodatné odchylky od 0,2 do 0,3, s krokem 0,01. Ve výsledcích není výrazný rozdíl, ale mírně lepších výsledků při výpočtu SNR bylo dosaženo s nastavením, kdy $SD > 0,3$. Porto byl práh podmínky trvale nastaven na hodnotu 0,3. Dosažené výsledky jsou k vidění v tabulce č. 6.1.

Tab. 6.1: Porovnání výsledného zesílení SNR signálů filtrovaných pomocí metody EMD, při různém nastavení hodnoty směrodatné odchylky.

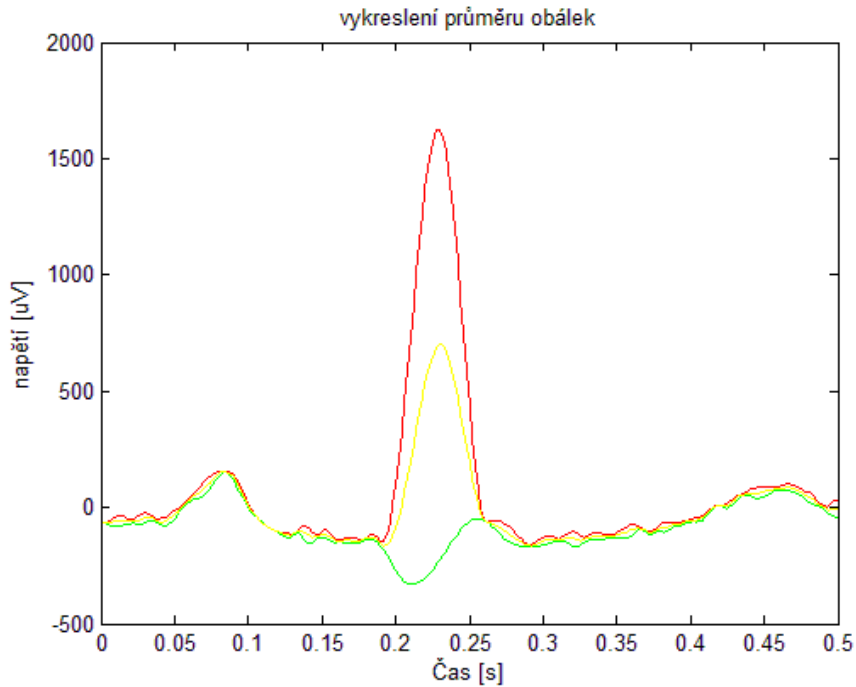
	SD > 0,30	SD > 0,29	SD > 0,28	SD > 0,27	SD > 0,26	SD > 0,25	SD > 0,24	SD > 0,23	SD > 0,22	SD > 0,21	SD > 0,20
Záporné dB	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1
0 – 10 dB	12	12	13	14	13	14	14	14	14	13	15
10 – 20 dB	41	49	49	47	47	46	45	47	48	49	46
20 – 30 dB	95	92	89	94	95	100	105	104	107	107	102
30 – 40 dB	98	96	100	100	100	96	98	94	90	84	88
40 – 50 dB	75	71	73	74	71	68	62	60	60	64	65
50 – 60 dB	41	43	37	33	35	36	35	38	37	38	40
60 – 70 dB	11	10	11	12	12	13	14	16	17	17	16
70 – 80 dB	1	1	2	0	1	1	1	1	1	1	1
80 – 90 dB	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
90 - 100 dB	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Průměr	34,8	34,3	34,2	33,7	34,0	33,9	33,6	33,8	33,7	33,6	33,8
SD	13,7	14,0	14,1	13,8	14,1	14,2	14,2	14,5	14,6	14,8	14,9

K vytvoření obálek signálu je opět využita funkce *findpeaks*, která nám do dvou vektorů vypíše souřadnice jednotlivých extrémů. Protože ale zjišťuje pouze souřadnice maxim, souřadnice minim jsou získány pomocí stejné funkce, ale signál je před tím přetočen kolem x -ové osy. Nyní získané souřadnice poté musíme opět přetočit kolem osy x nazpět. Následně jsou jak maxima, tak minima proloženy kubickým splajnem pomocí funkce *spline* (viz obrázek č. 24). Poté je pomocí vzorce (5.1) vypočítán průměr obálek, který je znázorněn na obrázku č. 25.

Průměr je odečten od původního signálu (v dalších iteracích od signálu získaného v předchozí iteraci). Poté je opět spočítána směrodatná odchylka (SD - standard deviation) a pokud nesplňuje podmínku $SD < 0,3$, následuje další iterace v prosévacím procesu. Pokud je však podmínka splněna, výsledný signál považujeme za vlastní modální funkci IMF a je ukončen vnitřní cyklus.



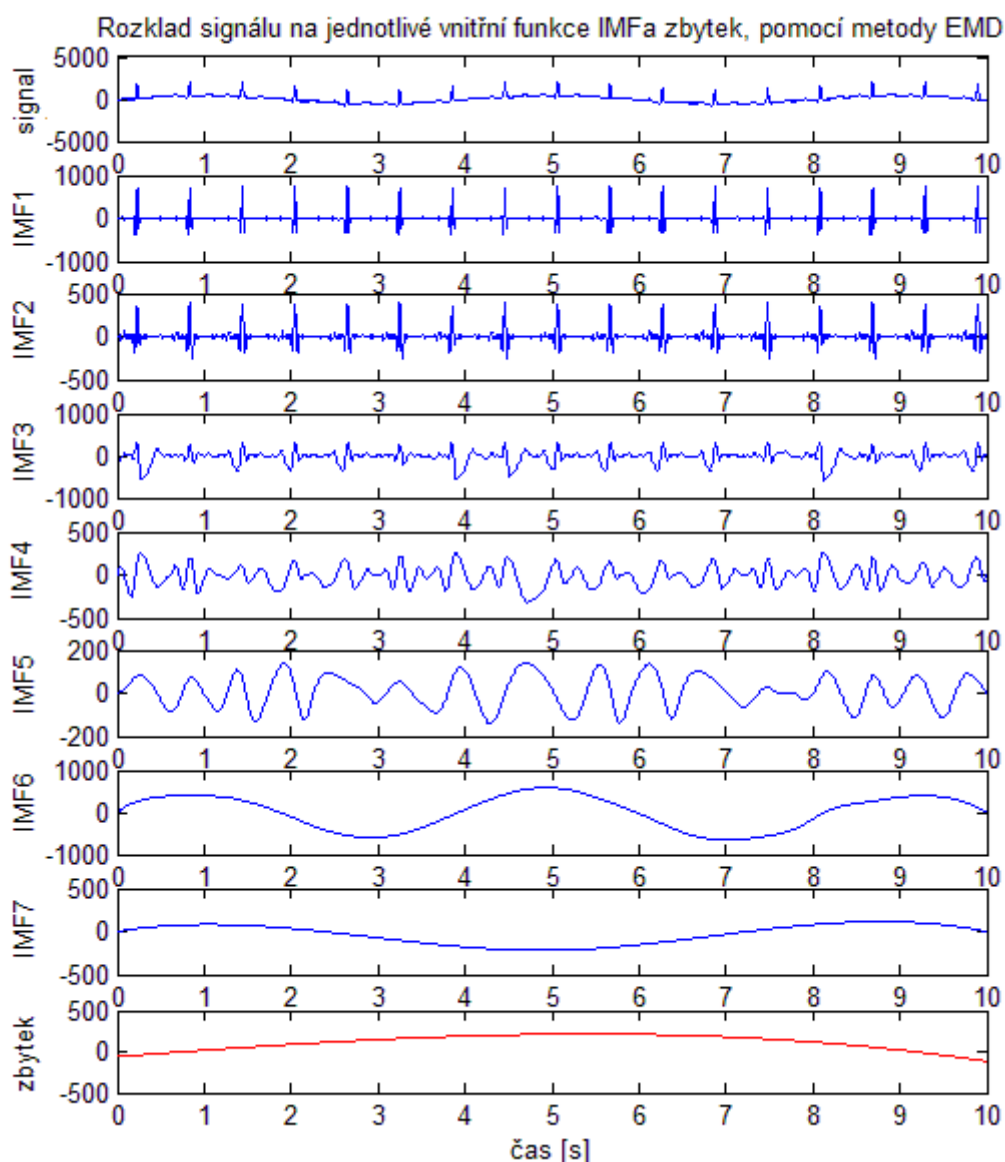
Obrázek 24: Znáznornění vytvořené obálky maxim (červeně) a minim(zeleně) na signálu



Obrázek 25: Znáznornění vytvořené obálky maxim (červeně) a minim(zeleně) a průměru obálek(žlutě)

Ve vnějším cyklu je do jedné matice uložena IMF, do druhé matice je uloženo spektrum dané IMF. Tato IMF je dále odečtena od původního signálu a zbytkový signál je poté uložen do třetí matice. Další průběh metody EMD je prováděn stejným způsobem na tomto získaném zbytku signálu, dokud zbytek neobsahuje pouze 1 extrém.

Výsledkem je několik vlastních modálních funkcí a zbytek, což je vyobrazeno na obrázku č.26.



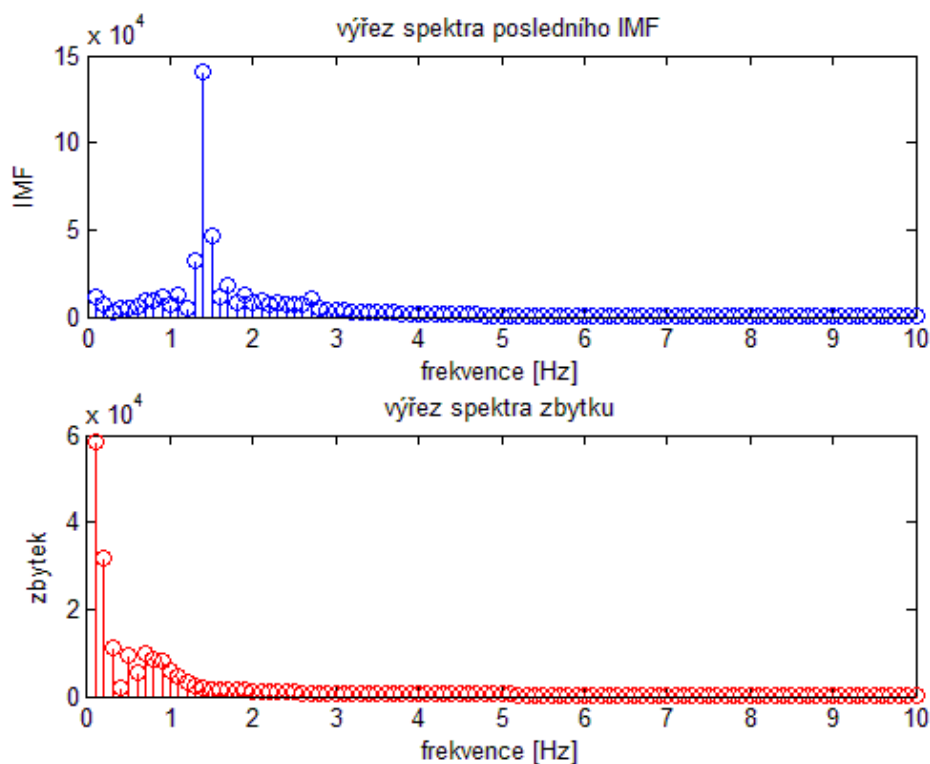
Obrázek 26: Výstup metody EMD. Nahoře je vyobrazen původní signál s navázaným sinusovým trendem, pod ním je několik vlastních modálních funkcí a dole zbytek.

Aby byla filtrace dokončena, je nutné některé IMF včetně zbytku vynulovat a zbylé IMF sečíst. Protože ale u každého signálu může dojít k rozkladu na různý počet IMF, je těžké obecně určit, kolik IMF bude společně se zbytkem vynulováno. Proto bylo provedeno rozšíření metody o podmínku, která je umístěna bezprostředně za vnitřním cyklem.

Tato podmínka je založena na faktu, že spektrum driftu obsahuje nižší frekvence, které chceme ze signálu odstranit. Proto jsou průběžně počítána spektra všech IMF. Spektrum první vlastní modální funkce je širší než spektrum všech následujících IMF, protože jsou zde zastoupeny nejvyšší frekvence v signálu, stejně tak, ovšem v menší míře i frekvence nižší. Spektrum dalších IMF se rozkládá na užším rozsahu frekvencí, blížících se nule.

Když pak dojde k situaci, že se největší část spektra dané IMF rozkládá na frekvencích do 1 Hz, pak je celý rozklad signálu metodou EMD ukončen a zbylý signál je uložen jako zbytek. Jako kritérium pro ukončení rozkladu byla tedy, na základě empirické zkušenosti, zvolena podmínka, že maximální hodnota ve spektru do 1 Hz je 10x vyšší než na frekvencích od 2 Hz do $f_{vz}/2$. Hodnoty spektra mezi 1 a 2 Hz nejsou brány v potaz, aby nevznikaly nejednoznačnosti při rozhodování.

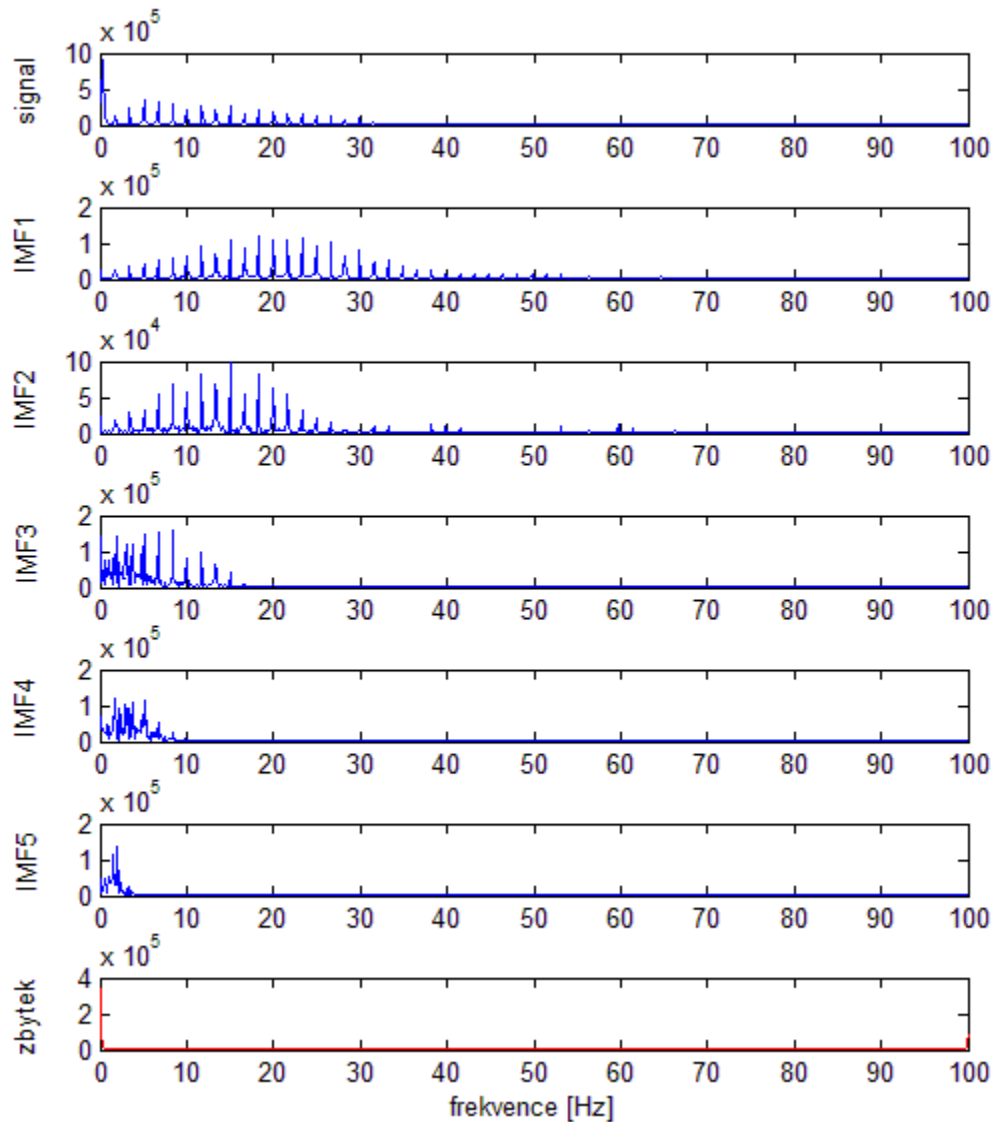
$$\text{if}(\max(\text{spektrum}(1:10))/10) > (\max(\text{spektrum}(20:2500))) \quad (6.11)$$



Obrázek 27: Výřezy spekter poslední IMF a zbytku

Na obrázku č. 27 je vykresleno spektrum poslední IMF (nahore) a spektrum zbytku (dole) při použití podmínky (6.9). Můžeme vidět, že spektrum zbytku obsahuje především frekvence do 1Hz, což přibližně odpovídá i frekvencím zastupujícím drift. Tento zbytek je tedy následně odstraněn a po sečtení všech IMF bez zbytku je získán vyfiltrovaný signál.

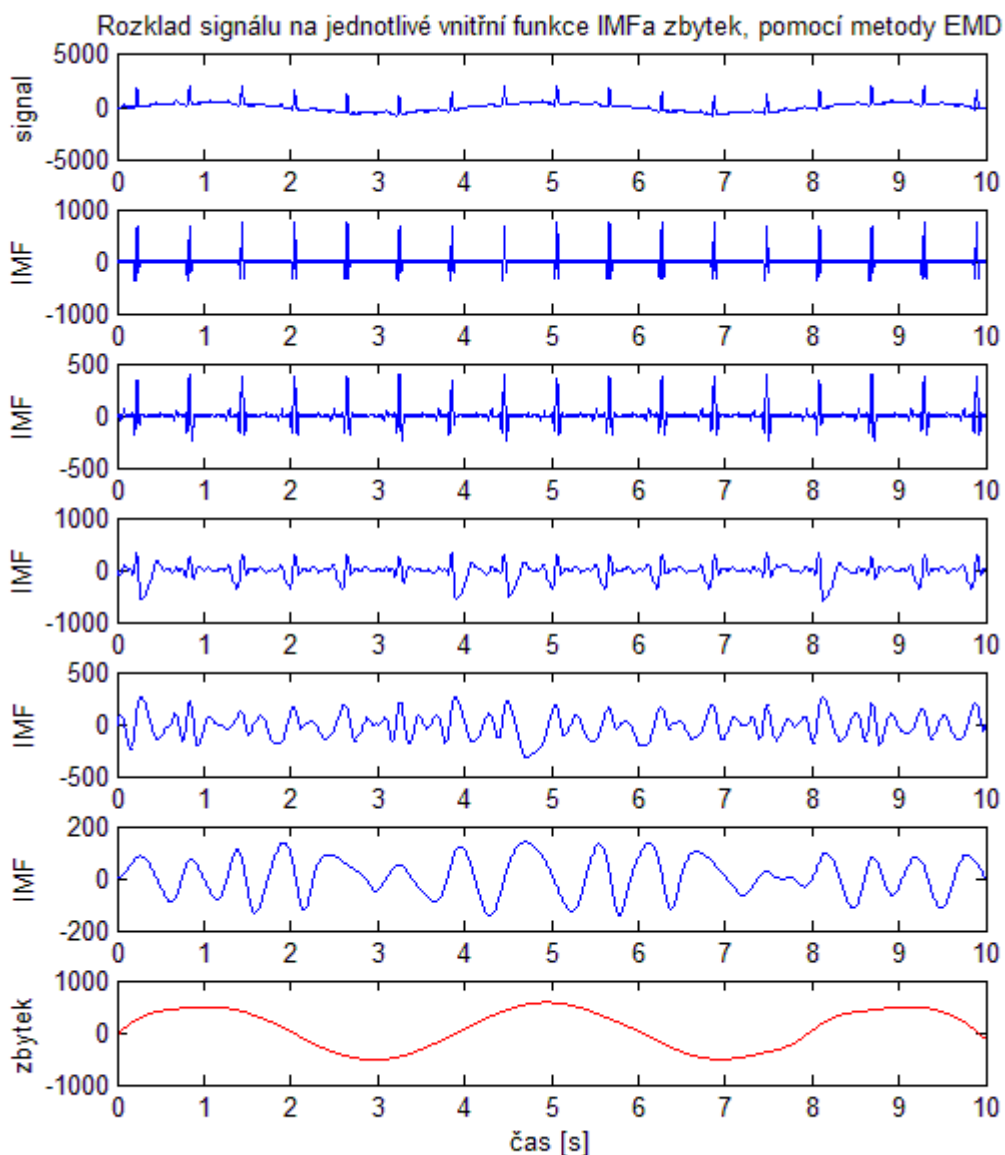
Ukázka spekter původního signálu, jednotlivých IMF a zbytku, získaných pomocí metody EMD



Obrázek 28: Vykreslení spektra původního signálu (nahore), spekter všech IMF a spektra zbytku (dole)

Na obrázku č. 29 je proveden rozklad signálu metodou EMD za použití podmínky (6.9). Jedná se o signál s navázaným sinusovým trendem. Jak je na obrázku vidět, sinusový trend, nebo jeho velká část, je obsažen ve zbytku, který je následně odstraněn. Z toho se dá usoudit, že podmínka (6.9) funguje správně.

Experimentálně bylo zjištěno, že podmínka s tímto nastavením funguje nejlépe. Při rozkladu na větší počet IMF zůstávaly v posledních vlastních modálních funkcích části driftu, který při vynulování zbytku nebyl plně odstraněn. Naopak při rozkladu na menší počet IMF se ve zbytku objevovaly i vyšší frekvence, které měly za následek velké zkreslení signálu, jelikož při filtraci byly ze signálu odstraněny.



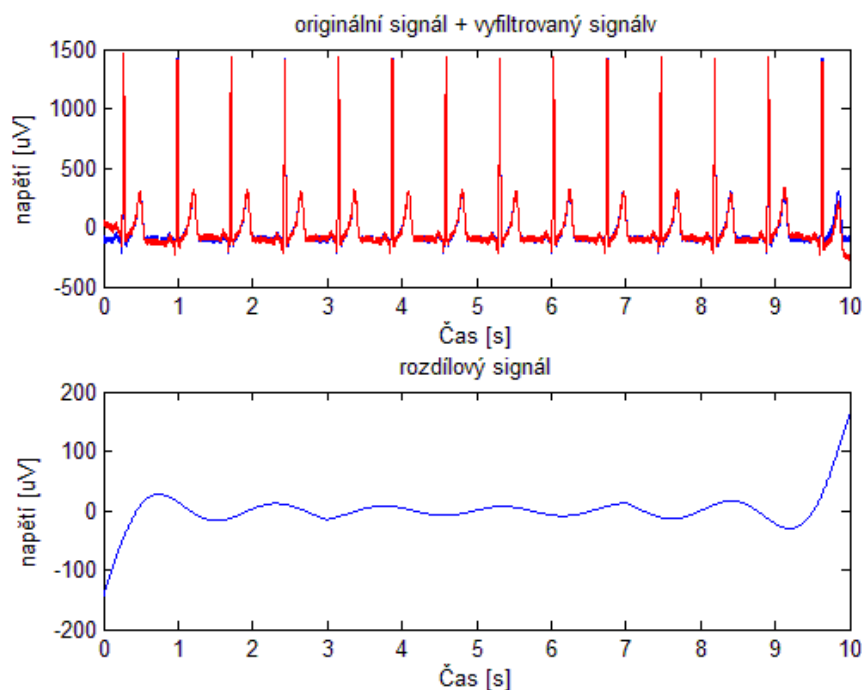
Obrázek 29: Rozklad signálu pomocí metody EMD s využitím podmínky (6.9)

7. Testování a srovnání jednotlivých filtrů

Cílem filtrace je v ideálním případě získání užitečného signálu v plné kvalitě ze směsi užitečného signálu a šumu. V reálu ovšem není možné pomocí filtrace užitečný signál v plné kvalitě získat. V průběhu filtrace vždy dojde k částečné ztrátě užitečného signálu a naopak, ve vyfiltrovaném signálu se nachází malé množství driftu (či jakéhokoliv šumu, který odstraňujeme). To je dáno faktem, že se spektra užitečného signálu i driftu částečně překrývají.

Abychom mohli porovnat účinnost jednotlivých metod při filtraci, úspěšnost jedné metody na odstranění různých druhů driftu, nebo porovnat nastavení jednotlivých parametrů filtrace, je nutné zvolit vhodné kritérium hodnocení.

Pro hodnocení úspěšnosti filtrace můžeme použít například subjektivní hodnocení pomocí rozdílového signálu (obrázek č. 30 - dole), vzniklého odečtením originálního signálu od vyfiltrovaného. Cílem filtrace je, aby se hodnota rozdílového signálu v každém bodě co nejvíce přibližovala nule. Vizuální hodnocení úspěšnosti filtrace ovšem není příliš vhodné, jelikož každý člověk bude mít na velikost rozdílového signálu jiný pohled, hodnocení tedy nebude objektivní, a tudíž bude nevhodné.



Obrázek 30: Nahoře: vykreslení původního signálu (modře) a vyfiltrovaného signálu (červeně) přes sebe. Dole: rozdílový signál vzniklý odečtením obou signálů od sebe

Vhodnější je číselné vyjádření úspěšnosti filtrace. Nejčastěji využívaným kritériem je poměr signál/šum (SNR – signal to noise ratio). Hodnota výstupního SNR (SNR_{výst}) udává míru zkreslení signálu během procesu filtrace. Použití tohoto kritéria je umožněno tím, že známe originální signál bez driftu. Tento signál tedy neobsahuje rušivé signály a je brán jako referenční, vůči kterému je porovnáváno rušení před a po filtraci. Hodnota výstupního SNR je počítána podle vzorce

$$\text{SNR}_{\text{výst}} = 10 \cdot \log_{10} \left(\frac{\sum_{n=0}^{N-1} x^2(n)}{\sum_{n=0}^{N-1} (y(n) - x(n))^2} \right) \text{ [dB]}, \quad (7.1)$$

kde $x(n)$ je vstupní (užitečný) signál a $y(n)$ je vyfiltrovaný signál.

Protože známe hodnotu vstupního SNR i výstupního SNR, vhodným kritériem hodnocení úspěšnosti filtrace je hodnota výstupního zesílení signálu $A_{\text{výst}}$ pomocí vzorce:

$$A_{\text{výst}} = \text{SNR}_{\text{výst}} - \text{SNR}_{\text{vs}} \text{ [dB]}. \quad (7.2)$$

Tab. 7.1: Hodnoty výstupního zesílení pro jednotlivé metody při zarušení lineárním trendem. Vstupní SNR = 5 dB

	LINEÁRNÍ trend – SNR_{vs} = 5 dB				
Rozmezí zesílení [dB]	EMD	FIR – HP	FIR - DP	IIR	Nulování sp. čar
záporné	3	0	2	0	0
0-10	14	6	9	5	1
10-20	41	19	11	60	3
20-30	79	39	16	154	4
30-40	94	85	38	108	25
40-50	95	92	78	47	342
50-60	36	84	102	1	0
60-70	11	33	68	0	0
70-80	2	16	31	0	0
80-90	0	1	14	0	0
90-100	0	0	6	0	0
100-110	0	0	0	0	0
110-120	0	0	0	0	0
Nad 120	0	0	0	0	0
Průměr	34,7431	44,0173	52,2484	28,7999	42,5347
SD	14,2402	15,0980	17,9535	8,7927	3,8076

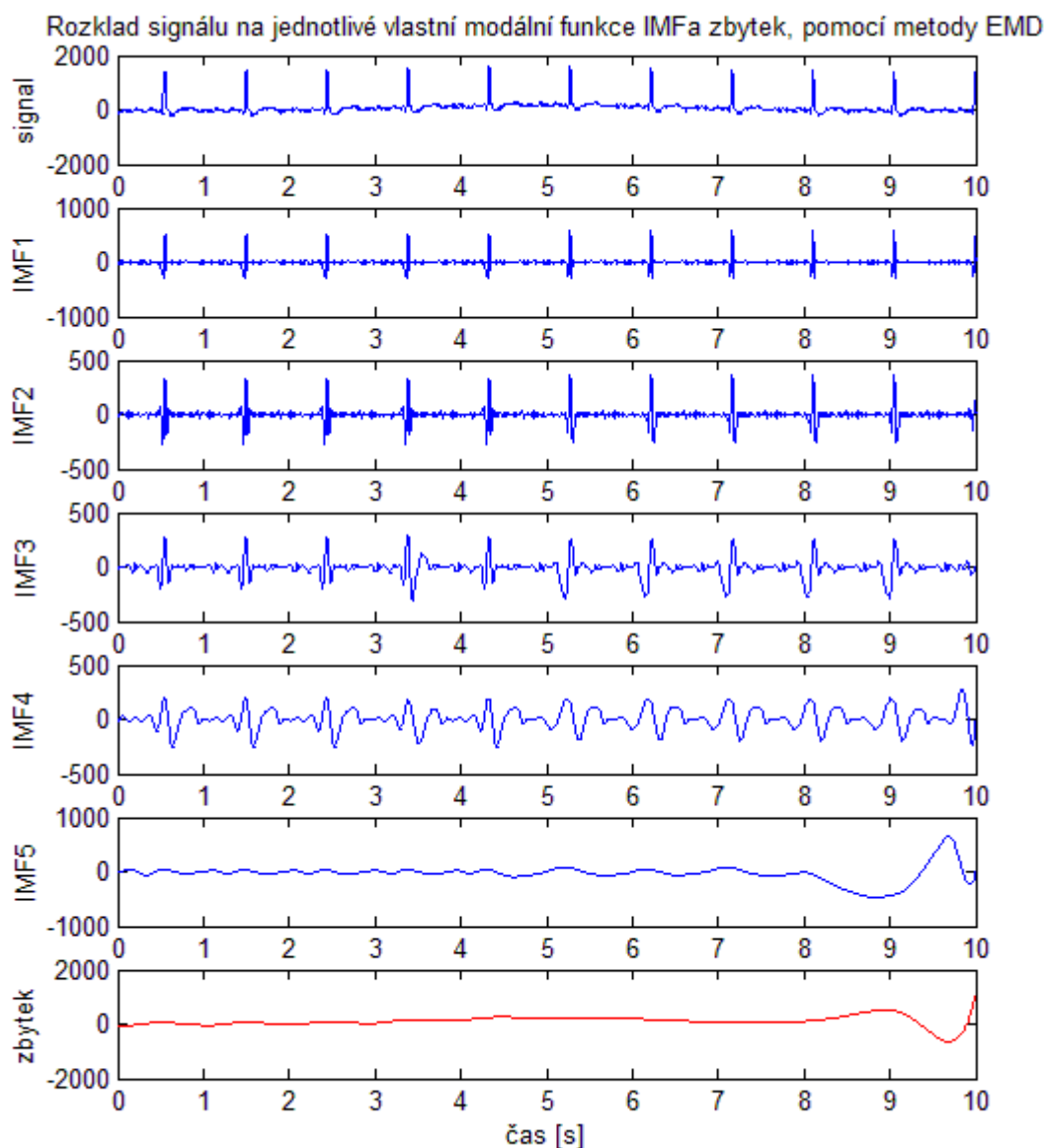
Na databázi signálů CSE_MA1_03 byly testovány jednotlivé filtry. Jedná se o tři svodovou databázi 125 signálů o délce 10 sekund a vzorkovací frekvenci 500Hz. Na signály z této databáze bylo postupně navázáno všech 5 typů trendů a po vyfiltrování signálu došlo k výpočtu výstupního zesílení. Pro lepší přehlednost byly výsledky zařazeny do intervalů podle

jejich výstupního zesílení. Tyto intervaly mají rozsah 10 dB, pouze hodnoty nad 120 dB a pod 0 dB jsou zařazeny do jednoho intervalu.

V tabulce č. 7.1 jsou vyhodnoceny hodnoty výstupního zesílení u všech typů filtrace pro lineární trend a vstupní SNR 5 dB. Dále je v tabulce pro každou metodu zaznamenána průměrná hodnota výstupního zesílení a směrodatná odchylka. Tabulky, shrnující výsledky pro filtraci ostatních trendů, se nacházejí v příloze.

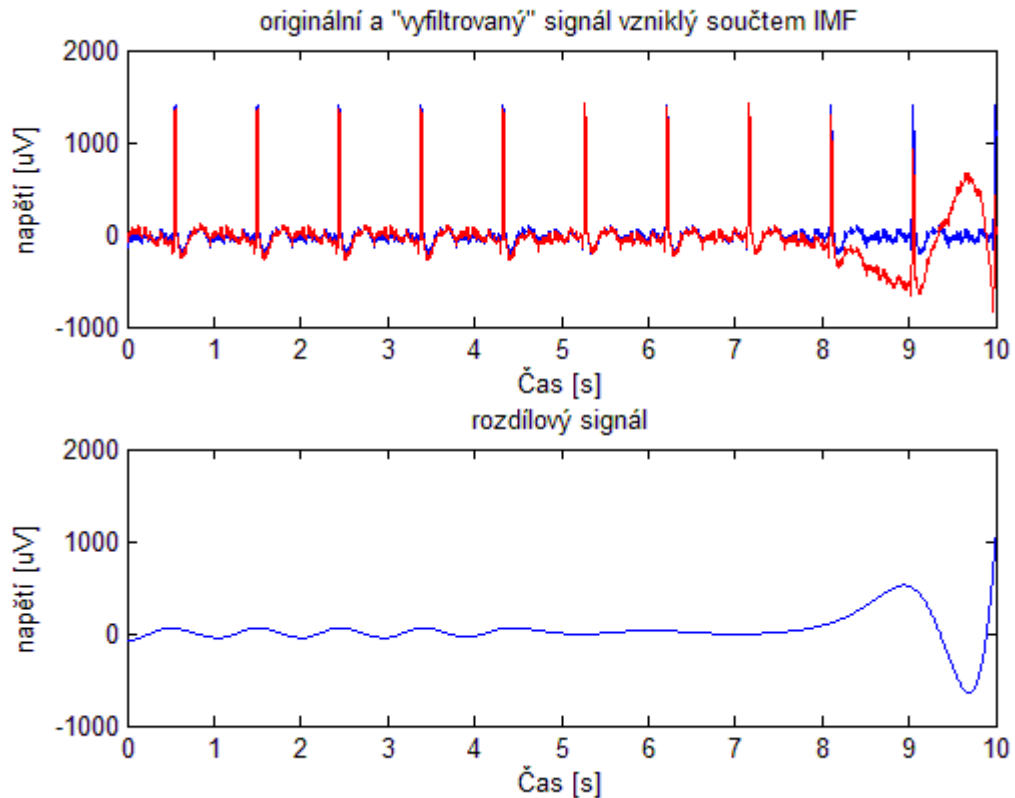
Z hodnot v tabulce č. 7.1 vyplívá, že velmi dobrých výsledků bylo dosaženo pomocí nulování spektrálních čar. Zesílení výstupního signálu oproti vstupnímu je v drtivé většině mezi 40 a 50 dB. Nejvyššího zesílení bylo dosaženo filtrací filtrem FIR typem dolní propust. Jedná se o zesílení 99,98 dB. Tato metoda filtrace má také nejvyšší průměr výstupního zesílení, na druhou stranu nejvyšší směrodatná odchylka udává, že dochází k velkým rozdílům mezi zesílením jednotlivých signálů. U filtrace metodou EMD a FIR typu DP se vyskytují záporné hodnoty. To je způsobeno přítomností tří signálů v databázi. Jedná se o signály MA1_027_03, MA1_050_03 a MA1_057_03. Konec těchto signálů se nachází přímo v oblasti komplexu QRS a především v metodě EMD se tato skutečnost projevuje velkým zkreslením ve všech vlastních modálních funkcích a také ve zbytku. Zpětným sečtením IMF dojde ke zkreslení vyfiltrovaného signálu, což je viditelné na obrázku č. 31 a č. 32.

Při použití metody EMD dochází u těchto signálů k problémům v interpolaci při tvorbě obálek signálu a tím dochází k nežádoucímu artefaktu v okolí posledního komplexu QRS a znehodnocení výsledků filtrace. I když filtrace ostatních částí signálu dosahuje dobrých výsledků, velké zkreslení na konci signálu má za následek nízkou (až zápornou) hodnotu výstupního zesílení. U ostatních metod filtrace nejsou výsledky těchto signálů zkreslené až tak, jako u EMD, nicméně i u těchto metod dosahuje výstupní zesílení těchto signálů velmi nízké úrovně.



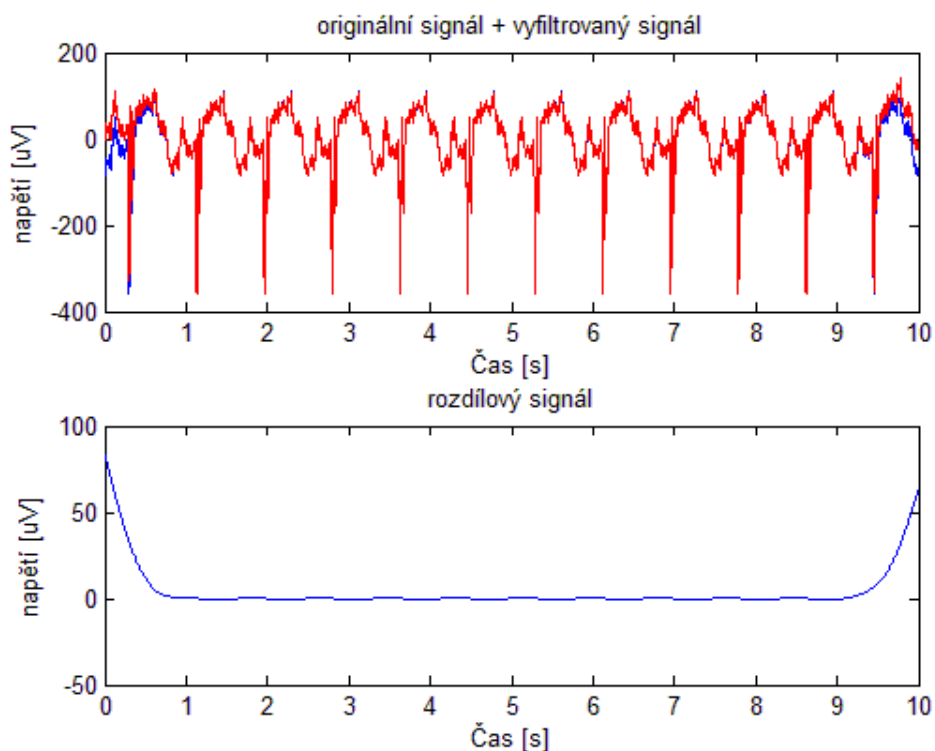
Obrázek 31: Rozklad signálu MA1_057_03 pomocí metody EMD.

Jak můžeme vidět na obrázku č. 31, nejvíce se artefakt v okolí posledního QRS komplexu projevuje v IMF5. nicméně odstranění této IMF společně se zbytkem není vhodné, protože IMF5 obsahuje i vyšší frekvence než jsou frekvence trendu. Proto by došlo ke znehodnocení signálu v celé jeho délce.



Obrázek 32: Nahoře: originální signál MA1_057_03 (modře) a vyfiltrovaný signál metodou EMD (červeně). Dole: rozdílový signál s velkým zkreslením na jeho konci.

Kromě problémům při filtraci tří více zmíněných signálů, dochází napříč všemi metodami během filtrace ke zkreslení okrajů signálu (obrázek č. 34). Tento jev nebývá pravidlem, nicméně se v menší či větší míře vyskytuje často. Při filtraci dlouhodobějších záznamů by řešením bylo odstranění několika stovek vzorků z obou okrajů vyfiltrovaného signálu, tím by se potlačilo zkreslení při výpočtu SNR signálu.



Obrázek 33: Nahoře: originální signál MAI_022_03(modře) a signál vyfiltrovaný metodou nulování spektrálních čar (červeně). Dole: rozdílový signál. Na tomto signálu je výborně vidět zkreslení konců signálu po filtraci.

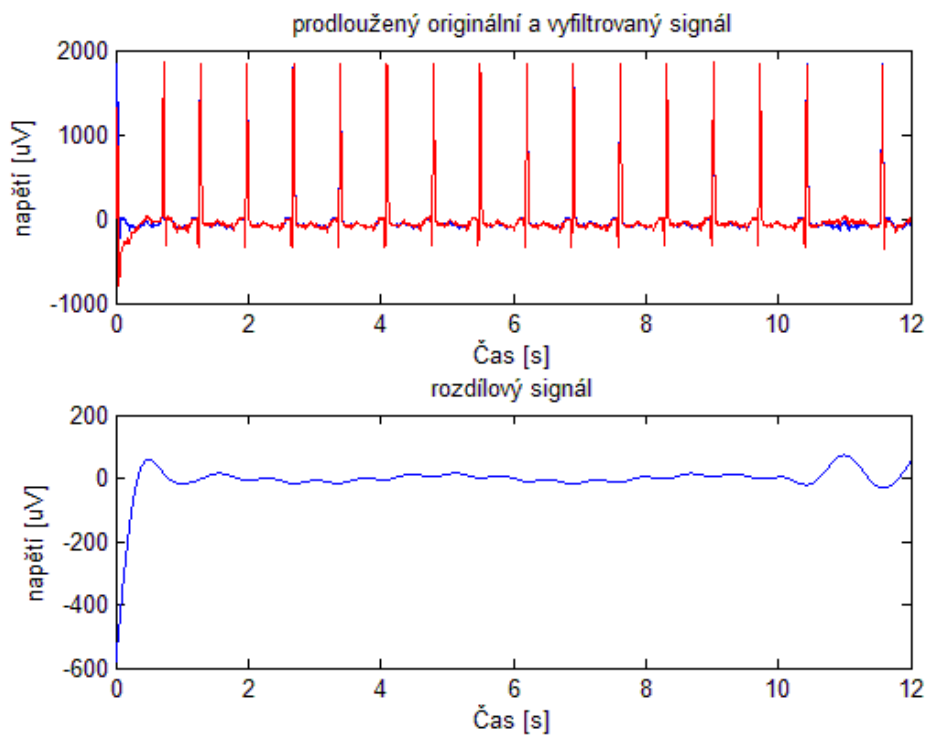
Při práci s krátkými záznamy signálu EKG, které obsahuje databáze CSE, by ztráta několika cyklů ze signálu mohla mít zásadní vliv na diagnostiku signálu. Proto jsem se pokusil signál na obou koncích uměle prodloužit, provést filtraci a po filtraci signál opět zkrátit na původní délku. Předpoklad byl takový, že by zkreslení projevilo opět na koncích již prodlouženého signálu a po jeho následném zkrácení na původní délku bychom dostali vyfiltrovaný signál bez zkreslení.

Prodloužení signálu jsem se snažil provést pomocí zrcadlení. Zvolil jsem krátký úsek 500 vzorků na začátku signálu, otočil ho v čase a umístil před signál. Obdobná operace byla provedena na konci signálu. Nicméně realita byla mnohdy jiná než předpoklad. V některých případech se prodloužení sice povedlo, ovšem v místě nápojů často vznikalo nové zkreslení signálu a po odstranění uměle navázaných konců nebylo zkreslení požadovaně sníženo. To je vidět na obrázcích č. 34 a 35.

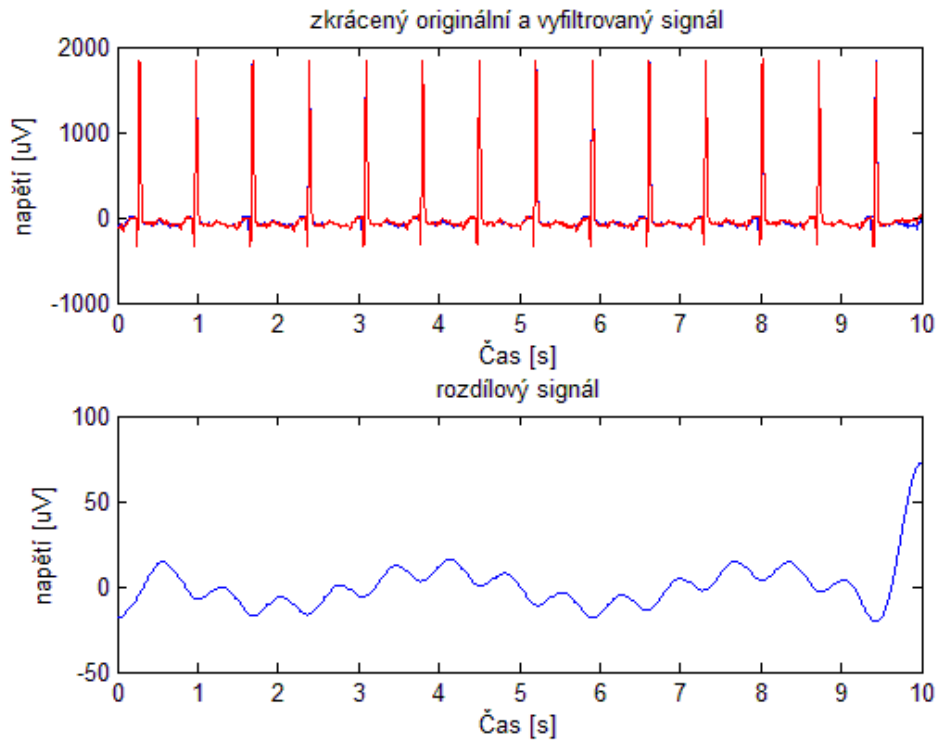
Vznik zkreslení v místě spojů záležel na tom, na jaké místo v signálu byl přetočený úsek signálu napojen. Spoj například vznikl přímo v komplexu QRS, nebo těsně za ním. Oba tyto případy měly negativní vliv na výsledek, protože v těchto místech docházelo k výraznému zkreslení vyfiltrovaného signálu. Na obrázku č. 34 můžeme naopak vidět, že v místě spoje je

příliš velký interval mezi dvěma komplexy QRS. Nicméně ve výsledku dochází ke stejnému zkreslení v místě spojů.

Z experimentu vyplývá, že tato primitivní metoda nemá dostatečně dobré výsledky na to, aby byla do programu implementována. Aby byly splněny předpoklady, že prodloužením signálu dojde k potlačení artefaktů na okrajích signálu, musela by být použita nějaká sofistikovanější metoda. Například by bylo vhodné detekovat uzlové body v signálu EKG a na základě těchto detekcí na signál uměle navázat část signálu tak, aby byla zajištěna návaznost a plynulost signálu. Toto řešení ovšem přesahuje rámec této diplomové práce.



Obrázek 34: Nahoře: prodloužený originální signál (modře) a vyfiltrovaný prodloužený signál (červeně). Dole: rozdílový signál



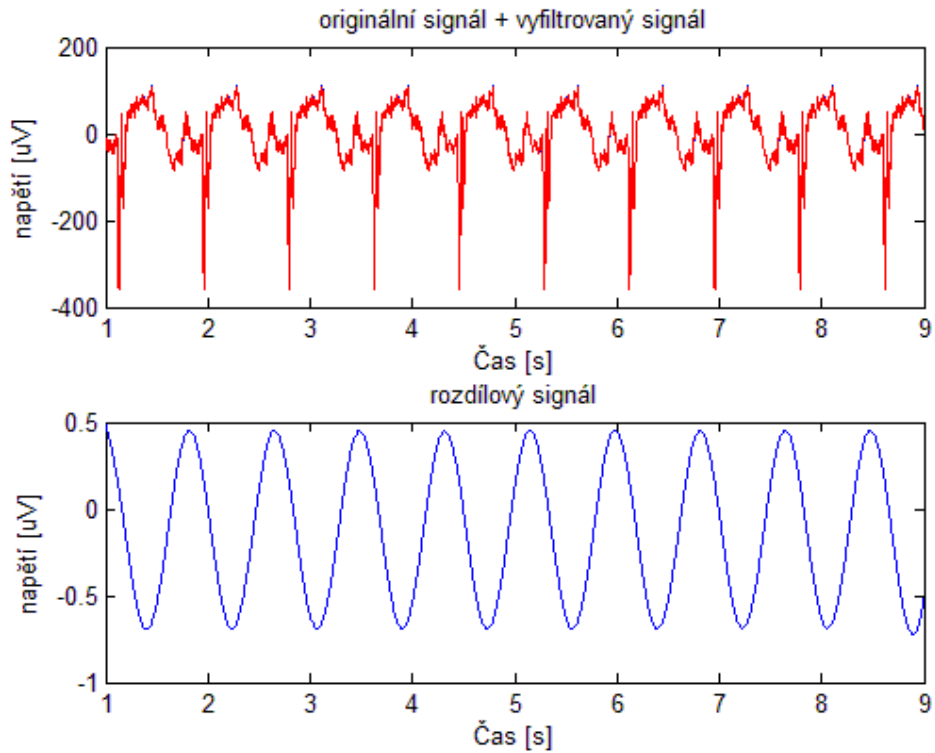
Obrázek 35: Nahoře: originální signál po zkrácení (modře) a vyfiltrovaný signál po zkrácení (červeně). Dole: rozdílový signál. Můžeme vidět, že konec signálu je i po zkrácení zkreslen

Protože zadáním této diplomové práce není diagnostika signálu EKG, ale porovnání a zhodnocení jednotlivých metod filtrace, byla na jednotlivých signálech provedena filtrace a následně byly začátky a konce signálů zkráceny. V tomto případě nevádí, že dojde k určité ztrátě diagnostické informace.

Proto po provedení filtrace zvolenou metodou je vyfiltrovaný signál zkrácen přesně o 500 vzorků na obou koncích. Tím dojde ke zkrácení signálu z 10 sekund na 8 sekund. Hlavním důvodem zkrácení je odstranění zkreslených konců signálu a tím zkvalitnění výsledků. Zkrácený signál k vidění na obrázku č. 36. Jedná se o zkrácený signál MA1_022_03, který je v plné délce vyobrazen na obrázku č. 33. Signál na obrázku č. 36 začíná v čase 1 sekunda, aby bylo zřejmé, že došlo ke zkrácení na obou koncích. Porovnání, jak velký rozdíl může vzniknout při odstranění zkreslení na okrajích signálu je k vidění v tabulce č. 7.2

Tab. 7.2: Příklad rozdílu výstupního zesílení signálu MA1_022_03 při zkrácení vyfiltrovaného signálu.

Signál	Počet vzorků	Výsledné zesílení [dB]
MA1_022_03	5000	28.5486
MA1_022_03	4000	97.5933



Obrázek 36: Nahoře: vyfiltrovaný signál (červeně). Tento signál překrývá originální signál, který kvůli velké podobě obou signálů není vidět. Dole: rozdílový signál.

Tab. 7.3: Hodnoty výstupního zesílení pro jednotlivé metody při zarušení lineárním trendem a zkrácení signálu. Vstupní SNR = 5 dB

Rozmezí zesílení [dB]	LINEÁRNÍ trend				
	EMD	FIR – HP	FIR - DP	IIR	Nulování sp. čar
záporné	0	0	0	0	0
0-10	2	0	0	1	1
10-20	32	10	0	46	2
20-30	55	23	1	155	4
30-40	68	66	6	118	1
40-50	74	75	11	50	1
50-60	71	67	8	5	34
60-70	42	39	25	0	235
70-80	16	32	60	0	92
80-90	9	17	77	0	5
90-100	6	15	49	0	0
100-110	0	18	50	0	0
110-120	0	11	39	0	0
Nad 120	0	2	49	0	0
Průměr	44,6375	56,8142	93,1427	30,1646	66,4721
SD	18,5102	24,2456	24,9432	8,6277	8,4240

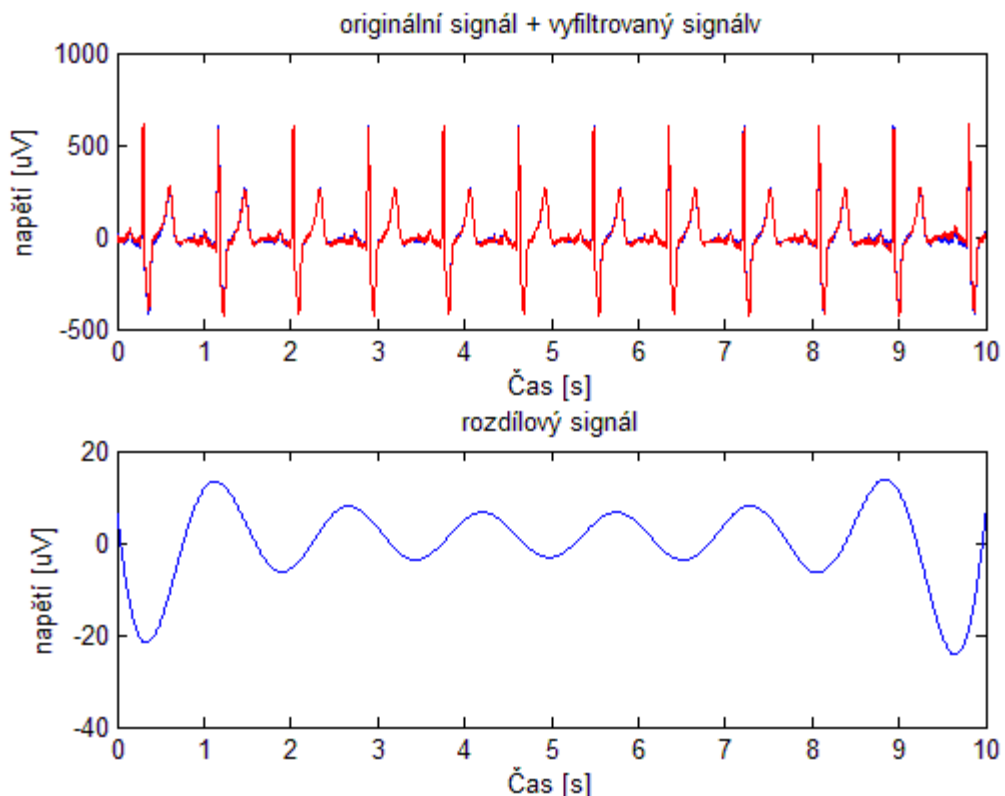
V tabulce č. 7.3 jsou vyhodnoceny výsledky výstupního zesílení signálu po odstranění 500 vzorků z obou konců signálu. V porovnání s tabulkou č. 7.1 došlo k výraznému zlepšení výstupního zesílení. Nejvýraznější rozdíl můžeme pozorovat u filtrace FIR typu DP, kde většina hodnot výstupního zesílení přesahuje hodnotu 70 dB. Průměrná hodnota $A_{výst}$ se téměř zdvojnásobila. Výrazného zlepšení bylo dosaženo také u metody nulování spektrálních čar, kdy se hodnoty výstupního zesílení zvýšily v průměru o ± 20 dB, přičemž směrodatná odchylka zůstává stále poměrně nízká. Naopak u metody EMD došlo pouze k malému zlepšení, průměrná hodnota $A_{výst}$ se zvýšila o 13 dB a téměř minimálního zlepšení bylo dosaženo u filtrace IIR. Tato metoda dosahuje hodnot $A_{výst}$ na úrovni těch, z tabulky č. 7.1, a ze všech použitých metod filtrace dosahuje nejhorších výsledků.

Celkově je tedy možné říct, že zkrácení signálů mělo velký vliv na zlepšení účinnosti filtrace a tím pádem je možné dosáhnout přesnějšího hodnocení filtrace jednotlivými metodami.

Testování bylo prováděno na signálech, jejichž vstupní SNR bylo 5 dB, 0dB a -5 dB. V této kapitole byly uvedeny pouze příklady jednotlivých hodnot zesílení výstupního signálu. V případě vstupního SNR 5 dB. Kompletní tabulky se nacházejí v příloze.

7.1 Srovnání

Při porovnání jednotlivých metod filtrace byla jako nejúspěšnější metoda vyhodnocena metoda nulování spektrálních čar (obrázek č. 37). Výhodou metody je vysoký poměr SNR a díky tomu i vysoká hodnota výstupního zesílení. Co se týče hodnot výstupního zesílení signálu, této metodě může konkurovat pouze filtrace FIR. Směrodatná odchylka metody nulování spektrálních čar byla ze všech filtrů nejnižší, což značí, že zesílení signálu použitím této metody dosahuje u většiny signálů velice podobných hodnot. Zatímco ostatní metody dosahovaly často velmi rozdílných hodnot zesílení výstupního signálu. Další výhodou této metody je rychlost jejího provedení. Jak je vidět v tabulce č. 7.4, její rychlost dosahovala výrazně nejlepších výsledků. Rozdíly v rychlostech se dostatečně projevovaly i při filtraci jednoho 10ti sekundového záznamu EKG. Jak můžeme vidět, při testování na celé databázi docházelo ještě k výraznějším rozdílům v rychlostech. Nevýhodou metody oproti ostatním je snižování účinnosti filtrace s rostoucí velikostí driftu v signále. To je způsobeno principem metody, kdy dojde k odstranění pouze prvních několika spektrálních čar. Při zvyšování velikosti trendu v signálu, se jeho spektrum rozprostírá i na vyšších frekvencích, které však po průchodu filtrem zůstávají nedotčené.

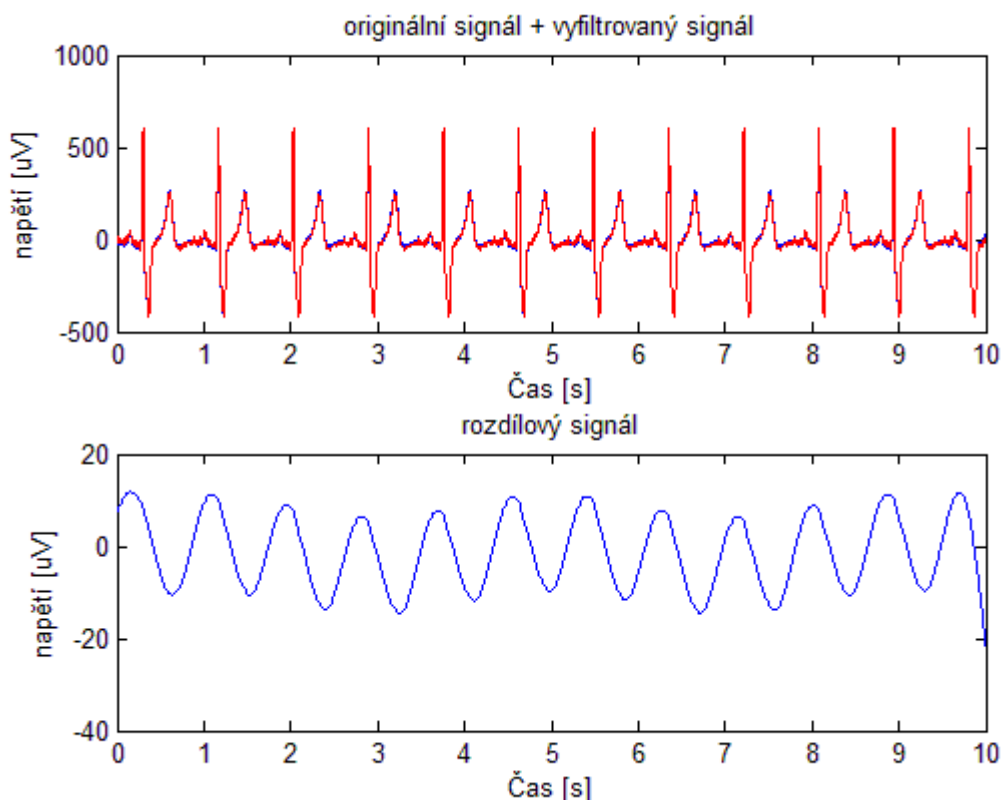


Obrázek 37: Nahoře: originální signál (modře) a signál vyfiltrovaný metodou nulování spektrálních čar (červeně). Dole: rozdílový signál.

Tab. 7.4: Časy trvání jednotlivých metod filtrace na 1 signálu a na celé databázi

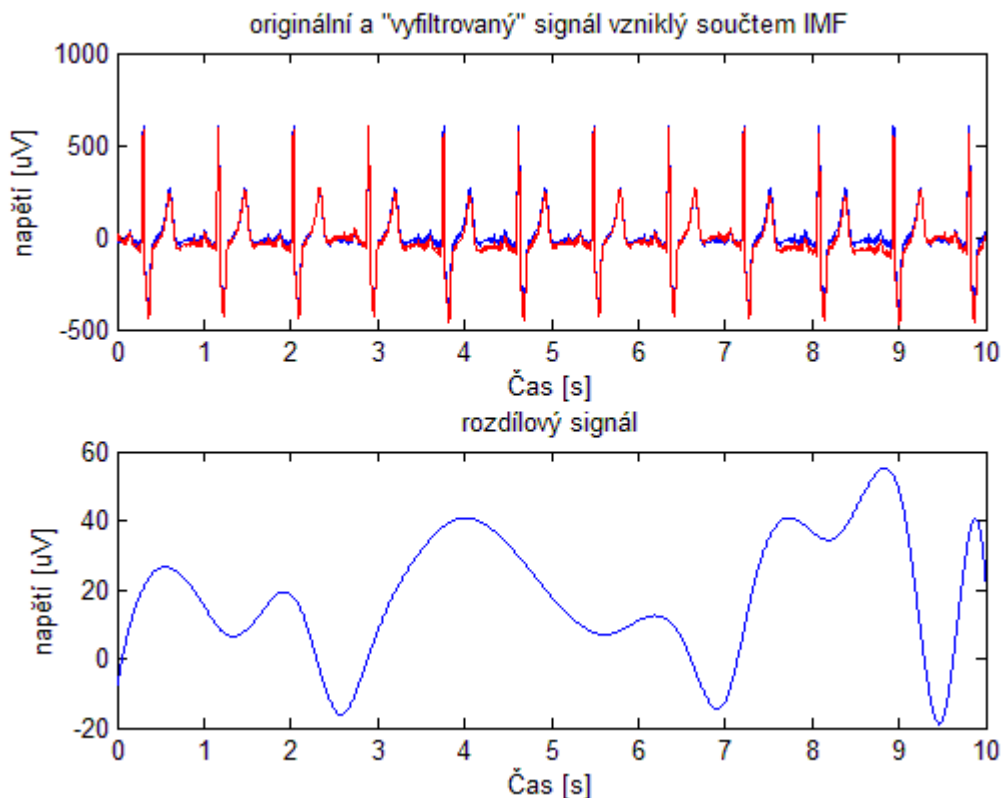
	EMD	FIR - HP	FIR - DP	IIR	Nulování
Pro 1 signál	0,353s	0,137s	0,134s	0,085s	0,034s
Pro celou databázi (375 signálů)	48.572s	8,918s	8,553s	1,260s	0,505s

Použitím filtrů FIR (obrázek č. 38) bylo dosaženo dobrých výsledků. Oba dva typy filtrů (HP i DP) dosahovaly vysokých hodnot zesílení. Nicméně výsledky obou typů filtrů byly v porovnání s nulováním spektrálních čar horší. Filtr FIR typu dolní propust dosahoval o něco nižších hodnot výstupního zesílení, ale jeho směrodatná odchylka byla velmi nízká. Velké množství signálů tedy dosahuje podobné hodnoty zesílení. Maximální hodnoty zesílení výstupního signálu u filtru typu horní propust dosahovaly sice vyšších hodnot, ale zároveň nejnižší hodnoty zesílení měly hodnotu asi o 20 dB nižší, než v případě DP. Směrodatná odchylka byla poměrně vysoká. Z pohledu rychlostí filtrace pomocí obou typů filtrů také není lehké určit, který z nich je pro filtraci driftu vhodnější, protože dosahovali velice podobných rychlostí.



Obrázek 38: Nahoře: originální signál (modře) a signál vyfiltrovaný metodou FIR - HP čar (červeně). Dole: rozdílový signál.

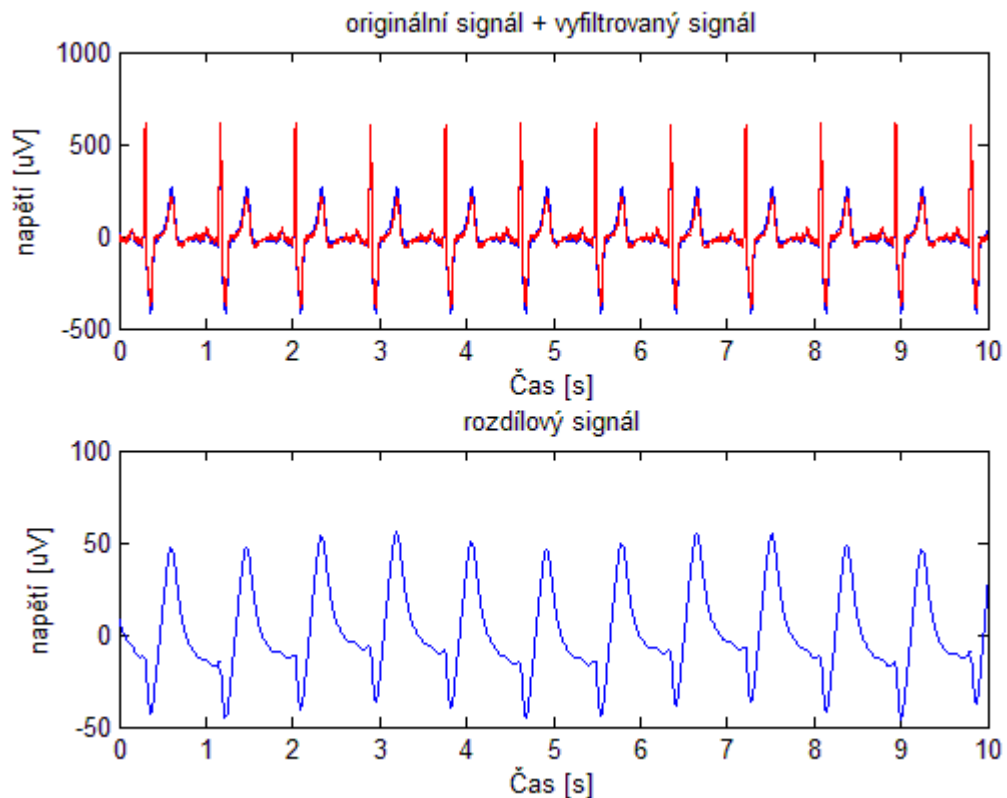
Metoda EMD nevykazovala příliš dobré výsledky. Hodnoty výstupního zesílení signálu byly poměrně nízké. Z principu metody ve vyfiltrovaném signálu vznikaly artefakty s nepravidelným časem výskytu i nepravidelným tvarem. To je zřejmě způsobeno využitím kubického splajnu. Jak je vidět na obrázku č. 39, rozdílový signál má hodně nepravidelný průběh. V horní části obrázku č. 39 můžeme vidět, že ze signálu byl poměrně hezky odstraněn sinusový trend, nicméně během filtrace došlo k tvarovým změnám částí signálu. Především se jedná o úseky mezi komplexy QRS. Tato vlastnost není příliš vhodná pro následnou diagnostiku vyfiltrovaného signálu. Další nevýhodou metody je její výpočetní náročnost. Z tabulky č. 7.4 vyplývá, že oproti nejlepšímu typu filtrace, tedy nulování spektrálních čar, metoda EMD dosahuje řádově 10x pomalejšího výpočtu na jednom 10s dlouhém signálu. Na celé databázi je rozdíl ve výpočtech ještě markantnější, metoda EMD je pomalejší přibližně 100x.



Obrázek 39: Nahoře: originální signál (modře) a signál vyfiltrovaný metodou EMD (červeně). Dole: rozdílový signál.

Jako nejhorší typ filtrace byla vyhodnocena metoda IIR. Tato metoda podle předpokladů dosahovala nejhoršího zesílení výsledného signálu ze všech testovaných metod. Nízká úroveň zesílení je způsobena zkreslením signálu vzhledem k nelineární fázové charakteristice filtru. To má za následek, že jsou ze signálu společně s driftem odstraněny i vyšší frekvence, což je viditelné na obrázku č. 40. toto zkreslení se projevuje především snížením velikosti komplexu

QRS a vlny T. Jedinou výhodou metody je její rychlost. Metoda IIR je přibližně 2x pomalejší než metoda nulování spektrálních čar, ale oproti ostatním metodám je její rychlost výrazně vyšší. Rychlost filtrace ale nevyrovná ostatní nedostatky metody.



Obrázek 40: Nahoře: originální signál (modře) a signál vyfiltrovaný metodou IIR (červeně). Dole: rozdílový signál.

Dále byly jednotlivé filtrace porovnávány z hlediska odstranění různých typů trendu v signálu. Lineární a zlomový trend byl nejlépe odstraněn pomocí obou typů filtrace FIR. Nulování spektrálních čar bylo s největším úspěchem použito na sinusovém a Gaussovském trendu. Odstranění vrcholového trendu mělo u zmíněných tří metod podobně dobré výsledky.

8. Závěr

Hlavním cílem diplomové práce byla programová realizace vybraných lineárních filtrů a metody Empirické modální dekompozice, a zhodnocení výsledků filtrace. Realizováno bylo 5 metod filtrace: FIR typu horní propust, FIR typu dolní propust, IIR typu horní propust, filtrace nulováním spektrálních čar a Empirická modální dekompozice.

Všechny metody byly testované na jak signálech v plné délce (10 sekund), tak na signálech zkrácených o 500 vzorků na obou koncích. Testování na zkrácených signálech přinášelo mnohem lepší výsledky, neboť do hodnot výstupního zesílení nebyla započítána zkreslení na okrajích signálů po filtraci.

Výsledky filtrace byly hodnoceny pomocí hodnot vstupních a výstupních SNR signálu, ze kterých bylo vypočítáno zesílení výstupního signálu odečtením SNR_{vs} od SNR_{vst}. Hodnocení bylo prováděno pro 5 různých uměle vytvořených trendů: lineární, Gaussovský, vrcholový, zlomový a sinusový, a pro 3 různá nastavení vstupního SNR 5 dB, 0 dB a -5 dB.

Z dosažených výsledků můžeme určit jako nejúčinnější způsob filtrace nulování spektrálních čar, jelikož zde docházelo k nejmenšímu zkreslení užitečného signálu během filtrace. Hodnota výstupního zesílení signálu byla na vysoké úrovni a nízká směrodatná odchylka této metody udává, že nedocházelo k velkým rozdílům zesílení mezi jednotlivými signály. Metoda nulování spektrálních čar má nízké výpočetní nároky a filtrace touto metodou je tedy velmi rychlá. Jedinou nevýhodou metody je, snížení účinnosti filtrace při zvyšujícím se šumu, jelikož dochází k nulování vždy stejného počtu spektrálních čar, ale při zvyšující se velikosti trendu je šumem postiženo více spektrálních čar, které při filtraci zůstávají nedotčené.

Filtrace pomocí FIR filtrů vykazovala výsledky téměř srovnatelné s nulováním spektrálních čar. U některých trendů dokonce lepší. V tomto ohledu byly výsledky srovnatelné. Nevýhodou oproti nulování spektrálních čar je rychlost metody. Pro 1 signál, dlouhý 10 sekund, je přibližně čtyřnásobně pomalejší, pro celou databázi pak výpočet trval přibližně 17x déle.

Metoda EMD nedosahovala příliš uspokojivých výsledků. Hodnoty zesílení výstupního signálu častokrát začínaly na nižších hodnotách než u ostatních filtrů. Dále docházelo ke zkreslení částí signálů mezi dvěma QRS komplexy. Drift byl sice odstraněn poměrně dobře, ale často docházelo ke zvlnění izolinie v těchto místech a tím dochází ke znehodnocení signálu pro diagnostické účely. Toto zvlnění připisují určité nepřesnosti kubického splajnu při tvorbě obálek signálu. Další nevýhodou metody EMD je rychlost výpočtu. Doba trvání filtrace byla daleko vyšší než u ostatních metod. Doba výpočtu výstupního zesílení na celém signálu byla téměř 100x vyšší než u nulování spektrálních čar.

Metoda IIR dosahovala podle předpokladů velmi špatných výsledků. Nevýhodami metody byly nízké úrovně výstupního zesílení. Při vstupním SNR 5 dB dosahovala úroveň výstupního zesílení od 0 dB do 60 dB, a maximálními hodnotami pouze kolem 30 dB. Při filtraci docházelo k výraznému zkreslení signálu vzhledem k nelineární fázové charakteristice. Docházelo k nechtěnému odfiltrování vyšších frekvencí, což mělo za následek snížení velikosti komplexů QRS a vln T. Jediným pozitivem metody je její rychlost, ale negativa této metody výrazně převažují.

Kvalita filtrace závisela kromě zvolených filtrů také na zvoleném trendu, který byl uměle přidán k původním signálům EKG. Nejlepší filtrace bylo napříč všemi metodami dosaženo u filtrace lineárního trendu, nejhorších výsledků bylo dosaženo u trendu vrcholového, kde docházelo k malému zkreslení v oblasti vrcholu trendu, který nebyl plně odstraněn, jelikož tento vrchol je tvořen vyššími frekvencemi, než které běžně tvoří drift.

Dále bylo prováděno testování zmíněných metod filtrace na signálech s různě velkým vstupním SNR. Jednalo se o SNR_{vs} 5 dB, 0 dB a -5 dB. Metoda nulování spektrálních čar dosahovala nejlepších výsledků výstupního zesílení signálu při hodnotě SNR_{vs} = 5 dB. Se snižujícím se SNR_{vs} klesala také účinnost filtrů. To je způsobeno principem metody, kdy při mezní frekvenci filtru 0,67 Hz dochází vždy k vynulování prvních 7 a posledních 6 spektrálních čar. Při zvýšení poměru trendu v signálu (snížení SNR_{vs}), trend postihuje i vyšší frekvence, které ovšem nulovány nejsou a proto ve vyfiltrovaném signálu zůstávají.

Podobně je na tom filtrace FIR typu DP. S klesajícím SNR_{vs} klesá i úspěšnost filtrace. To je dáno přenosovou charakteristikou filtrů, která není ideální. Kdyby byla přenosová charakteristika ideální, tak by úspěšnost filtrace pomocí metod FIR typu dolní propust i typu horní propust byla stejná. Protože však filtry ideální přenosovou charakteristiku nemají, u filtrace typu DP s rostoucím poměrem trendu v signálu klesá úspěšnost filtrace. Naopak u filtrace typu HP dochází ke zvýšení výstupního zesílení signálu, protože tím, jak roste poměr trendu signálu, vzniká větší rozdíl mezi vstupním a výstupním signálem a tím i mezi SNR_{vs} a SNR_{výst}.

Stejně tak u filtrace metodou EMD a IIR dochází ke zvýšení výstupního zesílení signálu s rostoucím poměrem trendu v signálu.

Literatura

- [1] BLANCO-VELASCO, Manuel, Binwei WENG a Kenneth E. BARNER. ECG signal denoising and baseline wander correction based on the empirical mode decomposition: Lecture Notes from the 2nd ERCOFTAC Summerschool held in Stockholm, 10-16 June, 1998. *Computers in Biology and Medicine*. 2008, vol. 38, issue 1, s. 1-13. DOI: 10.1016/j.compbiomed.2007.06.003. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0010482507001114>
- [2] BOUCHEHAM, B., Y. FERDI a M.C. BATOUCHE. Piecewise linear correction of ECG baseline wander: a curve simplification approach. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. 2005, vol. 78, issue 1, s. 1-10. DOI: 10.1016/j.cmpb.2004.10.008. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0169260704002299>
- [3] DAVIDEK, Vratislav a Pavel SOVKA. *Číslicové zpracování signálů a implementace*. Vyd. 2. přeprac. Praha: Vydavatelství ČVUT, 2002, 253 s. ISBN 80-01-02483-0.
- [4] ECHEVERRÍA, J. C., J. A. CROWE, M. S. WOOLFSON a B. R. HAYES-GILL. Application of empirical mode decomposition to heart rate variability analysis. *Medical*. 2001, vol. 39, issue 4, s. 471-479. DOI: 10.1007/bf02345370.
- [5] GANONG, William F. *Přehled lékařské fyziologie*. 20. vyd. Praha: Galén, c2005, xx, 890 s. ISBN 80-726-2311-7
- [6] HRAZDIRA, Ivo a Vojtěch MORNSTEIN. *Lékařská biofyzika a přístrojová technika: stručné skriptum*. 1. vyd. Brno: Neptun, 2001, 381 s. Česká matice technická (Academia). ISBN 80-902-8961-4.
- [7] JAN, Jiří. *Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálů*. Vyd. 1. Brno: VUT-VUTIUUM, 1997, 438 s. ISBN 80-214-0816-2.
- [8] KOLÁŘ, Radim. *Lékařská diagnostická technika - ALDT* [online]. [cit. 2015-01-01]. Přednáška elektrokardiografie, dostupná z: https://www.vutbr.cz/elearning/file.php/148608/Prednasky/ALDT_T4_ekg.pdf
Přednáška zesilovače pro snímání biologických signálů, dostupná z: https://www.vutbr.cz/elearning/file.php/134607/Prednasky/ALDT_T4_zesilovace.pdf

Přednáška elektrody pro snímání biologických signálů, dostupná z: https://www.vutbr.cz/elearning/file.php/134607/Prednasky/ALDT_T3_elektrody.pdf

- [9] KOZUMPLÍK, Jiří. *Analýza biologických signálů*. Skripta FEKT VUT v Brně, 2012.
- [10] KOZUMPLÍK, Jiří, Radim KOLÁŘ a Jiří JAN. *Číslíkové zpracování signálů v prostředí MATLAB*. Skripta FEKT VUT v Brně, 2001.
- [11] KOZUMPLÍK, Jiří. *Vlnkové transformace a jejich využití pro filtraci signálů EKG: Wavelet transforms and their use for filtering of ECG signals : zkrácená verze habilitační práce*. Brno: VUTIUM, 2005, 27 s. ISBN 80-214-3045-1.
- [12] KOZUMPLÍK J. *Multitaktní systémy*. Elektronická skripta. Brno: FEKT VUT v Brně, 2005. s. 1 (s.)
- [13] LI, Liping, Changchun LIU, Ke LI a Chengyu LIU. Comparison of Detrending Methods in Spectral Analysis of Heart Rate Variability. *World Academy of Science, Engineering and Technology*. 2011, roč. 81, s. 828-832.
- [14] OSMALČIK, Pavel. *Učebnice EKG* [online]. Univerzita Karlova v Praze, 3. lékařská fakulta [cit. 2014-12-21]. Dostupné z: <http://www.ucebnice-ekg.cz/>
- [15] OSWALD, Cyril a Ivo BUKOVSKÝ. *Nové metody a postupy v oblasti přístrojové techniky, automatického řízení a informatiky*. 1. Sborník odborného semináře ČVUT. Praha, 2011. ISBN 978-80-01-05041-5. Dostupné z: <http://www1.fs.cvut.cz/cz/u12110/vyzkum/Herbertov11.pdf#page=95>
- [16] PAN, Na, Vai MANG, Mai Peng UN a Pun Sio HANG. Accurate Removal of Baseline Wander in ECG Using Empirical Mode Decomposition. *2007 Joint Meeting of the 6th International Symposium on Noninvasive Functional Source Imaging of the Brain and Heart and the International Conference on Functional Biomedical Imaging*. 2007. DOI: 10.1109/nfsi-icfbi.2007.4387719.
- [17] ROKYTA, Richard. *Fyziologie: pro bakalářská studia v medicíně, ošetrovatelství, přírodovědných, pedagogických a tělovýchovných oborech*. 2., přeprac. vyd. Praha: ISV nakladatelství, 2008, 426 s. ISBN 80-866-4247-X.
- [18] ROZMAN, Jiří. *Elektronické přístroje v lékařství: stručné skriptum*. Vyd. 1. Praha: Academia, 2006, 406 s., xxiv s. barev. obr. příl. Česká matice technická (Academia). ISBN 80-200-1308-3.

- [19] SMITAL, L. Vlnková filtrace elektrokardiogramů. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2013. 99 s. Vedoucí dizertační práce doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.
- [20] SMITAL, Lukáš a Jiří KOZUMPLÍK. Filtrace signálu EKG s využitím vlnkové transformace. 2009, s. 6. Dostupné z:<http://www.elektrorevue.cz/cz/clanky/zpracovani-signalu/0/filtrace-signalu-ekg-s-vyuzitim-vlnkove-transformace/>
- [21] VÍCH, Robert a Zdeněk SMÉKAL. *Číslicové filtry*. Vyd. 1. Praha: Academia, 2000,218 s. ISBN 80-200-0761-x.
- [22] WILHELM, Zdeněk. Stručný přehled fyziologie člověka pro bakalářské studijní programy. 4. vyd. Brno: Masarykova univerzita, 2010, 117 s. ISBN 978-80-210-5283-3.
- [23] ZHAO, Zhi-dong a Yu-quan CHEN. A New Method for Removal of Baseline Wander and Power Line Interference in ECG Signals. *2006 International Conference on Machine Learning and Cybernetics*. 2006. DOI: 10.1109/icmlc.2006.259082.

Seznam příloh

PŘÍLOHA A	59
PŘÍLOHA B	62
PŘÍLOHA C	65
PŘÍLOHA D	68

PŘÍLOHA A - Hodnoty výstupního zesílení pro jednotlivé metody

Tab. A.1: Hodnoty výstupního zesílení pro lineární trend. SNR_{vs} = 5 dB. Signál obsahuje 5000 vzorků

Rozmezí zesílení [dB]	LINEÁRNÍ trend				Nulování sp. čar
	EMD	FIR - HP	FIR - DP	IIR	
záporné	3	0	2	0	0
0-10	14	6	9	5	1
10-20	41	19	11	60	3
20-30	79	39	16	154	4
30-40	94	85	38	108	25
40-50	95	92	78	47	342
50-60	36	84	102	1	0
60-70	11	33	68	0	0
70-80	2	16	31	0	0
80-90	0	1	14	0	0
90-100	0	0	6	0	0
100-110	0	0	0	0	0
110-120	0	0	0	0	0
Nad 120	0	0	0	0	0
Průměr	34,7431	44,0173	52,2484	28,7999	42,5347
SD	14,2402	15,0980	17,9535	8,7927	3,8076

Tab. A.2: Hodnoty výstupního zesílení pro Gaussovský trend. SNR_{vs} = 5 dB. Signál obsahuje 5000 vzorků

Rozmezí zesílení [dB]	GAUSSOVSKÝ trend				Nulování sp. čar
	EMD	FIR - HP	FIR - DP	IIR	
záporné	5	0	2	0	0
0-10	12	6	9	5	1
10-20	51	18	11	60	2
20-30	100	40	16	154	4
30-40	101	84	38	108	2
40-50	79	93	84	47	20
50-60	25	84	106	1	56
60-70	2	33	80	0	65
70-80	0	15	29	0	36
80-90	0	2	0	0	76
90-100	0	0	0	0	42
100-110	0	0	0	0	38
110-120	0	0	0	0	16
Nad 120	0	0	0	0	17
Průměr	31,5233	44,0214	50,4293	28,7918	80,2284
SD	12,7977	15,0763	15,8451	8,7848	26,4564

Tab. A.3: Hodnoty výstupního zesílení pro vrcholový trend. SNR_{vs} = 5 dB. Signál obsahuje 5000 vzorků

	VRCHOLOVÝ trend				
Rozmezí zesílení [dB]	EMD	FIR - HP	FIR - DP	IIR	Nulování sp. čar
záporné	4	0	2	0	0
0-10	15	7	9	5	1
10-20	53	18	11	59	3
20-30	92	41	18	155	3
30-40	110	86	43	109	4
40-50	81	94	101	46	23
50-60	20	88	131	1	86
60-70	0	35	60	0	255
70-80	0	6	0	0	0
80-90	0	0	0	0	0
90-100	0	0	0	0	0
100-110	0	0	0	0	0
110-120	0	0	0	0	0
Nad 120	0	0	0	0	0
Průměr	31,3008	43,1550	47,5564	28,7254	61,8130
SD	12,4046	14,1001	13,5948	8,7312	9,2779

Tab. A.4: Hodnoty výstupního zesílení pro zlomový trend. SNR_{vs} = 5 dB. Signál obsahuje 5000 vzorků

	ZLOMOVÝ trend				
Rozmezí zesílení [dB]	EMD	FIR - HP	FIR - DP	IIR	Nulování sp. čar
záporné	4	0	2	0	0
0-10	16	6	9	5	1
10-20	40	18	11	60	3
20-30	80	40	16	154	4
30-40	122	84	37	108	367
40-50	77	93	81	47	0
50-60	30	84	106	1	0
60-70	4	33	71	0	0
70-80	1	16	31	0	0
80-90	1	1	11	0	0
90-100	0	0	0	0	0
100-110	0	0	0	0	0
110-120	0	0	0	0	0
Nad 120	0	0	0	0	0
Průměr	33,2132	44,0140	51,1718	28,7939	36,8813
SD	13,3790	15,0500	16,6197	8,7851	2,9184

Tab. A.5: Hodnoty výstupního zesílení pro sinusový trend. SNR_{vs} = 5 dB. Signál obsahuje 5000 vzorků

Rozmezí zesílení [dB]	SINUSOVÝ trend				
	EMD	FIR - HP	FIR - DP	IIR	Nulování sp. čar
záporné	3	0	2	0	0
0-10	20	6	9	5	1
10-20	57	18	13	61	3
20-30	100	41	20	158	3
30-40	112	84	127	108	4
40-50	69	93	204	42	28
50-60	12	89	0	1	124
60-70	2	32	0	0	212
70-80	0	12	0	0	0
80-90	0	0	0	0	0
90-100	0	0	0	0	0
100-110	0	0	0	0	0
110-120	0	0	0	0	0
Nad 120	0	0	0	0	0
Průměr	29,8996	43,5584	37,6893	28,5644	57,4975
SD	12,1419	14,5140	8,7081	8,5998	7,5512

PŘÍLOHA B - Hodnoty výstupního zesílení pro jednotlivé metody

Tab. B.1: Hodnoty výstupního zesílení pro lineární trend. SNR_{vs} = 5 dB. Signál obsahuje 4000 vzorků

Rozmezí zesílení [dB]	LINEÁRNÍ trend				
	EMD	FIR - HP	FIR - DP	IIR	Nulování sp. čar
záporné	0	0	0	0	0
0-10	2	0	0	1	1
10-20	32	10	0	46	2
20-30	55	23	1	155	4
30-40	68	66	6	118	1
40-50	74	75	11	50	1
50-60	71	67	8	5	34
60-70	42	39	25	0	235
70-80	16	32	60	0	92
80-90	9	17	77	0	5
90-100	6	15	49	0	0
100-110	0	18	50	0	0
110-120	0	11	39	0	0
Nad 120	0	2	49	0	0
Průměr	44,6375	56,8142	93,1427	30,1646	66,4721
SD	18,5102	24,2456	24,9432	8,6277	8,4240

Tab. B.2: Hodnoty výstupního zesílení pro Gaussovský trend. SNR_{vs} = 5 dB. Signál obsahuje 4000 vzorků

Rozmezí zesílení [dB]	GAUSSOVSKÝ trend				
	EMD	FIR - HP	FIR - DP	IIR	Nulování sp. čar
záporné	1	0	0	0	0
0-10	7	0	0	1	0
10-20	36	10	0	46	4
20-30	81	23	1	155	3
30-40	90	67	7	118	1
40-50	75	74	11	50	3
50-60	52	67	11	5	8
60-70	25	39	62	0	44
70-80	5	33	283	0	71
80-90	3	18	0	0	39
90-100	0	26	0	0	68
100-110	0	18	0	0	54
110-120	0	0	0	0	43
Nad 120	0	0	0	0	37
Průměr	37,8439	55,9021	71,1752	30,1533	92,5287
SD	15,5788	22,4421	8,4699	8,6174	27,2842

Tab. B.3: Hodnoty výstupního zesílení pro vrcholový trend. SNR_{vs} = 5 dB. Signál obsahuje 4000 vzorků

	VRCHOLOVÝ trend				
Rozmezí zesílení [dB]	EMD	FIR - HP	FIR - DP	IIR	Nulování sp. čar
záporné	1	0	0	0	0
0-10	7	0	0	1	0
10-20	34	10	0	45	4
20-30	80	23	1	161	3
30-40	105	68	7	115	1
40-50	75	81	15	48	4
50-60	57	74	44	5	38
60-70	16	52	308	0	325
70-80	0	67	0	0	0
80-90	0	0	0	0	0
90-100	0	0	0	0	0
100-110	0	0	0	0	0
110-120	0	0	0	0	0
Nad 120	0	0	0	0	0
Průměr	36,9653	51,0805	60,6635	30,0605	63,7392
SD	13,7014	15,8322	5,3234	8,5384	7,4138

Tab. B.4: Hodnoty výstupního zesílení pro zlomový trend. SNR_{vs} = 5 dB. Signál obsahuje 4000 vzorků

	ZLOMOVÝ trend				
Rozmezí zesílení [dB]	EMD	FIR - HP	FIR - DP	IIR	Nulování sp. čar
záporné	1	0	0	0	0
0-10	4	0	0	1	0
10-20	26	10	0	46	4
20-30	60	23	1	155	3
30-40	100	66	6	118	2
40-50	84	77	12	50	8
50-60	53	67	10	5	128
60-70	32	37	36	0	228
70-80	10	30	128	0	2
80-90	4	23	182	0	0
90-100	1	42	0	0	0
100-110	0	0	0	0	0
110-120	0	0	0	0	0
Nad 120	0	0	0	0	0
Průměr	40,8699	55,6048	75,8577	30,1573	59,1454
SD	15,7964	21,7985	10,4108	8,6192	6,8309

Tab. B.5: Hodnoty výstupního zesílení pro sinusový trend. SNR_{vs} = 5 dB. Signál obsahuje 4000 vzorků

	SINUSOVÝ trend				
Rozmezí zesílení [dB]	EMD	FIR - HP	FIR - DP	IIR	Nulování sp. čar
záporné	0	0	0	0	0
0-10	12	0	0	1	0
10-20	41	10	0	46	4
20-30	95	23	1	159	3
30-40	98	66	18	116	1
40-50	75	78	356	50	4
50-60	41	69	0	3	25
60-70	11	46	0	0	56
70-80	1	40	0	0	216
80-90	1	43	0	0	65
90-100	0	0	0	0	1
100-110	0	0	0	0	0
110-120	0	0	0	0	0
Nad 120	0	0	0	0	0
Průměr	34,7634	52,9945	43,9945	29,9096	72,3804
SD	13,7433	17,9904	2,1963	8,3906	10,9337

PŘÍLOHA C - Hodnoty výstupního zesílení pro jednotlivé metody

Tab. C.1: Hodnoty výstupního zesílení pro lineární trend. SNR_{vs} = 0 dB. Signál obsahuje 4000 vzorků

Rozmezí zesílení [dB]	LINEÁRNÍ trend				Nulování sp. čar
	EMD	FIR - HP	FIR - DP	IIR	
záporné	1	0	0	0	0
0-10	1	0	0	0	0
10-20	21	2	0	5	1
20-30	56	15	0	106	6
30-40	69	43	2	157	0
40-50	61	80	12	85	2
50-60	75	71	9	21	64
60-70	45	52	8	1	296
70-80	28	38	46	0	6
80-90	9	21	78	0	0
90-100	7	26	63	0	0
100-110	2	19	38	0	0
110-120	0	8	51	0	0
Nad 120	0	0	68	0	0
Průměr	47,3052	60,6781	98,1427	35,1646	61,5462
SD	19,2452	22,2153	24,9432	8,6277	6,0213

Tab. C.2: Hodnoty výstupního zesílení pro Gaussovský trend. SNR_{vs} = 0 dB. Signál obsahuje 4000 vzorků

Rozmezí zesílení [dB]	GAUSSOVSKÝ trend				Nulování sp. čar
	EMD	FIR - HP	FIR - DP	IIR	
záporné	0	0	0	0	0
0-10	3	0	0	0	0
10-20	28	2	0	5	1
20-30	72	15	0	106	5
30-40	104	44	2	157	2
40-50	68	79	14	86	0
50-60	53	72	10	20	6
60-70	35	53	251	1	21
70-80	9	41	98	0	66
80-90	3	26	0	0	58
90-100	0	43	0	0	45
100-110	0	0	0	0	72
110-120	0	0	0	0	38
Nad 120	0	0	0	0	61
Průměr	40,0950	59,3808	67,2933	35,1294	97,2778
SD	15,4108	20,0089	5,7354	8,5955	26,3733

Tab. C.3: Hodnoty výstupního zesílení pro vrcholový trend. SNR_{vs} = 0 dB. Signál obsahuje 4000 vzorků

	VRCHOLOVÝ trend				
Rozmezí zesílení [dB]	EMD	FIR - HP	FIR - DP	IIR	Nulování sp. čar
záporné	0	0	0	0	0
0-10	1	0	0	0	0
10-20	31	2	0	6	1
20-30	74	15	0	110	5
30-40	118	52	3	153	2
40-50	88	85	19	88	2
50-60	52	95	353	18	129
60-70	11	126	0	0	236
70-80	0	0	0	0	0
80-90	0	0	0	0	0
90-100	0	0	0	0	0
100-110	0	0	0	0	0
110-120	0	0	0	0	0
Nad 120	0	0	0	0	0
Průměr	37,2655	52,4378	55,4463	34,8474	58,9648
SD	12,0853	12,4503	3,1884	8,3574	5,3433

Tab. C.4: Hodnoty výstupního zesílení pro zlomový trend. SNR_{vs} = 0 dB. Signál obsahuje 4000 vzorků

	ZLOMOVÝ trend				
Rozmezí zesílení [dB]	EMD	FIR - HP	FIR - DP	IIR	Nulování sp. čar
záporné	0	0	0	0	0
0-10	2	0	0	0	0
10-20	23	2	0	5	2
20-30	58	14	0	107	3
30-40	88	47	4	156	3
40-50	84	75	12	85	14
50-60	54	77	10	21	351
60-70	48	50	33	1	2
70-80	14	39	316	0	0
80-90	4	33	0	0	0
90-100	0	38	0	0	0
100-110	0	0	0	0	0
110-120	0	0	0	0	0
Nad 120	0	0	0	0	0
Průměr	43,1866	58,9957	72,8840	35,1409	53,8019
SD	15,8605	19,2942	7,4285	8,6028	4,8134

Tab. C.5: Hodnoty výstupního zesílení pro sinusový trend. SNR_{vs} = 0 dB. Signál obsahuje 4000 vzorků

	SINUSOVÝ trend				
Rozmezí zesílení [dB]	EMD	FIR - HP	FIR - DP	IIR	Nulování sp. čar
záporné	1	0	0	0	0
0-10	4	0	0	0	0
10-20	37	2	0	5	1
20-30	83	15	1	113	6
30-40	113	47	374	161	1
40-50	68	82	0	86	3
50-60	50	81	0	10	32
60-70	16	62	0	0	195
70-80	2	86	0	0	128
80-90	1	0	0	0	9
90-100	0	0	0	0	0
100-110	0	0	0	0	0
110-120	0	0	0	0	0
Nad 120	0	0	0	0	0
Průměr	36,4096	55,2067	37,9043	34,3865	67,7189
SD	13,7976	14,8421	1,0886	7,9467	8,6275

PŘÍLOHA D - Hodnoty výstupního zesílení pro jednotlivé metody

Tab. D.1: Hodnoty výstupního zesílení pro lineární trend. SNR_{vs} = -5 dB. Signál obsahuje 4000 vzorků

Rozmezí zesílení [dB]	LINEÁRNÍ trend				Nulování sp. čar
	EMD	FIR - HP	FIR - DP	IIR	
záporné	0	0	0	0	0
0-10	1	0	0	0	0
10-20	7	0	0	1	1
20-30	44	10	0	46	1
30-40	62	23	1	155	5
40-50	60	67	6	118	2
50-60	74	78	11	50	355
60-70	64	66	8	5	11
70-80	32	42	25	0	0
80-90	18	35	60	0	0
90-100	11	42	77	0	0
100-110	2	10	49	0	0
110-120	0	2	50	0	0
Nad 120	0	0	88	0	0
Průměr	52,1085	63,9201	103,1427	40,1646	55,7794
SD	18,8285	19,5227	24,9432	8,6277	4,1942

Tab. D.2: Hodnoty výstupního zesílení pro Gaussovský trend. SNR_{vs} = -5 dB. Signál obsahuje 4000 vzorků

Rozmezí zesílení [dB]	GAUSSOVSKÝ trend				Nulování sp. čar
	EMD	FIR - HP	FIR - DP	IIR	
záporné	0	0	0	0	0
0-10	1	0	0	0	0
10-20	11	0	0	1	0
20-30	55	10	0	46	4
30-40	100	23	1	156	3
40-50	97	67	10	117	1
50-60	61	78	20	50	3
60-70	33	69	344	5	8
70-80	15	54	0	0	44
80-90	1	61	0	0	71
90-100	1	13	0	0	39
100-110	0	0	0	0	66
110-120	0	0	0	0	56
Nad 120	0	0	0	0	80
Průměr	42,9221	62,1588	62,2515	40,0554	102,0326
SD	14,3397	17,0782	3,4907	8,5280	25,5469

Tab. D.3: Hodnoty výstupního zesílení pro vrcholový trend. SNR_{vs} = -5 dB. Signál obsahuje 4000 vzorků

	VRCHOLOVÝ trend				
Rozmezí zesílení [dB]	EMD	FIR - HP	FIR - DP	IIR	Nulování sp. čar
záporné	0	0	0	0	0
0-10	0	0	0	0	0
10-20	7	0	0	1	1
20-30	65	11	0	47	3
30-40	134	29	1	168	3
40-50	117	93	201	117	4
50-60	47	143	173	42	364
60-70	5	99	0	0	0
70-80	0	0	0	0	0
80-90	0	0	0	0	0
90-100	0	0	0	0	0
100-110	0	0	0	0	0
110-120	0	0	0	0	0
Nad 120	0	0	0	0	0
Průměr	38,6251	52,2560	49,5895	39,2271	53,3535
SD	9,7894	8,9583	1,7084	7,8634	3,6586

Tab. D.4: Hodnoty výstupního zesílení pro zlomový trend. SNR_{vs} = -5 dB. Signál obsahuje 4000 vzorků

	ZLOMOVÝ trend				
Rozmezí zesílení [dB]	EMD	FIR - HP	FIR - DP	IIR	Nulování sp. čar
záporné	0	0	0	0	0
0-10	2	0	0	0	0
10-20	8	0	0	1	0
20-30	56	10	0	46	4
30-40	75	22	1	158	5
40-50	91	72	7	115	348
50-60	79	74	15	50	18
60-70	40	70	162	5	0
70-80	17	53	190	0	0
80-90	7	74	0	0	0
90-100	0	0	0	0	0
100-110	0	0	0	0	0
110-120	0	0	0	0	0
Nad 120	0	0	0	0	0
Průměr	45,5890	61,6667	68,4585	40,0894	47,9149
SD	15,2143	16,3534	4,8600	8,5537	3,1503

Tab. D.5: Hodnoty výstupního zesílení pro sinusový trend. SNR_{vs} = -5 dB. Signál obsahuje 4000 vzorků

	SINUSOVÝ trend				
Rozmezí zesílení [dB]	EMD	FIR - HP	FIR - DP	IIR	Nulování sp. čar
záporné	0	0	0	0	0
0-10	2	0	0	0	0
10-20	28	0	0	1	0
20-30	71	10	10	53	4
30-40	118	24	365	179	3
40-50	99	80	0	131	4
50-60	41	91	0	11	71
60-70	14	170	0	0	276
70-80	2	0	0	0	17
80-90	0	0	0	0	0
90-100	0	0	0	0	0
100-110	0	0	0	0	0
110-120	0	0	0	0	0
Nad 120	0	0	0	0	0
Průměr	37,6062	56,1673	31,5693	37,9806	61,5222
SD	12,2019	11,3777	0,5610	6,9207	6,0669