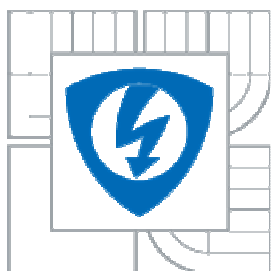




VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV RADIOELEKTRONIKY

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF RADIOELEKTRONICS

PŘEDZPRACOVÁNÍ EKG SIGNÁLU PRO DETEKCI VÝZNAMNÝCH BODŮ

PREPROCESSING OF ECG SIGNALS FOR DETECTION OF SIGNIFICANT POINTS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

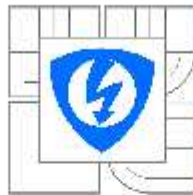
AUTOR PRÁCE
AUTHOR

MARTIN STROUHAL

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

ING. MARTIN VÍTEK

BRNO 2011



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNE

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav radioelektroniky

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor
Elektronika a sdělovací technika

Student: Martin Strouhal

ID: 98477

Ročník: 3

Akademický rok: 2010/2011

NÁZEV TÉMATU:

Předzpracování EKG signálu pro detekci významných bodů

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Nastudujte problematiku filtrace a předzpracování EKG signálů. Navrhněte blokové schéma banky filtrů, jejichž výstupem budou signály vhodné pro detekci významných bodů EKG signálu. Realizujte navrženou banku filtrů v Matlabu. Srovnajte vlastnosti signálů před a po zpracování bankou filtrů, vzhledem k možnosti detekce významných bodů.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] MARTÍNEZ, J. P., OLMOS, S. Methodological principles of T wave alternans analysis: a unified framework. In IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2005, vol. 52, no. 4, pp. 599-613.

[2] MARTÍNEZ, J. P., ALMEIDA, R., OLMOS, S., ROCHA, A. P., LAGUNA, P. A wavelet-based ECG delineator: evaluation on standard databases. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2004, vol. 51, no. 4, pp. 570-581.

Termín zadání: 7.2.2011

Termín odevzdání: 27.5.2011

Vedoucí práce: Ing. Martin Vitek

prof. Dr. Ing. Zbyněk Raida
Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

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

Anotace

Práce si klade za cíl nalezení neoptimalnějších parametrů filtrů pro odstranění parazitních složek reálného EKG signálu. Je zde stručně popsán vznik a kmitočtové vlastnosti EKG signálu i nejčastější zdroje rušení. Je zde uveden krátký rozbor několika známých metod odstranění rušení.

K odstranění parazitických složek reálného EKG je použito různých Lynnových filtrů a zkoumány jejich ideální parametry jako šířka potlačovaného pásma nebo maximální mezní frekvence.

Vytvořil jsem několik číslicových filtrů v jednoduchém i kaskádním zapojení a následně je testoval na záznamech EKG snímaných za reálných podmínek. Dále jsem EKG signál zkoušel zpracovat pomocí metody AMCD a v takto upraveném signálu detekoval QRS komplexy.

Klíčová slova: signál EKG, brum, drift nulové izoliny, R vlna, T vlna, QRS, Lynnovy filtry, AMCD

Abstract

This work aims to find out the best parameters of filters for getting out parasitic elements in ECG signal. There is shortly described origin and frequency qualities of ECG signal as well as the most frequent sources of noise. There is short analysis of today known methods of getting out noise.

To smoothing out of parasitic elements are used Lynn filters and investigated their ideal parameters.

I made several filters in simple and cascade design and tested them on real ECG records. I tried to process ECG by AMCD method and detect QRS.

Key words: signal ECG, brum, drift, R wave, T wave, QRS, Lynn filters, AMCD

STROUHAL, M. *Předzpracování EKG signálu pro detekci významných bodů*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2011. 37 s.
Vedoucí bakalářské práce Ing. Martin Vítek.

Prohlášení

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci na téma Předzpracování EKG signálu pro detekci významných bodů jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce 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 27. května 2011

.....
podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce Ing. Martinu Vítkovi za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne 27. května 2011

.....
podpis autora

Úvod.....	7
1. Elektrokardiogram a jeho snímání	8
1.1. Elektrokardiogram.....	8
1.2. 12 svodové EKG	9
2. Frekvenční vlastnosti signálu EKG a jeho rušení	12
2.1. Dělení signálových filtrů	13
2.2. Aditivní rušení na nízkých kmitočtech.....	14
2.3. Síťového rušení v EKG signálu.....	16
3. Lynnovy filtry	17
3.1. Parametry filtru pro odstranění driftu nulové izolinie.....	17
3.2. Parametry filtru pro odstranění rušení ze sítě.....	19
3.3. Realizace filtrů pro potlačení driftu.....	22
3.3.1. Ověření filtrů pro potlačení driftu	22
3.3.2. Určení maximální mezní frekvence kaskádní horní propusti.....	26
3.4. Realizace filtrů pro odstranění síťového rušení.....	30
3.4.1. Ověření filtrů pro odstranění síťového rušení	31
Kaskádní pásmovou zádržní s přenosovou funkcí (30) byl filtrován referenční signál se vzorkovací frekvencí 500 Hz, který je i se spektrem zobrazen na obrázku č.33. Na obrázku 34 je výstupní signál po filtraci s šířkou potlačovaného pásma 3 Hz.	33
4. AMCD Average magnitude cross –difference	37
4.1.Zpracování EKG a detekce QRS.....	37
4.2.Vyhodnocení detekce	40
Závěr.....	43
Seznam použité literatury	44
Seznam zkratk	45
Příloha – zdrojové kódy	46

Úvod

Elektrokardiogram bývá nepostradatelný informační zdroj pro diagnostiku celé řady srdečních onemocnění a poruch. Některé patologické jevy v signálu EKG nejsou patrné pohybovým okem, ale může je odhalit počítačové zpracování EKG záznamu. Při snímání v reálných podmínkách dochází k silnému zarušení EKG. Proto je nutné takové signály nejprve zbavit parazitních složek a pokud možno neporušit původní signál.

V první kapitole této práce je rozebrán význam jednotlivých vln a kmitů EKG a způsob jeho snímání. V druhé kapitole se zabývám frekvenčními vlastnostmi EKG signálu a jeho rušení. Jsou zde i zmíněny různé metody odstraňování těchto rušení.

Ve třetí kapitole jsem zkoumal možnosti předzpracování zarušeného signálu pomocí Ljapunových filtrů. U filtrace driftu nulové izoliny jsem se pokusil určit maximální mezní frekvenci horní propusti, při níž ještě nedochází k poškození užitečného signálu. U filtrace síťového rušení jsem hledal optimální šířku potlačovaného pásma okolo frekvence 50 Hz, při které by filtr vykazoval nejvyšší odstup signálu od šumu.

Čtvrtá kapitola se zabývá využitím metody AMCD ke zpracování EKG signálu pro detekci počátku QRS komplexu. Následně jsem vyhodnocoval úspěšnost detekce.

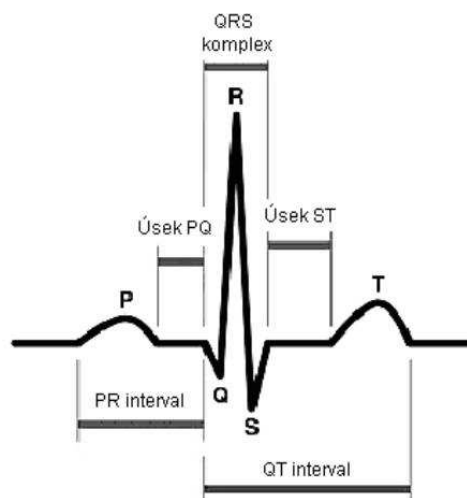
1. Elektrokardiogram a jeho snímání

1.1. Elektrokardiogram

EKG je zkratka slova elektrokardiogram. Jedná se o grafický záznam pocházející z přístroje zvaného elektrokardiograf. Metoda vyšetřování srdce pomocí EKG vznikla před více než 100 lety, kdy Einthoven uveřejnil své studie o galvanometrickém záznamu činnosti lidského srdce. Pokus, který byl tehdy zveřejněn je popsán v knize EKG a jeho hodnocení. Einthoven zjistil, že srdce člověka je zdrojem elektrické aktivity a zaznamenal ji pomocí dvou elektrod (senzorů) umístěných na obou předloktícha spojených stříbrnou strunou umístěnou mezi oběma póly silného permanentního magnetu. Zjistil, že stříbrná struna se pohybuje synchronně s činností srdce; pro zviditelnění malých výchylek osvětlil strunu ostrým zdrojem světla a stín jejích vlnivých pohybů byl zapisována pohybuje se fotografický papír. Einthoven zapsal vlny i kmity a označil první hladcekonturovanou vlnu P, hrotnaté kmity QRS a poslední zapsanou vlnu jako vlnu T. [1]

Elektrokardiograf je tedy přístroj fungující na podstatě galvanometru. Zachycuje elektrickou aktivitu srdce pomocí elektrod umístěných na těle pozorované osoby a zaznamenává příslušné výchylky na speciální papír (či elektronicky) pro následnou analýzu a diagnostiku. Metoda vyšetření srdce pomocí EKG je více než sto let stará, přesto je stále nejpoužívanější metodou. Je tomu pro její dostupnost, univerzálnost a spolehlivost. Elektrokardiogram se skládá z několika částí. To je způsobeno různou elektrickou činností v jednotlivých oblastech srdce. Vlny depolarizace a repolarizace se pro svou vlastnost velikosti a směru nahrazují vektory. V srdci je popsáno hned několik takových vektorů, každý má několik složek a vzájemně se dále skládají. Při postupu vlny směrem k elektrodě se zaznamenává kladná výchylka a při postupu od elektrody výchylka záporná. Z toho plynou rozdíly záznamu z jednotlivých elektrod podle umístění na povrchu těla.

Na obrázku č. 1 pozorujeme, že vlna P předchází depolarizaci komor, odpovídá totiž postupné depolarizaci síní. První polovina vlny P znázorňuje průchod pravou síní a druhá polovina síní levou. QRS komplex je spjat s depolarizací komor a tedy s následnou systolou komor. Vlna T znázorňuje repolarizaci komor a revitalizaci srdce. EKG se využívá k okamžitému odhalení poruch činnosti srdce jako je infarkt myokardu (akutní i například dříve prodělaný), různé arytmie, syndromy a pod. [1]



Obr. 1 Schéma charakteristických kmitů a vln EKG

Elektrokardiogram se skládá z několika specifických částí. Obecně se popisuje počáteční vlna P, QRS komplex a vlna T. Každá složka EKG má svá specifika a význam. Na jejich rozboru v jednotlivých svodech je založeno hodnocení EKG.

Vlna P

P vlna je první výchylka v EKG. Jedná se o zobrazení postupu elektrické aktivace síněmi. První část P vlny je spjata s depolarizací pravé síně, střední s přechodem mezi pravou a levou síní a konec vlny ukazuje postup vzruchu levou síní. P vlna je malá oblá výchylka. Nestandardní vzhled P vlny v určitých svodech může odhalit především choroby a abnormality funkce síní.

QRS komplex

QRS komplex znázorňuje postup depolarizace svalovinou komor. Mezi jednotlivými svody nalézáme v tomto hrotnatém komplexu velkou variabilitu. Obecně platí, že Q je hluboký kmit dolů, R vysoký kmit nahoru a S opět dolů. Vznik tohoto komplexu je složitý, skládá se z několika vektorů elektrických impulzů procházejících svalovinou obou komor a mezikomorové přepážky. Podle umístění jednotlivých elektrod vzhledem ke směru protékajícího proudu se daném svodu zaznamenává kladná nebo záporná výchylka. Velikost výchylek je dána velikostí el. proudu, úhlem umístění elektrody k danému vektoru a vzdáleností elektrody. Hodnocením QRS komplexu v jednotlivých svodech lze odhalit srdeční infarkt, blok jednoho z Tawarových ramének nebo srdeční hypertrofie. Na podobě QRS komplexu v jednotlivých svodech se nejvíce projevuje rotace srdce proti či po směru hodinových ručiček. Rotace srdce je jeho fyziologická vlastnost a neznačí žádné nemoci či poruchy.

Vlna T

T vlna je u většiny lidí poslední výchylkou záznamu EKG. Následuje těsně po QRS komplexu a značí repolarizaci komor. V čase, kdy se zapisuje výchylka vlny T, již probíhá mechanická systola komor. Vlna T má zaoblený široký tvar a směr výchylky odpovídá převažující výchylce QRS komplexu, protože vlna repolarizace následuje vlnu depolarizace. Důležitým faktem pro hodnocení T vlny je spotřeba energie při pochodech souvisejících s jejím vznikem. Jedná se především o sodíko-draslíkové pumpy přečerpávající ionty Na⁺ na svá původní místa vně membrány při repolarizaci buněk svaloviny. Díky tomuto propojení se spotřebou energie nalézáme značnou fyziologickou variabilitu T vlny v závislosti na nejrůznějších vnitřních i vnějších okolnostech. Vlna T je velmi variabilní a její hodnocení značně nejisté a obtížné. Hodnotí se inverzní chování v jednotlivých svodech, velikost voltáže či elevace úseku ST. Tvar T vlny se mění při obrovském množství srdečních poruch, ale též fyziologických stavů a nemocí se srdcem nepřímo souvisejících. Při pozorném hodnocení kombinovaném s dalšími projevy a nálezy se může T vlna použít k diagnostice, ale jen v minimu případů se jedná o jednoznačný diagnostický znak.

1.2. 12 svodové EKG

Obraz elektrické činnosti srdce je závislý na umístění elektrody na povrchu těla. V oblasti hrudníku a zad se napětí mění s každým centimetrem na rozdíl od končetin, které se chovají jako lineární vodiče. Naměříme tedy stejné hodnoty na rameni jako na zápěstí. V dnešní době se nejčastěji používá dvanáctisvodové EKG. Skládá se ze tří zesílených unipolárních končetinových svodů, tří bipolárních končetinových svodů a šesti hrudních svodů.

Unipolární končetinové svody – aVR, aVL, aVF

Základní unipolární končetinové svody kolem srdce tvoří trojúhelník. Jsou označovány jako aVL, aVR a aVF. Písmena L, R a F značí umístění. L – levá horní končetina, R – pravá horní končetina a F – levá dolní končetina (viz obr. 6 vpravo). Na pravou dolní končetinu se zpravidla umísťuje uzemňovací neutrální elektroda. Tyto končetinové svody jsou označovány jako unipolární, ale ze samotné podstaty galvanometru musí být měřeno napětí mezi dvěma místy. Odtud písmeno V – voltáž, označující tzv. referenční svod – svorku, která spojuje dohromady svody L, R a F.

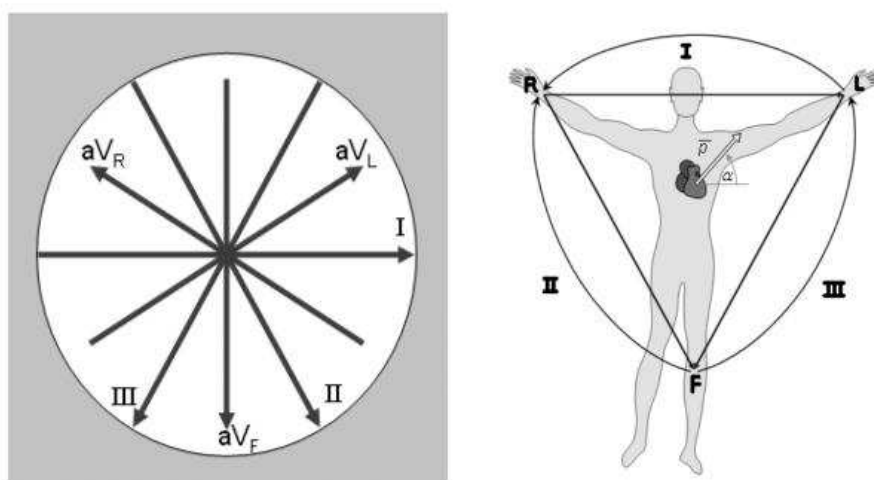
Bipolární končetinové svody – I, II, III

Bipolární končetinové svody vznikají propojením jednotlivých unipolárních svorek. Například svod I ukazuje rozdíl napětí mezi horními končetinami. Umístění vzhledem k srdci je takové, že svod I je po levé straně kus pod levou paží, svod II vlevo od levé dolní končetiny a svod III vpravo od levé dolní končetiny (viz obr. 6 vlevo). Svody II, III a aVF společně hledí na spodní stranu srdce a z nich měřené EKG má společné prvky. Při některých vyšetřeních se nepoužívá dvanáctisvodové EKG a je potřeba vybrat jen dva nejvýznamnější končetinové svody. V těchto případech se z pravidla používají svody I a aVF. [1]

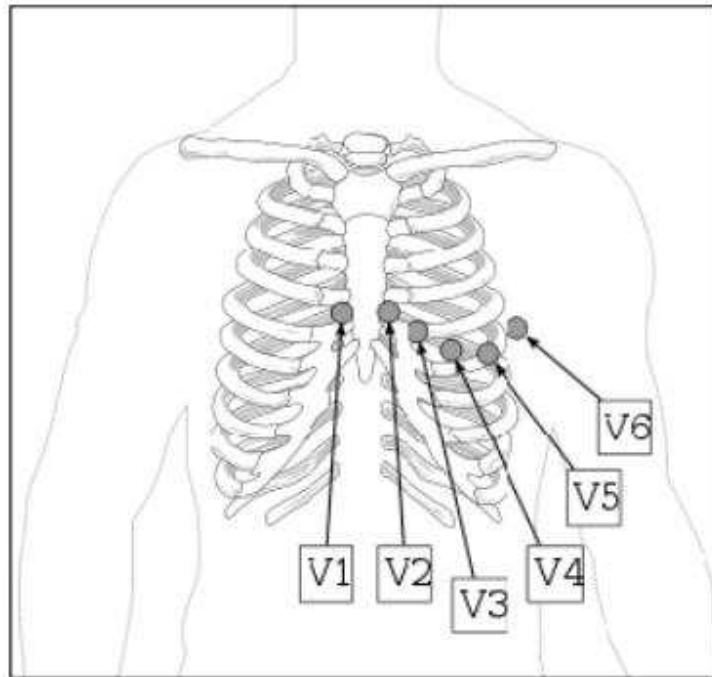
Hrudní, prekordiální svody – V1 – V6

Na rozdíl od končetinových svodů jsou hrudní svody lokalizovány v horizontální rovině. Je jich šest a poskytují nám další cenné pohledy na elektrickou činnost srdce, obecně z přední a levé strany. Elektrody jsou oproti končetinovým svodům blíže k srdci a proto není potřeba signal nijak zesilovat. První dva svody jsou umístěny nad pravou komorou, svody V2 a V3 blízko mezikomorové přepážky, V4 hledí na hrot srdce a V5, V6 se nachází z boku k levé komoře podobně jako končetinové svody I a aVL. Je velmi důležité dbát na přesné umístění jednotlivých elektrod. Pokud dojde k chybě, třeba i relativně malému posunu, může být výsledný záznam změněn a vést k falešným diagnózám. [2]

6 končetinových svodů



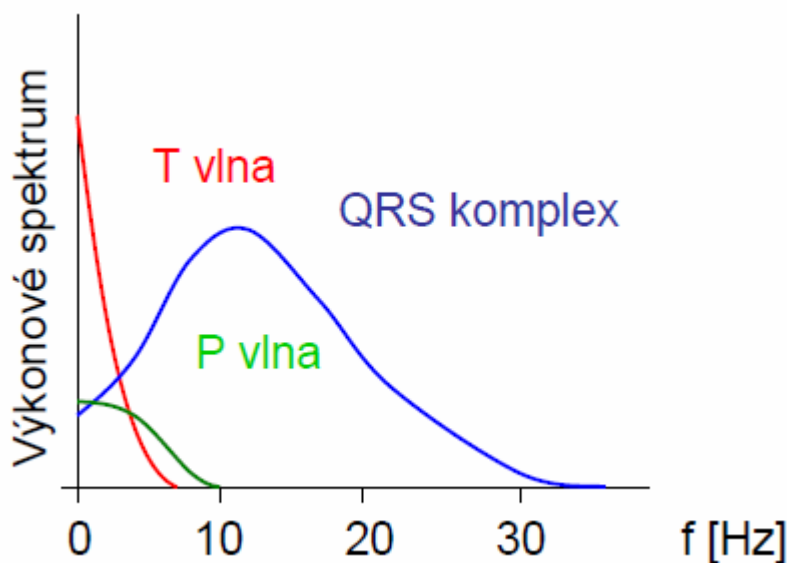
Obr. 2 Umístění končetinových svodů



Obr. 3 Přesné umístění 6 hrudních svorek

2. Frekvenční vlastnosti signálu EKG a jeho rušení

Reálný signál EKG je směs užitečného signálu generovaných srdečním svalem a parazitními signály, které jsou k tomuto užitečnému signálu přičítány. Převážná část výkonu užitečného signálu EKG se vyskytuje v oblasti do 40Hz, ale u některých jedinců se vyskytují i složky o frekvenci až do 500Hz [3]. Na obrázku č.4 je schématicky znázorněno spektrum EKG signálu I s frekvenčními pásmy nejdůležitějších složek EKG.



Obr. 4 Spektrum nejdůležitějších složek EKG

I v ideálních podmínkách, při snímání klidového EKG, může vznikat šum nad 100Hz díky chvění kosterního svalstva, proto většina přístrojů je konstruována tak, aby přenášela signály do 100Hz, abychom se vyhnuli složitějším realizacím. Nejvýznamnější rušivé signály zaujímají tři frekvenční pásma. Oblast nízkých kmitočtů asi do 1.5Hz, které vzniká například vlivem elektrochemických dějů mezi pokožkou a elektrodou, dýchání pacienta a pomalé pohyby (cca do 1.5Hz) [4]. Dále oblast síťového kmitočtu v okolí 50Hz a jeho násobků, které se indukují z elektrické sítě, což může způsobit velké potíže při snímání zátěžového EKG nebo při dlouhodobém monitorování, a myopotenciály, které mají náhodný charakter a jsou nejproblematictějšími parazitními signály pro filtraci při snímání zátěžového EKG [4].

Při návrhu filtru a jeho aplikaci musíme brát v potaz několik aspektů, které jsou velmi důležité z hlediska použitelnosti filtru. Zejména zkrácení časového průběhu užitečného signálu. Filtr musí být maximálně účinný při potlačení rušení, pro který je určen. Dalšími, velmi důležitými prvky jsou spolehlivost, neovlivnitelnost dalšími signály a zkrácení. V neposlední řadě jeho složitost. Například pro pouhé zobrazení signálu pro lékaře, které má pouze informační charakter, je výhodnější použít jednodušší filtry. Zde je místo pro zkušenost lékaře. Naopak pro vyhodnocení počítačem v automatizovaných systémech požadujeme, aby filtrace byla co nejpřesnější.

2.1. Dělení signálových filtrů

Filtrací signálu se zpravidla rozumí změna, vybrání či potlačení jistých složek signálu a jiné relace vstupu a výstupu signálu. Prostředek, kterým lze toho dosáhnout, je filtr.

Filtry můžeme je rozdělit do několika základních kategorií [8]:

Podle realizace

- analogový/spojitý
 - pasivní filtr
 - aktivní filtr

- číslicové/diskrétní
 - s nekonečnou impulsní odezvou IIR
 - s konečnou impulsní odezvou FIR

Podle charakteru

- lineární, nelineární
- kauzální, nekauzální
- s pamětí, bez paměti

Podle frekvenční charakteristiky

- horní propust
- dolní propust
- pásmová propust
- pásmová zádrž
- obecná charakteristika

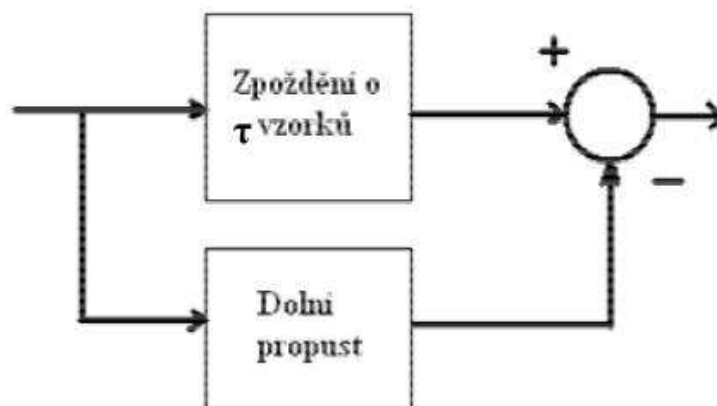
Pro filtraci číslicových signálů jsou velmi atraktivní právě FIR filtry, protože při filtraci je kladen velký důraz na konstantní fázové zpoždění a tedy linearitu fázové charakteristiky v celém frekvenčním rozsahu a tyto filtry takové předpoklady mají. V ideálním případě je přenos v propustném pásmu jednotkový a v nepropustném nulový [9]. Skutečné průběhy přenosové charakteristiky se poněkud liší od ideálních, ovšem v závislosti na složitosti konstrukce se těmto průběhům přibližují. Strmost hran je jedna z nejdůležitějších měřítek kvality filtru. S tím také souvisí zvlnění modulové frekvenční charakteristiky, které při překročení únosné meze výrazně signál zkresluje.

2.2. Aditivní rušení na nízkých kmitočtech

Kolísání nulové izolácie je jedním z hlavních rušivých signálů, které “znečišťují” užitečný signál EKG. Kdybychom uvažovali o signálu EKG jako o signálu periodickém, byl by návrh filtru poměrně jednoduchou záležitostí. Postačil by nám filtr typu horní propust s mezní frekvencí, která by přesně respektovala pokles signálu o 0,5dB [4] při základním kmitočtu tohoto ideálního EKG signálu, tedy při tepové frekvenci. Skutečnost je však jiná. Reálný signál EKG není periodický. Říkáme, že je repetiční, vzhledem k tomu, že si můžeme všimnout jistého opakování části signálu, který se ale může měnit.

Důležitým předpokladem by měla být maximální účinnost při odstraňování určeného druhu rušení, bohužel na úkor možného poškození užitečného signálu. Toto je třeba velmi zvážit a většinou je to otázkou kompromisu. Náročnost doby výpočtu odezvy a požadavky na hardwarové vybavení přístroje jsou důležitými aspekty a rozhodně by se na ně nemělo zapomenout.

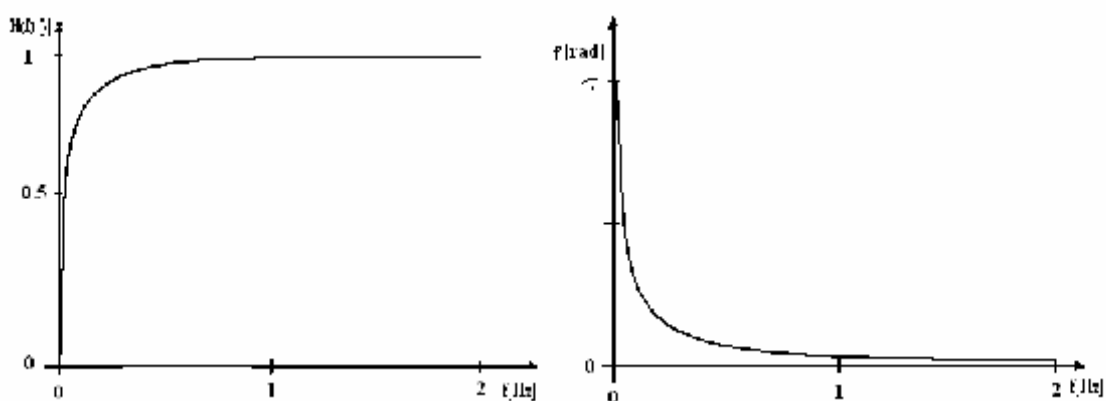
Existuje celá řada metod a jejich variant číslicové filtrace signálů. Nejjednodušším filtrem může být článek RC, tedy jeho číslicový ekvivalent, s doporučenou hodnotou časové konstanty τ 2 až 3, představující dolní propust (integrační článek), kterou projde rušivý signál a poté je odečten od zpožděného vstupního signálu právě o τ [5]. Ideové schéma filtru s dolní propustí je zobrazeno na Obr.5. Stejného principu, tj. odečítání vyfiltrovaného driftu lze použít i při konstrukci filtru s konečnou impulsovou odezvou [FIR] například již zmiňované Lymnovy filtry. Ovšem je nutné mít na zřeteli, že takovýto filtr je velmi náročný na pracnost a tím i dobu výpočtu jeho odezvy.



Obr.5 Schéma filtru s odečtením výstupu od vstupu

V práci [6] byl problém s náročností výpočtu řešen pomocí kaskádních zapojení děličů vzorkovacího kmitočtu $1/D$ a interpolátorů, kterých může být i více v sérii za sebou. Děliče způsobí vybrání D vzorků ze signálu a interpolátory vloží $D-1$ vzorků nulových hodnot mezi sousední vzorky filtrovaného signálu a tím se obnoví prvotní vzorkovací frekvence. Dělení a interpolaci využívají také tzv. half-band filtry, což znamená, že pracují s polovičním pásmem a tak snižují tak nároky na realizaci.

Použitelnost horní propusti (derivační článek) nebo dolní propusti (integrační článek) klesá, vzhledem ke zkreslení užitečného signálu pod cca 0,7 Hz [2]. Příklad filtru s derivačním článkem je na obr.č. 6, kde je zobrazena jeho frekvenční přenosová a fázová charakteristika. Kvůli jeho nelineární fázové charakteristice se nedoporučuje používat těchto horních propustí s mezní frekvencí vyšší než 0.05Hz vzhledem ovlivňování užitečného signálu. Při dostatečně lineární charakteristice filtrů lze mezní frekvenci zvýšit, aniž by užitečný signál byl výrazně ovlivněn [3].



Obr.6 Frekvenční charakteristiky RC článku

Příkladem s přijatelnou linearitou může být systém s Butterworthovou dolní propustí 2.řádu. Celkem kvalitním způsobem popsáním v práci [3], jak získat lineární fázovou charakteristiku, je zařazení dvou stejných filtrů s nekonečnou impulsní charakteristikou za sebe. Takto se fázové charakteristiky vyrovnají (vynulují) a signál je bez problému vyfiltrován. Tento systém je nekauzální. Řazení filtrů za sebe používá I Butterworthův filtr 2x dolní propust druhého řádu. Opět se ale setkáváme s jistými neduhy těchto filtrů, které spočívají především v přechodném ději na začátku činnosti filtru. Tento děj je poměrně dlouhý a může se lišit podle druhu filtru. Pokud bychom se zaměřili na snímání klidového EKG, kdy je potřeba sejmout úsek signálu o délce například 2,5s, mohla by se podstatná část signálu znehodnotit, uvědomíme-li si, že třeba u Butterworthova filtru 2xDP 2.řádu s f_m nastavenou na 1Hz, je doba přechodného děje okolo 0,5s [3]. U snímání dlouhodobého nebo zátěžového signálu tato doba nemusí tolik vadit. Naproti tomu velká výhoda je poměrně rychlý algoritmus a jeho použití je soustředěováno především v on-line systémech.

Další metodou je navzorkování signálu EKG a převedení do paměti k dalšímu zpracování, tento vzorek signálu je dlouhý zpravidla několik sekund. Vzorek je následně analyzován a je zjištěna nejmenší vzdálenost R-R což představuje stanovení nejnižší frekvence tepu, což je základní frekvence signálu EKG. Poté je stanovena mezní frekvence filtru, tak aby přesně respektovala nejnižší frekvenci tepu a tudíž filtr měl maximální účinnost. Pak teprve je parazitní signál odfiltrován a výsledek zobrazen nebo dále strojově zpracován. Z tohoto postupu je zřejmé, že s nejedná o filtraci v reálném čase, nýbrž o tzv. metodu off-line. Tato metoda je nevýhodná z hlediska analýzy okamžitého stavu srdce. Pokud ale potřebujeme signál zobrazovat v reálném čase, je pro nás použití časově proměnného filtru, který by se adaptoval na aktuální hodnotu tepové frekvence, resp. na interval RR, což je její převrácenou

hodnotou, poměrně problematické. Totiž při náhlém zvýšení tepové frekvence by nastavená mezní frekvence filtru ze začátku snímání byla zbytečně příliš nízká a filtr by tudíž měl nevyužité rezervy. Naopak při snížení tepové frekvence by mezní kmitočet byl příliš vysoký a docházelo by k nežádoucímu zkreslení ne-li úplnému znehodnocení, vlivem odfiltrování dolního spektra užitečného signálu. Z toho vyplývá, že je výhodnější nastavit mezní frekvenci vzhledem k nejnižšímu očekávanému tepu, samozřejmě za cenu nižší účinnosti filtrace. Ovšem toto je cena již přijatelná ve srovnání s jinými typy filtrací. AHA doporučuje při poklesu o 3dB nastavení mezní frekvence filtru na 0,67 [5]. Toto nastavení je velmi důležitou nikoliv však jedinou podmínkou pro realizaci filtru. K tomu, aby filtr dobře fungoval je nezbytná lineární fázová charakteristika a to v co nejširším propustném kmitočtovém pásmu. Další podmínkou je přípustná hodnota zvlnění modulové charakteristiky v propustném pásmu a to v rozsahu $5,0 \pm \text{dB}$ [7].

2.3. Síťového rušení v EKG signálu

Dalším z faktorů, které nepříznivě ovlivňují užitečný signál EKG, je tzv. síťový brum. Jde o signál, který se indukují z elektrické sítě a způsobuje rušení na frekvenci pohybující se v blízkém okolí 50Hz. V určitých případech, jako je při snímání krátkých úseků klidového EKG, lze tento signál omezit úpravou podmínek při snímání EKG. Ovšem téměř nikdy se nepodaří tomuto rušení zamezit dokonale. Proto je nutné při konstrukci přístrojů, ke snímání elektrokardiogramu, s tímto parazitním signálem počítat a snažit se ho potlačit filtrací. Především při dlouhodobém snímání je velmi citelně znát rušení kolem komplexu QRS, které působí nemalé potíže. Většinou u dlouhodobého snímání je nutnost filtrace provádět v reálném čase.

Na filtry potlačující síťový brum jsou kladeny značné nároky, stejně jako je to u filtrů k potlačení driftu. Především filtr by měl být dostatečně úzkopásmový, vzhledem k faktu, že okolí 50Hz je v pásmu užitečného signálu. Nesmí zavádět fázové zkreslení a musí být časově stabilní. Reálný síťový signál není přesně harmonický, proto musí zachytit i tyto odchylky. Nutností je dodržení vzorkovacího kmitočtu, který musí být celistvým násobkem 50Hz, nejčastěji to bývá 250 nebo 500Hz. Kolísání frekvence sítě si vynucuje přizpůsobování vzorkovacího kmitočtu filtru, což je další komplikace při návrhu a týkala by se složitějších systémů. U jednodušších systémů je výhodné například stanovit střední hodnotu tohoto kolísání, které se pohybuje v rozsahu asi 49,1 až 50Hz [7]. Vzhledem k tomu, že je stále větší poptávka po zpracování signálu v reálném čase, musí být i filtr potlačující síťový brum schopen dosáhnout přijatelné doby odezvy. Metoda tedy musí obsahovat rychlý algoritmus a přijatelný i z hlediska složitosti.

3. Lymnovy filtry

Při filtraci síťového rušení a driftu nulové izolinie jsou v práci použity Lymnovy filtry, které se vyznačují jednoduchostí návrhu i realizace. Lymnovy filtry jsou odvozené od hřebenových filtrů, které jsou charakteristické rovnoměrným rozložením nulových bodů na jednotkové kružnici. U Lymnových filtrů jsou některé nulové body eliminovány póly, jejichž poloha určuje středy propustných pásem.

Lymnovy filtry můžeme rozdělit na dva základní typy: na Lymnovy dolní (horní) propusti: [13]

$$G(z) = \frac{1 - z^{-K}}{K(1 - z^{-1})} \quad (1)$$

$$H(z) = \frac{1 - z^{-K}}{K(1 + z^{-1})} \quad (2)$$

$$F(z) = \frac{1 + z^{-K}}{K(1 + z^{-1})} \quad (3)$$

, a na Lymnovy vícepásmové propusti:

$$G(z) = \frac{1 - z^{-pK}}{K(1 - z^{-p})} \quad (5)$$

$$H(z) = \frac{1 - z^{-pK}}{K(1 + z^{-p})} \quad (6)$$

$$F(z) = \frac{1 + z^{-pK}}{K(1 + z^{-p})} \quad (7)$$

3.1. Parametry filtru pro odstranění driftu nulové izolinie

K odstranění driftu nulové izolinie bude použita horní propust odvozená od Lymnovy dolní propusti s amplitudovou frekvenční charakteristikou:

$$G_{DP}(z) = \frac{1 - z^{-K}}{K(1 - z^{-1})} \quad (8)$$

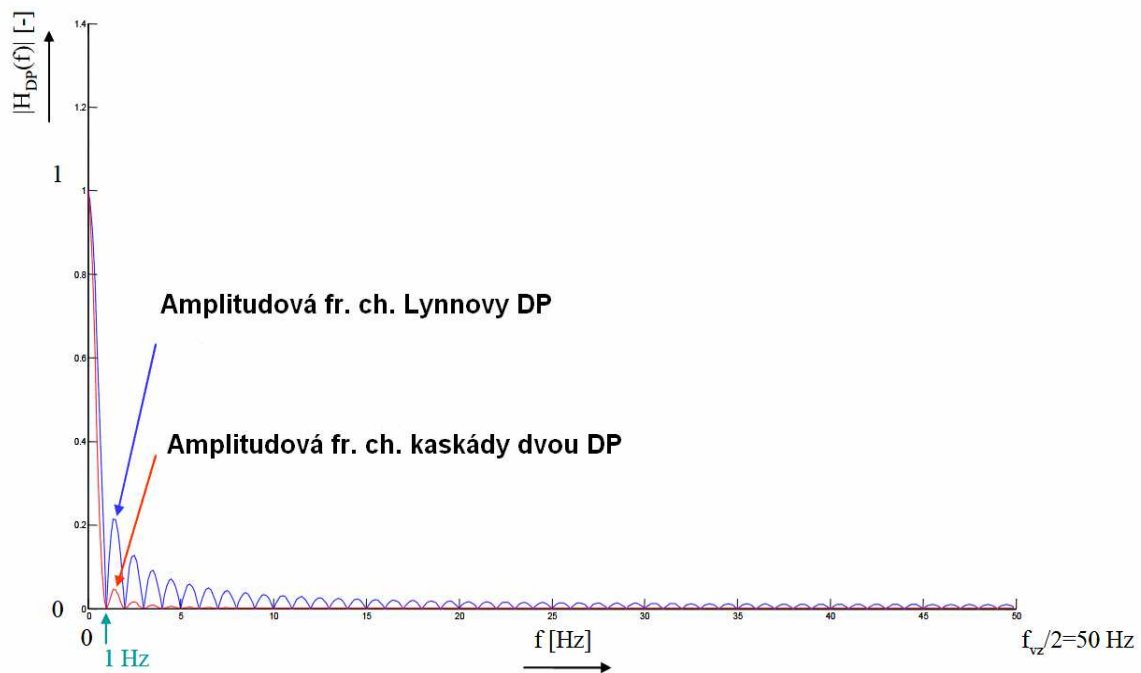
Konstanta K určuje body průchodu fr. charakteristiky nulou a platí pro ni:

$$K = \frac{f_{vz}}{f_m} \quad (9)$$

f_{vz}vzorkovací kmitočet
 f_mmezní kmitočet – první průchod nulou

Konstanta K musí být u Lynnovy dolní propusti podle vztahu (1) celé číslo. Takováto dolní propust má poměrně značné zvlnění nepropustného pásma, což by způsobilo nepříjemné zvlnění propustného pásma odvozené horní propusti. Proto je vhodné použít kaskády dvou Lynnových dolních propustí, jejíž přenosová funkce je dána součinem přenosových funkcí jednotlivých dolních propustí:

$$H_{dp} = G_{dp} G_{dp} = \left(\frac{1 - z^{-K}}{K(1 - z^{-1})} \right)^2 \quad (10)$$



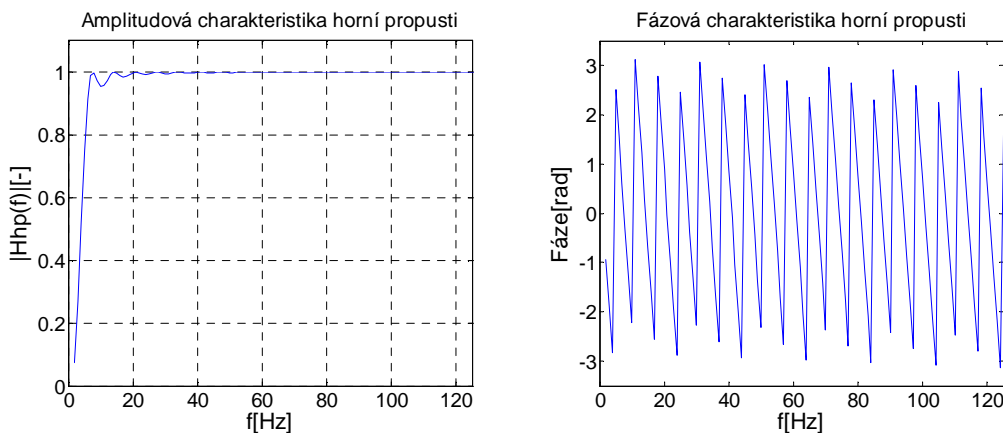
Obr.7 Amplitudová frekvenční charakteristika Lynnovy DP a kaskády dvou DP

$f_{vz} = 100 \text{ Hz}$
 $f_m = 1 \text{ Hz}$ (první průchod nulou)
 $K = f_{vz}/f_m = 100$

Abychom z dolní propusti dostali horní propust, musíme odečíst přenosovou funkci (10) od skupinového zpoždění zavedeného dolní propustí.

$$H_{hp} = z^{-\tau} - G_{dp} = z^{-\tau} - \left(\frac{1 - z^{-K}}{K(1 - z^{-1})} \right)^2 \quad (11)$$

$$\tau = K - 1 \quad (12)$$



Obr.8 Amplitudová a fázová frekvenční charakteristika HP

3.2. Parametry filtru pro odstranění rušení ze sítě

Okolo kmitočtu síťového rušení má spektrum signálu EKG užitečné složky, proto je třeba, aby pásmová zadrž pro odstranění brumu měla co nejužší zadržované pásmo a lineární fázovou charakteristikou v propustných pásmech a nepoškodila tak užitečný signál. Na druhou stranu čím užší zadržované pásmo bude, tím vyšší bude řád filtru.

Pro šířku potlačovaného pásma zadrž odvozených z Lymnových pásmových propustí daných vztahy 5-7 platí:

$$B = 2 \frac{f_{vy}}{Kp} \quad (13)$$

- f_{vz}vzorkovací kmitočet
- pkonstanta dána poměrem vzorkovacího kmitočtu a mezního kmitočtu
- Kkonstanta určující šířku pásma

Jak je uvedeno výše, existují tři typy Lymnových pásmových propustí, z nichž jsou odvozovány pásmové zadrž. Všechny tři typy mají několik společných vlastností:

Nejdůležitější je lineární fázová charakteristika. Konstantní skupinové zpoždění se počítá podle vztahu

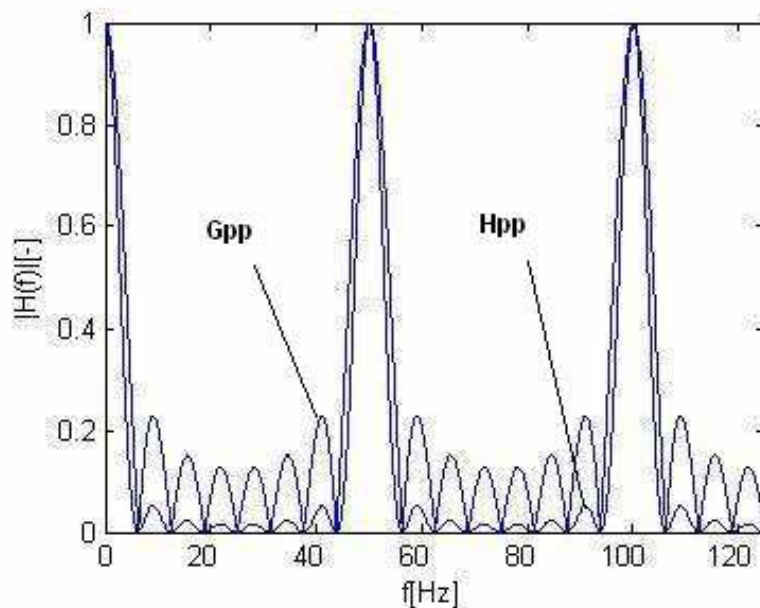
$$\tau = \frac{(K-1)p}{2} \quad (14)$$

Dále platí, že přenos na středních kmitočtech propustných pásem je K. Při filtraci síťového rušení bude použita pásmová propust 1. typu s přenosovou funkcí:

$$G_{pp}(z) = \frac{1 - z^{-pK}}{K(1 - z^{-p})} \quad (15)$$

Střední kmitočet propustného pásma (potažmo zadržovaného u odvozené PZ) je dán konstantou p a šířka pásma konstantou K. Pokud by se ukázalo, že tento filtr má příliš zvlněnou amplitudovou fr. charakteristiku, lze použít kaskádu dvou PP s přenosovou funkcí:

$$H_{pp}(z) = G_{pp} G_{pp} = \left(\frac{1 - z^{-pK}}{K(1 - z^{-p})} \right)^2 \quad (16)$$



Obr.9 Amplitudová frekvenční charakteristika Llynovy PP a kaskády dvou PP

Princip odvození pásmové zádrže spočívá v odečítání výstupu Llynovy pásmové propusti od zpožděného vstupního signálu a je dána přenosovou funkcí:

$$H_{pz}(z) = z^{-\tau} - G_{pp}(z) = z^{-\tau} - \frac{1 - z^{-pK}}{K(1 - z^{-p})} \quad (17)$$

H_{pz} je přenosová funkce pásmové zadržky se středy zadržovaných pásem na kmitočtech f_{vi}/p ($i = 0, 1, 2, \dots$). za podmínky, že τ je celočíselným násobkem p . Jak je uvedeno výše, konstantní skupinové zpoždění je:

$$\tau = \frac{(K-1)p}{2} \quad (18)$$

kde K musí být liché číslo, aby byla impulsová charakteristika symetrická a fázová charakteristika lineární.

Filtr, jehož přenosová funkce je popsána vztahem (17), by potlačoval kromě síťového rušení i stejnosměrnou složku. Aby k tomu nedocházelo je třeba výchozí pásmovou propust (5) doplnit Lynnovou dolní propustí rovněž 1. typu s přenosovou funkcí:

$$H_{dp}(z) = \frac{1 - z^{Kp}}{Kp(1 - z^{-1})} \quad (19)$$

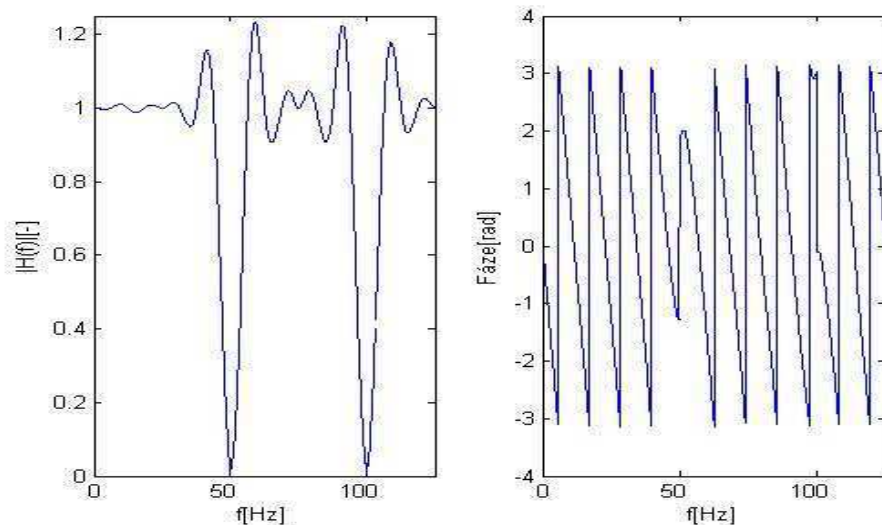
Skupinové zpoždění této dolní propusti je:

$$\tau = \frac{(Kp-1)}{2} \quad (20)$$

Výsledná pásmová zadržka se středy nepropustných pásem na kmitočtech f_i/p ($i = 1, 2, 3, \dots$) bude mít přenosovou funkci:

$$H_{pz}(z) = z^{-\frac{\tau(p-1)}{2}} \left[G_{pp}(z) \cdot z^{-\frac{p-1}{2}} - H_{dp}(z) \right] \quad (21)$$

kde p je liché číslo a fázová charakteristika je lineární pro liché K .

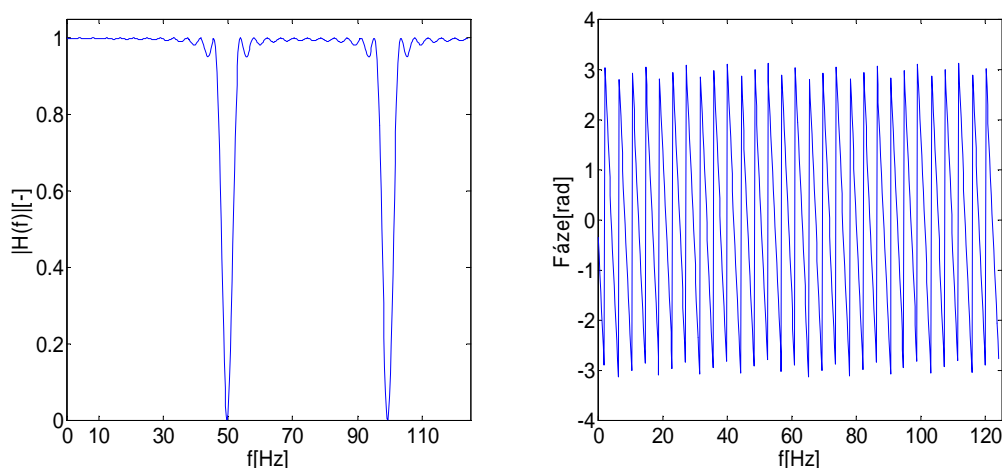


Obr.10 Amplitudová a fázová charakteristika pásmové zadržky popsané vztahem (18)

Šířka potlačovaného pásma je rovna $2fvz/Kp$. Kromě nelineární fázové charakteristiky při sudém p nebo K , má tento filtr nedostatek ve zvlněné amplitudové charakteristice v propustném pásmu. To lze vyřešit výše zmíněným kaskádním zapojením dvou výchozích pásmových propustí.

Přenosová funkce takového systému je:

$$H_{pz2} = z^{-(Kp-1)} - [G_{pp}^2(z) \cdot z^{-(p-1)} - H_{dp}^2(z)] \quad (22)$$



Obr.11 Amplitudová a fázová charakteristika pásmové zádrže popsané vztahem (19)

3.3. Realizace filtrů pro potlačení driftu

3.3.1. Ověření filtrů pro potlačení driftu

Kolísání nulové izoliny je rušení s frekvencí do 2 Hz. Pro jeho odstranění budou použity horní propusti s mezními frekvencemi 0,8 a 2 Hz. Jako výchozí systém bude použita Lynnova dolní propust 1. typu popsané přenosovou funkcí:

$$G_{dp}(z) = \frac{1 - z^{-K}}{K(1 - z^{-1})} \quad (23)$$

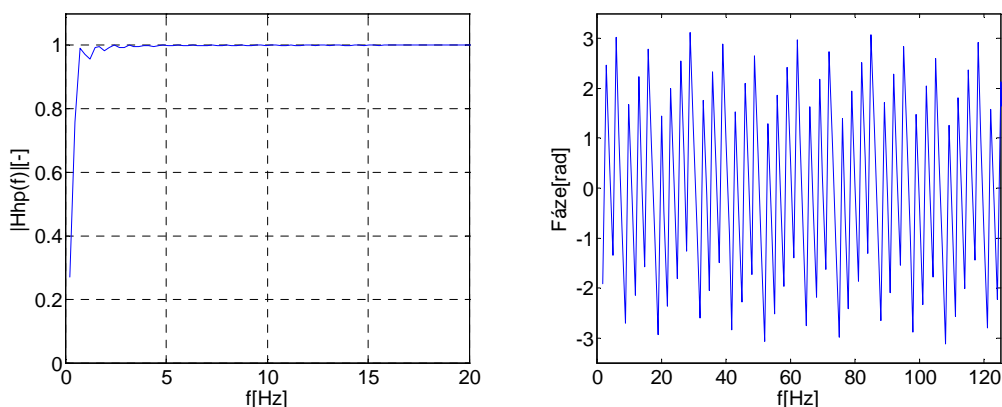
Aby bylo dosaženo menšího zvlnění propustného pásma bude otestována ještě filtr vycházející z kaskádního spojení dvou dolních propustí:

$$G_{dp}^2(z) = \left(\frac{1 - z^{-K}}{K(1 - z^{-1})} \right)^2 \quad (24)$$

Horní propust odvozená z (21) bude mít přenosovou funkci:

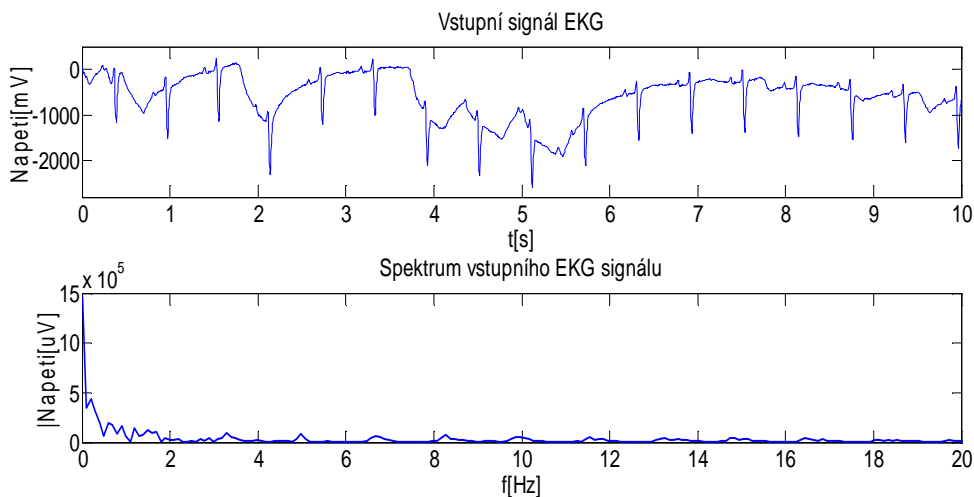
$$H_{hp} = z^{-\tau} - G_{dp}^2 = z^{-\tau} - \left(\frac{1 - z^{-K}}{K(1 - z^{-1})} \right)^2 \quad (25)$$

Při mezní frekvenci 0,8 Hz je hodnota $K = 312$. Na obr.6 je znázorněna amplitudová a fázová charakteristika zvoleného filtru.



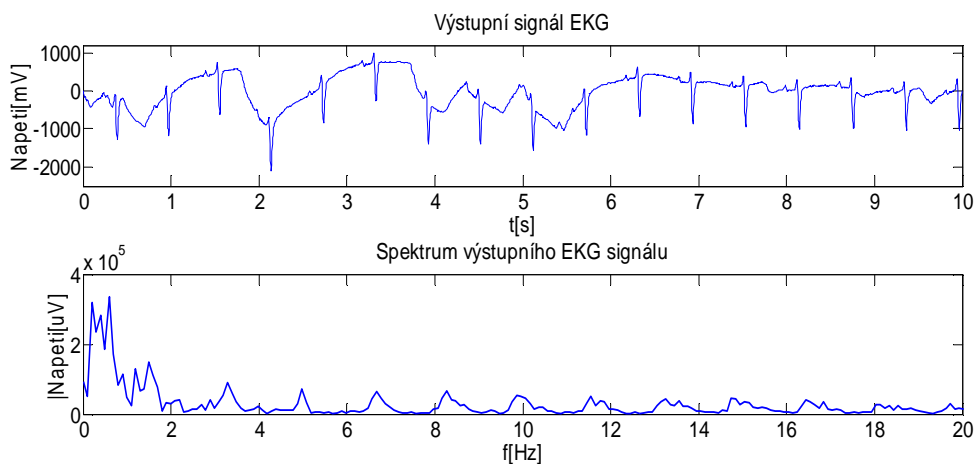
Obr.12 Amplitudová a fázová charakteristika horní propusti popsané vzt. (25) pro $K=312$

Nejprve bude na signál aplikována horní propust odvozená z jednoduché Lynnovy dolní propusti popsané vztahem (23).



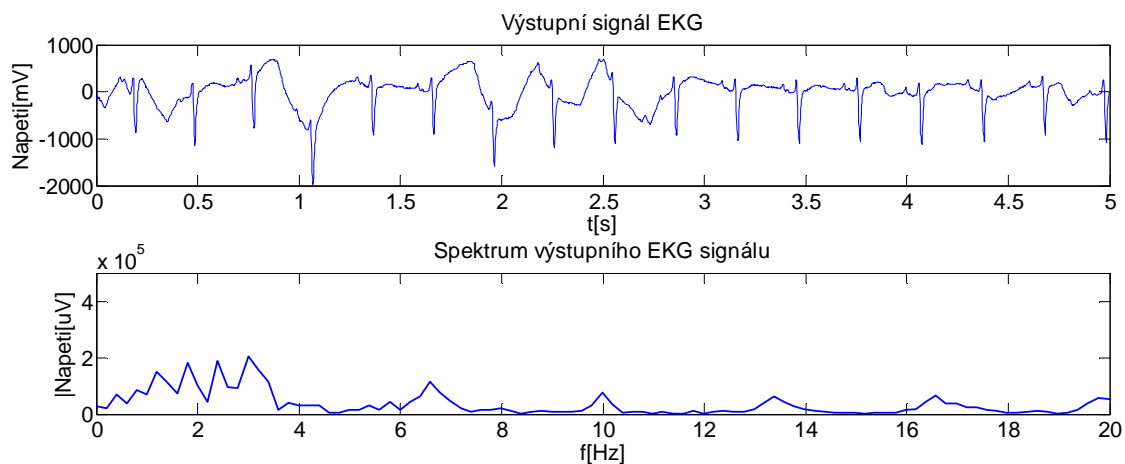
Obr.13 Vstupní signál a jeho spektrum

Na obrázku 13 je znázorněn vstupní signál s kolísáním nulové izolinie. Na dalším obrázku je tento signál filtrovaný jednoduchou horní propustí s $f_m = 0,8$ Hz.



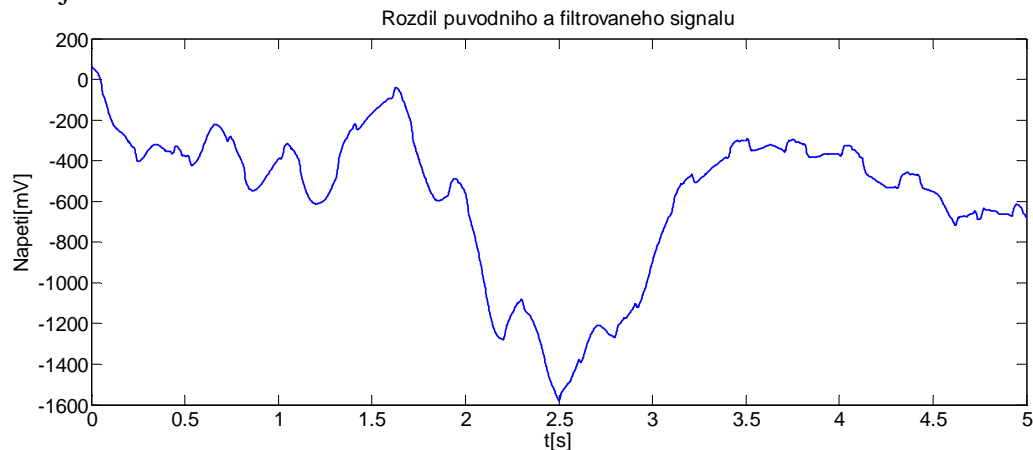
Obr.14 Výstupní signál a jeho spektrum

Z obrázku č.14 je patrné, že drift byl ze signálu odfiltrován jen minimálně. Pokud bude $f_m = 2$ Hz, bude drift odstraněn výrazněji:



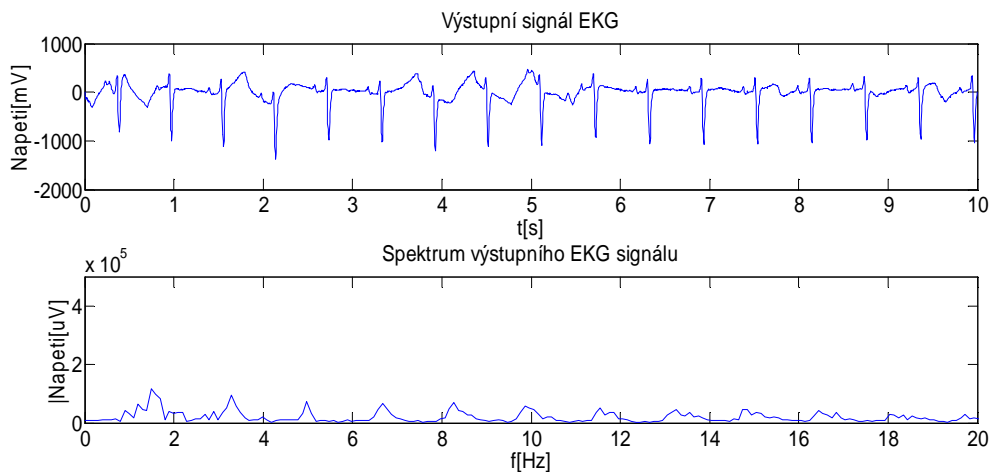
Obr.15 Výstupní signál a jeho spektrum při $f_m = 2$ Hz

Při zobrazení rozdílu původního a filtrovaného signálu, lze vidět, že ze signálu byly odstraněny i užitečné složky. Horní propust v jednoduchém zapojení se tak ukázala jako nevyhovující.



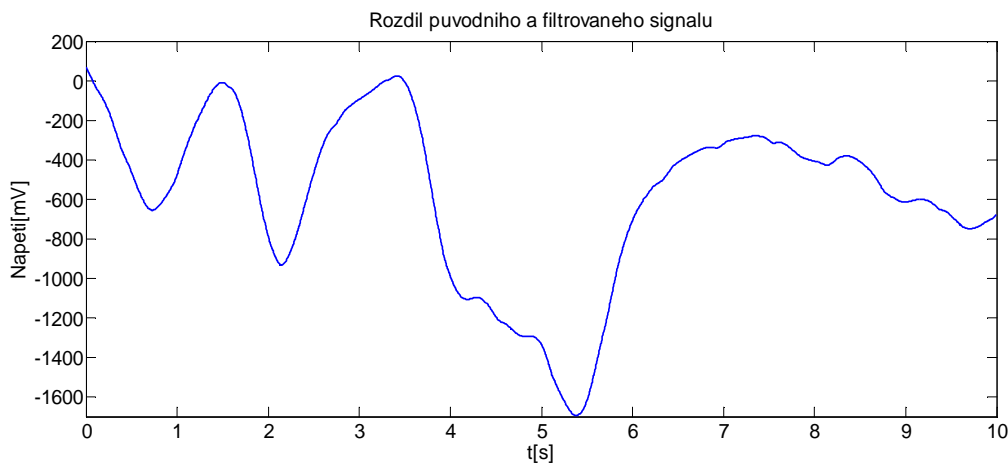
Obr.16 Rozdíl původního a filtrovaného signálu

Horní propust odvozená z kaskádního zapojení Lynnových dolních propustí nemá tak zvlněné propustné pásmo a měla by tak vykazovat lepší výsledky. Signál vyfiltrováný kaskádní horní propustí s $f_m = 2 \text{ Hz}$ a jeho spektrum je vykreslen na obrázku č.17.



Obr.17 Výstupní signál z kaskádní HP a jeho spektrum při $f_m = 2 \text{ Hz}$

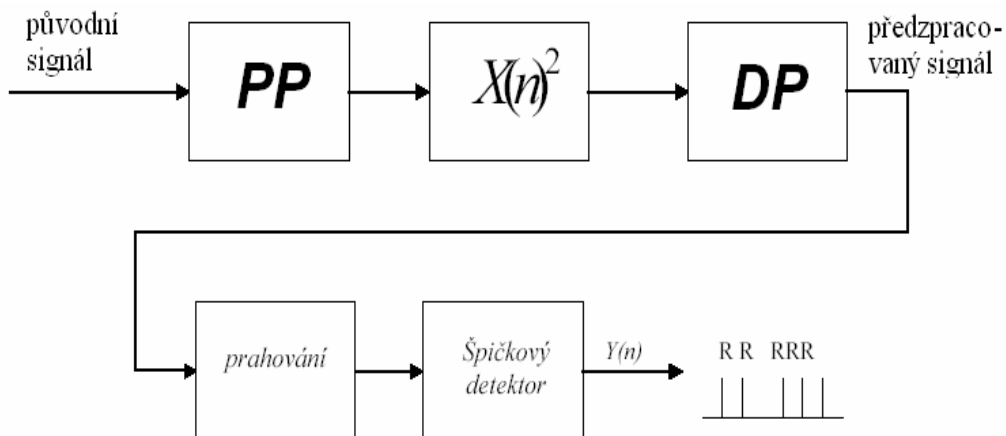
Kolísání nulové izoliny bylo odstraněno účinněji než u jednoduché HP a v rozdílu původního a filtrovaného signálu je obsažen téměř jen drift, jak je patrné na obrázku č.18. Aby nebyla ze signálu odstraněna žádná užitečná složka, je třeba snížit mezní frekvenci. Její maximální hodnotu se pokusím určit v další podkapitole.



Obr.18 Rozdíl původního a filtrovaného signálu kaskádní HP

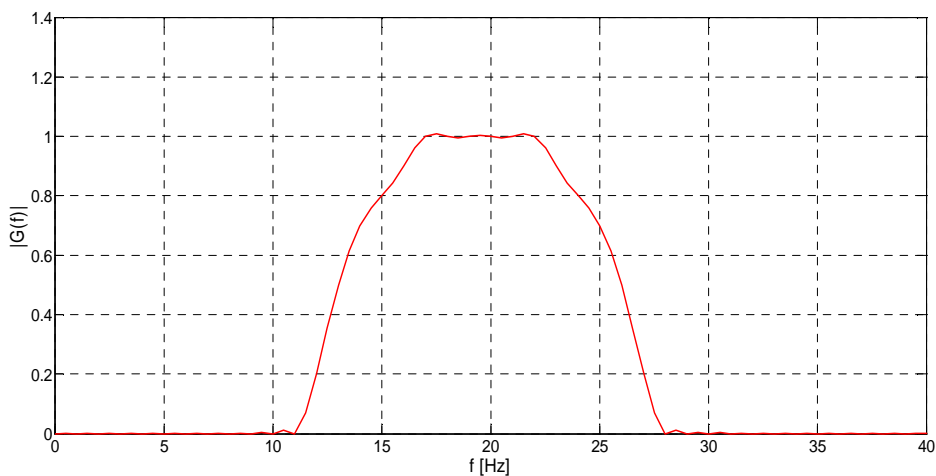
3.3.2. Určení maximální mezní frekvence kaskádní horní propusti

Pokud je mezní frekvence horní propusti příliš vysoká, zasahuje potlačované pásmo i do užitečného spektra EKG. U krátkodobých záznamů lze určit maximální mezní frekvenci jako minimální hodnotu tepové frekvence. Tepová frekvence je rovna obrácené hodnotě R-R intervalu. Ten je třeba nejprve ze signálu zjistit pomocí detekce jednotlivých R vln. Jedna z nejpoužívanějších metod pro detekci R vlny je vyfiltrování redundantních složek a následné prahování takto získaného signálu. Blokové schéma je uvedeno na obrázku:



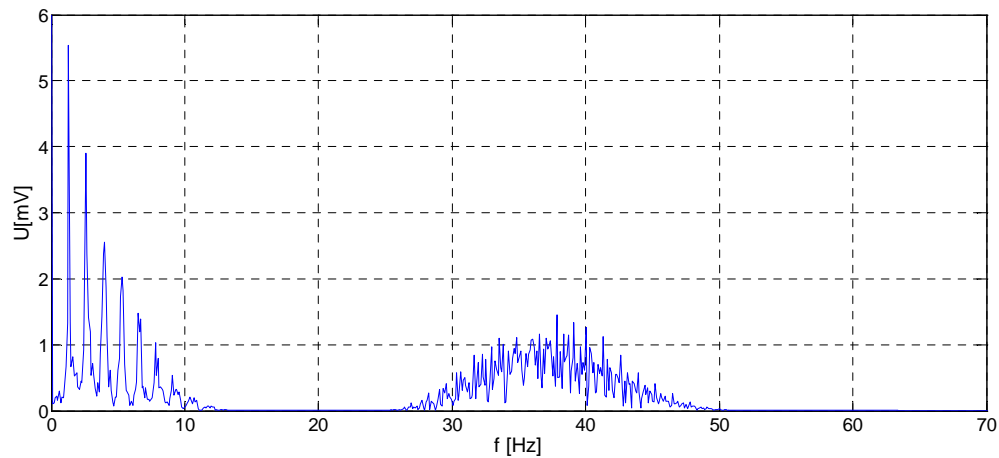
Obr.19 Blokové schéma detekce R vlny

Nejvýznamnější spektrální složky R vlny se nachází v pásmu 14 až 25 Hz. Proto můžeme ostatní složky odstranit pomocí pásmové propusti. Signál se tím sice značně zdeformuje, ale správná poloha R vlny zůstane zachována. Použil jsem FIR pásmovou propust s mezními kmitočty 14 a 25 Hz navrženou metodou vzorkování frekvenční charakteristiky. Na obrázku je její amplitudová frekvenční charakteristika:



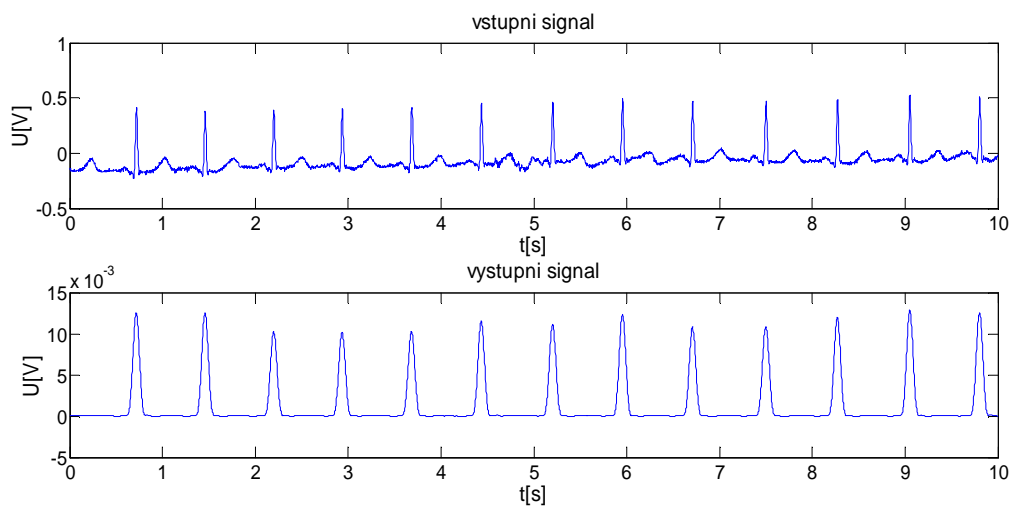
Obr.20 Amplitudová frekvenční charakteristika PP

Signál je poté umocněn proto, aby bylo zaručeno, že všechny R vlny budou kladné. Umocněním vzniknou v jeho spektru další kmitočty. V případě, který je znázorněn na obrázku, jsou to kmitočty od 25 do 50 Hz:



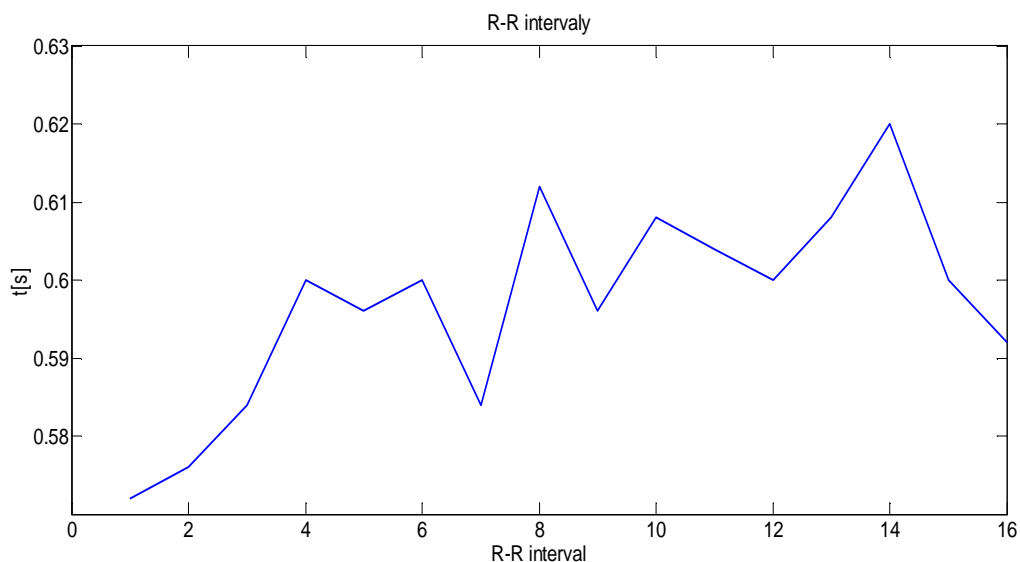
Obr.21 Spektrum umocněného signálu

Tyto složky jsou následně odfiltrovány dolní propustí s mezním kmitočtem 20 Hz. V takto upravenem signálu (obr.č.22) mohou být prahováním nalezeny polohy R vln:



Obr.22 Vstupní a předzpracovaný signál pro detekci R vln

Poté, co je ze signálu odstraněn drift pomocí horní propusti popsané přenosovou funkcí (25), je zpracován metodou popsanou na obrázku č.19. Z detekovaných maxim R vln jsou určeny R-R intervaly, které jsou znázorněny na obrázku č.23.



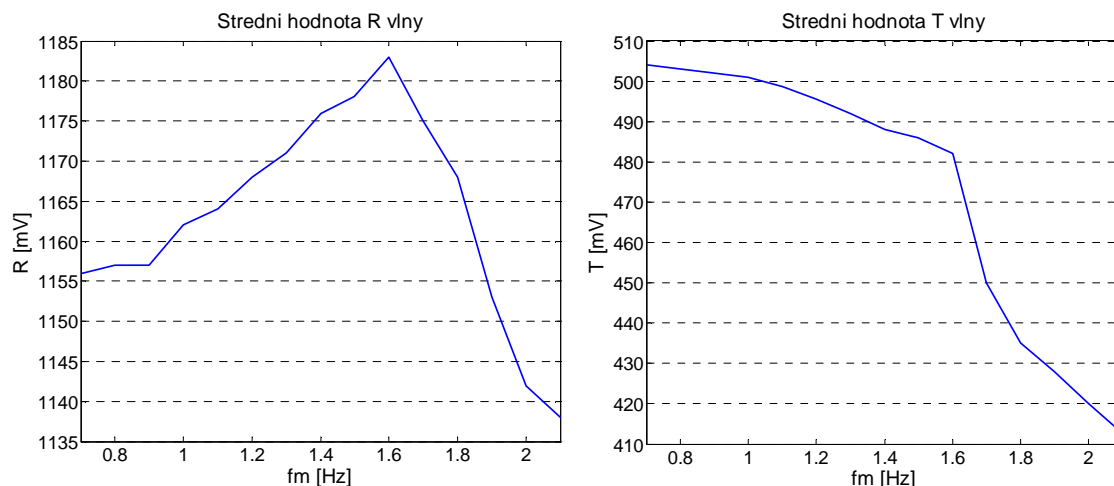
Obr.23 Hodnoty intervalu R-R

Jak je vidět z obrázku je velikost intervalu RR proměnná. Mezní kmitočet proto může být maximálně roven obrácené hodnotě nejdelšího intervalu RR. U daného signálu je nejdelší hodnota intervalu RR = 0,62 s. Mezní kmitočet tedy může být maximálně 1,6 Hz.

V závislosti na mezním kmitočtu filtru byly zjišťovány velikosti R a T filtrovaného signálu a záznamována do tabulky:

Tab. 1 Změna velikosti R a T vlny při změně mezního kmitočtu

	vst. signál	výstupní signál filtrovaný horní propustí s mezní frekvencí f_m							
		0,7	0,8	0,9	1,0	1,1	1,2	1,3	1,4
f_m [Hz]									
velikost střední hodnoty R vlny[mV]	1185	1156	1157	1157	1162	1164	1168	1171	1176
velikost střední hodnoty T vlny[mV]	510	504	503	502	501	498.7	495.6	492	488
f_m [Hz]		1,5	1,6	1,7	1,8	1,9	2,0	2,1	
velikost střední hodnoty R vlny[mV]		1178	1183	1175	1168	1153	1142	1138	
velikost střední hodnoty T vlny[mV]		486	482	450	435	428	420	412,7	

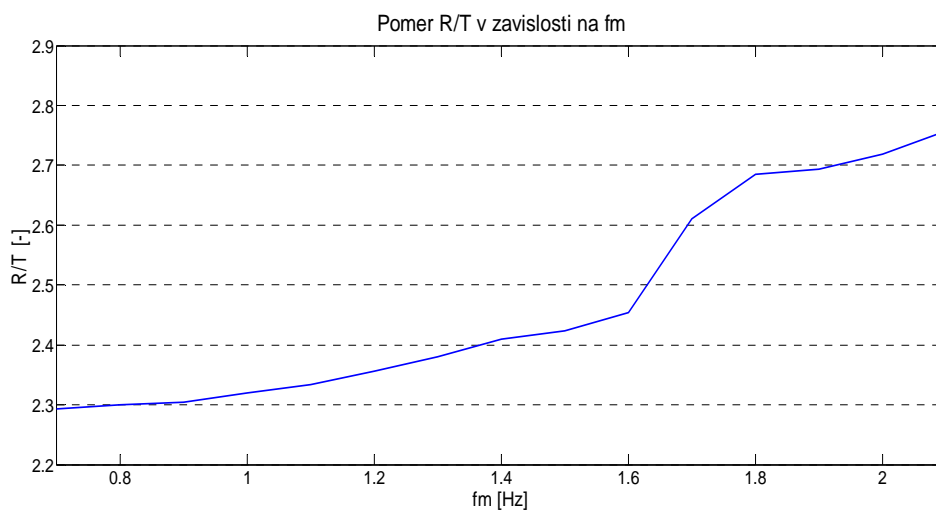


Obr.24 Závislost střední hodnoty R a T vlny na mezní frekvenci

Kromě absolutních hodnot průměrů R a T vln byl určen i poměr mezi nimi. Jeho hodnoty v závislosti na mezní frekvenci horní propusti jsou zaznamenány v tabulce č.2.

Tab. 2 Změna velikosti poměru R a T vlny při změně mezního kmitočtu

fm [Hz]	0,7	0,8	0,9	1,0	1,1	1,2	1,3	1,4
R/T [-]	2,294	2,3	2,305	2,319	2,334	2,356	2,38	2,41
fm [Hz]	1,5	1,6	1,7	1,8	1,9	2,0	2,1	
R/T [-]	2,42	2,45	2,61	2,69	2,69	2,72	2,76	



Obr.25 Závislost poměru středních hodnot R a T vln na fm

3.4. Realizace filtrů pro odstranění síťového rušení

Pro potlačení tohoto rušení jsou v práci popsány pásmové zádrže odvozené z Lymnových pásmových propustí. Výchozí Lymnova pásmová propust se středy propustných pásem na kmitočtech $i \cdot 50$ Hz (kde $i = 0, 1, 2, \dots$) je popsána přenosovou funkcí:

$$H_{pp}(z) = \frac{1 - z^{-pK}}{K(1 - z^{-p})} \quad (26)$$

Pásmovou zádrž získáme odečtením přenosové funkce od skupinového zpoždění:

$$H_{pz}(z) = z^{-\tau} - H_{pp}(z) = z^{-\tau} - \frac{1 - z^{-pK}}{K(1 - z^{-p})} \quad (27)$$

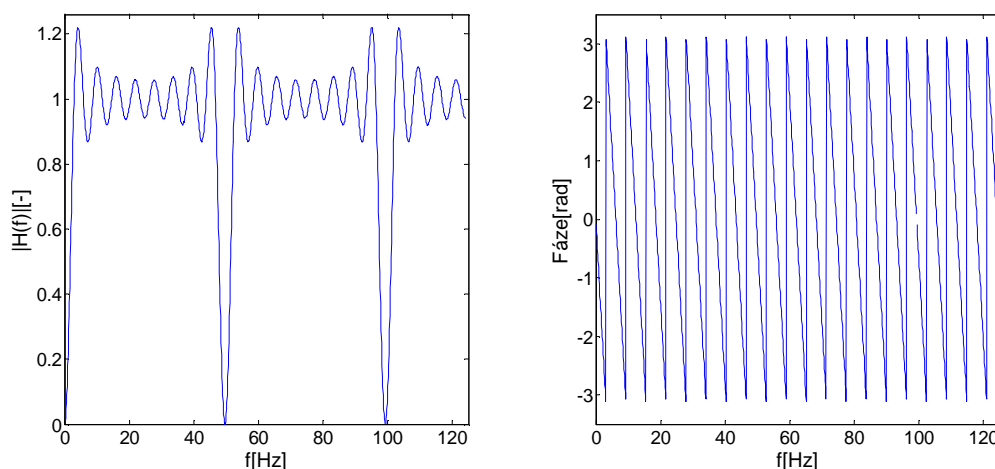
kde

$$\tau = \frac{(K-1)p}{2} \quad (28)$$

K musí být liché číslo aby fázová charakteristika byla lineární.

Aby systém potlačoval pouze rušivý signál o kmitočtu kolem 50 Hz a nepotlačoval stejnosměrnou složku, je třeba potlačit pásmo kolem stejnosměrné složky u výchozí pásmové propusti. To je možné zajistit opět Lymnovou dolní propustí s přenosovou funkcí danou vztahem (1). Výsledná pásmová zádrž bude mít přenosovou funkci:

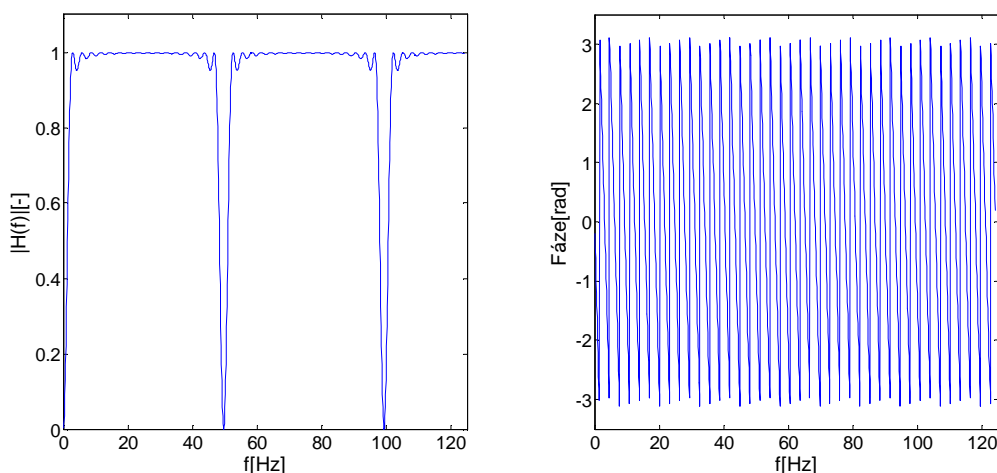
$$H_{pz}(z) = z^{-\tau \frac{p-1}{2}} - \left[H_{pp}(z) \cdot z^{-\frac{p-1}{2}} - H_{dp}(z) \right] \quad (29)$$



Obr.26 Amplitudová a fázová charakteristika Lymnovy pásmové propusti podle vztahu (24) pro $K=17, p=5$

Jak bylo naznačeno, je nevýhodou filtru s přenosovou funkcí $H(z)$ pz výrazně zvlněná amplitudová charakteristika v propustných pásmech. Ke vyhlazení propustného pásma poslouží zapojení Lymnových filtrů do kaskád. Pásmová zádrž odvozená z kaskádního zapojení Lymnových pásmových propustí má přenosovou funkci:

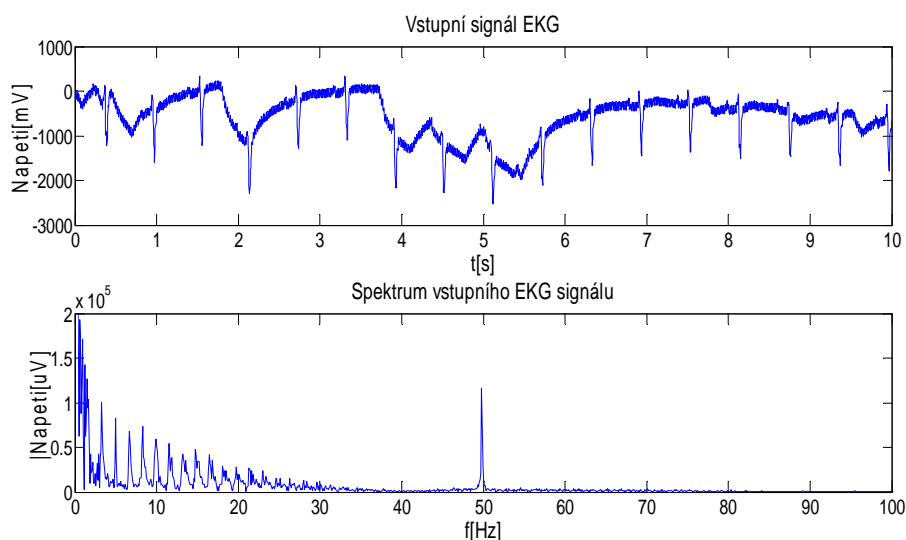
$$H_{pz}(z) = z^{-(Kp-p)} - \left(\frac{1 - z^{-pK}}{K(1 - z^{-p})} \right)^2 \quad (30)$$



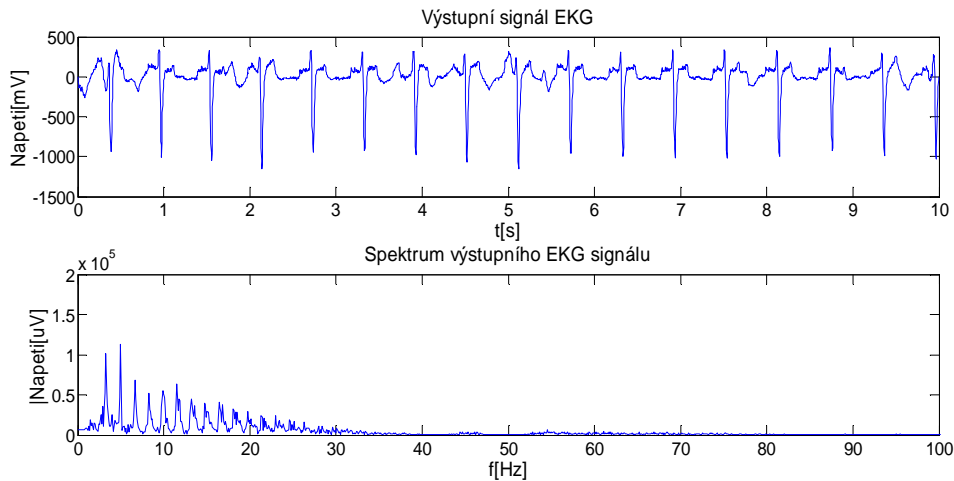
Obr.27 Amplitudová a fázová charakteristika Lymnovy pásmové propusti podle vztahu (30) pro $K=17, p=5$

3.4.1. Ověření filtrů pro odstranění síťového rušení

Filtr, jehož amplitudová a fázová charakteristka je na obrázku č.26, potlačuje kromě síťového kmitočtu i stejnosměrnou složku a pásmo nejnižších kmitočtů. Na obrázku č.29 je vykreslen výstupní signál a jeho spektrum po filtraci tímto filtrem. Vidíme, že spektrální složky okolo 0 a 50 Hz byly potlačeny.

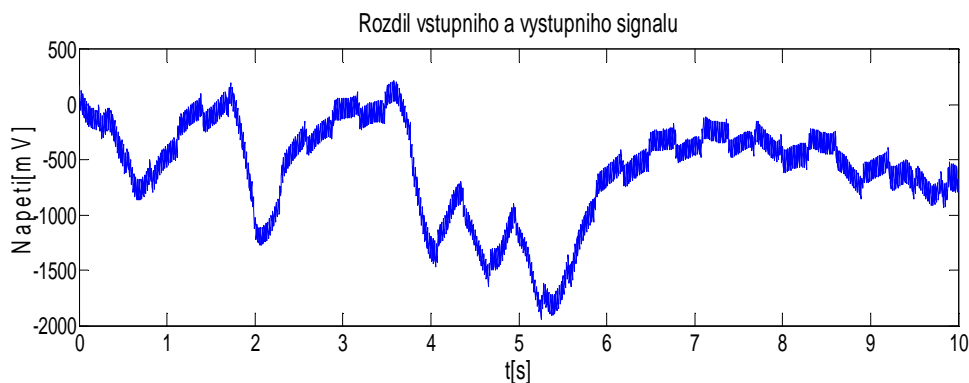


Obr.28 Vstupní signál a jeho spektrum



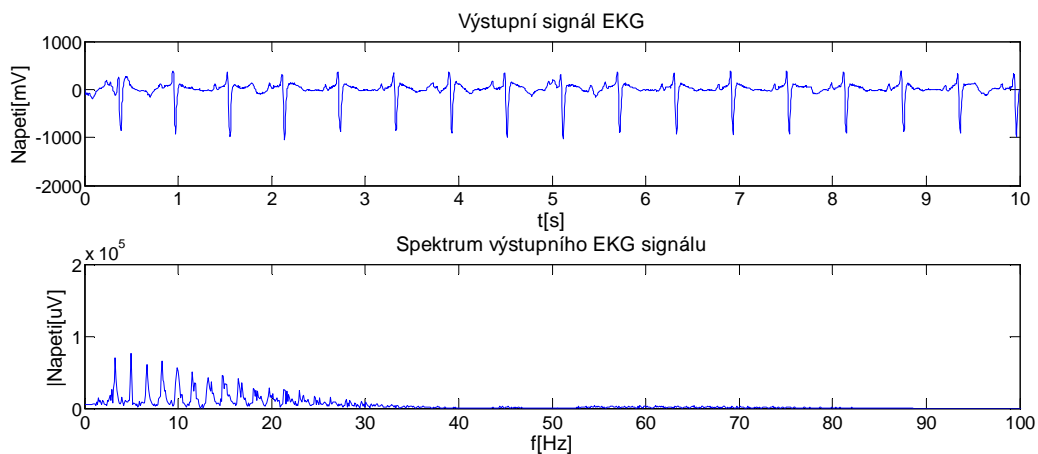
Obr.29 Výstupní signál jednoduché PZ a jeho spektrum

Pokud si zobrazíme rozdíl výstupního a vstupního signálu (obr.30), vidíme, že filtr odstranil kromě brumu a driftu i užitečné složky. Pásmová zadrž nejjednoduššího typu se tak ukázala jako nedostačující.



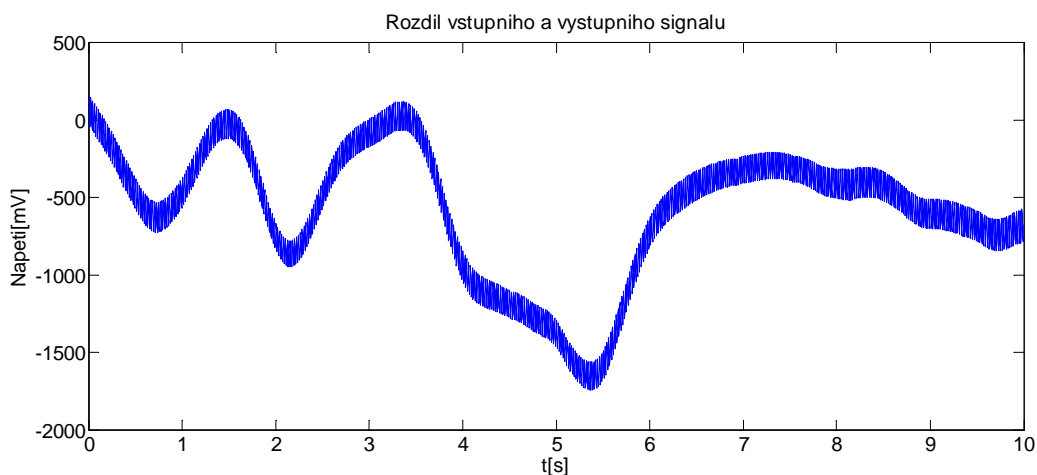
Obr.30 Rozdíl výstupního a vstupního signálu jedn. PZ

Pásmová zadrž odvozená s kaskádního zapojení Lynnových pásm. propustí s přenosovou funkcí (30) má méně zvlněné propustné pásmo. Nemuselo by tedy u ní dojít poškození užitečného signálu jako u předchozího filtru.



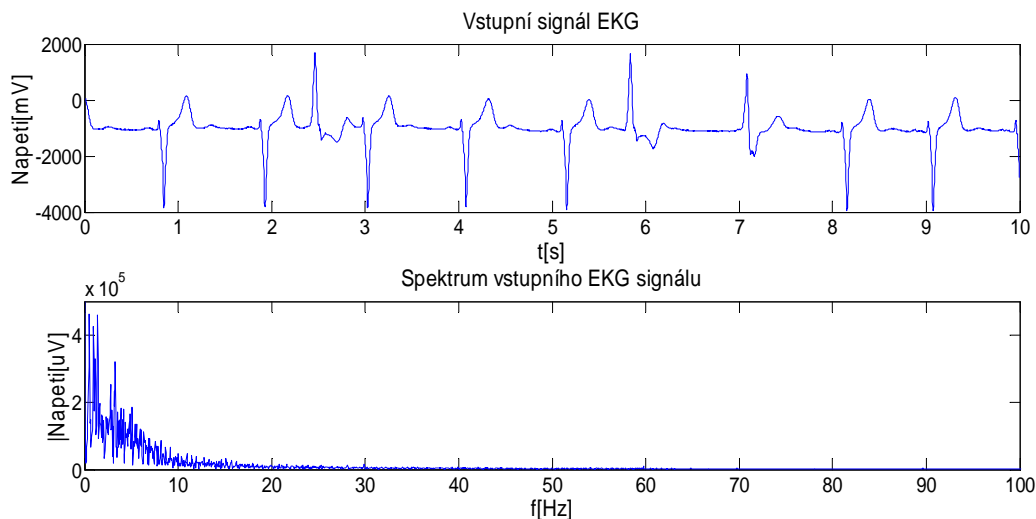
Obr.31 Výstupní signál kaskádní PZ a jeho spektrum

Na obrázku č.32 je vidět, že kaskádní pásmová zadrž odstranila jen síťové rušení a drift nulové izolinie. Na obrázku je rozdíl vstupního a výstupního signálu při $K=28$.

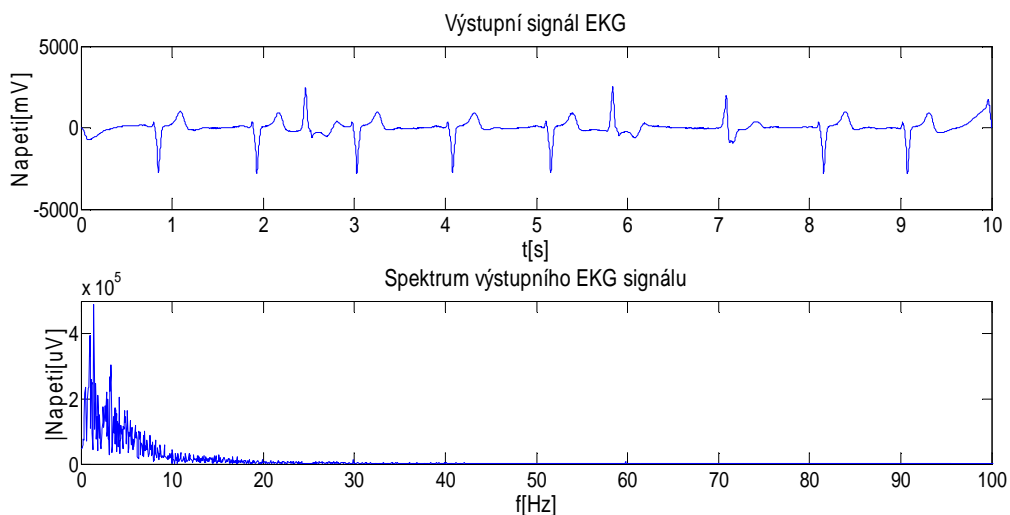


Obr.32 Rozdíl výstupního a vstupního signálu kaskádní. PZ

Kaskádní pásmovou zadrž s přenosovou funkcí (30) byl filtrován referenční signál se vzorkovací frekvencí 500 Hz, který je i se spektrem zobrazen na obrázku č.33. Na obrázku 34 je výstupní signál po filtraci s šířkou potlačovaného pásma 3 Hz.

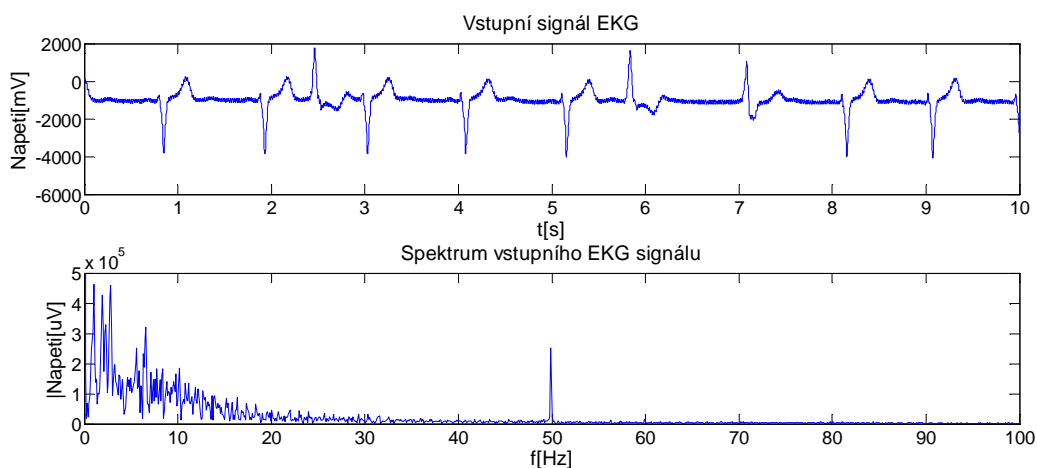


Obr.33 Vstupní signál a jeho spektrum

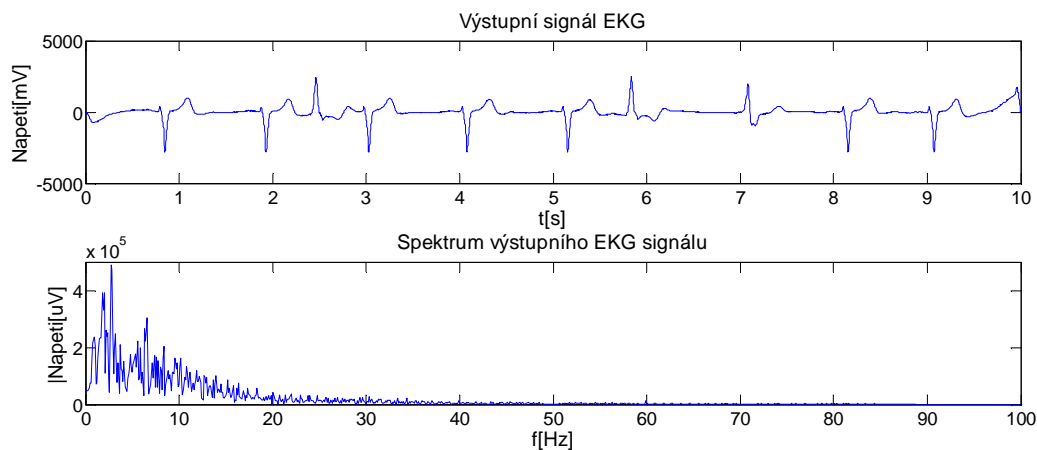


Obr.34 Výstupní signál a jeho spektrum po filtraci PZ s potl. pásmem 3 Hz

Referenční signál byl posléze zarušen harmonickým signálem o frekvenci 50 Hz. Zarušený vstupní signál a výstupní signál po filtraci s potlačovaným písmem 3 Hz jsou na obrázcích 35 a 36.



Obr.35 Zarušený vstupní signál a jeho spektrum



Obr.36 Výstupní signál a jeho spektrum po odstranění brumu

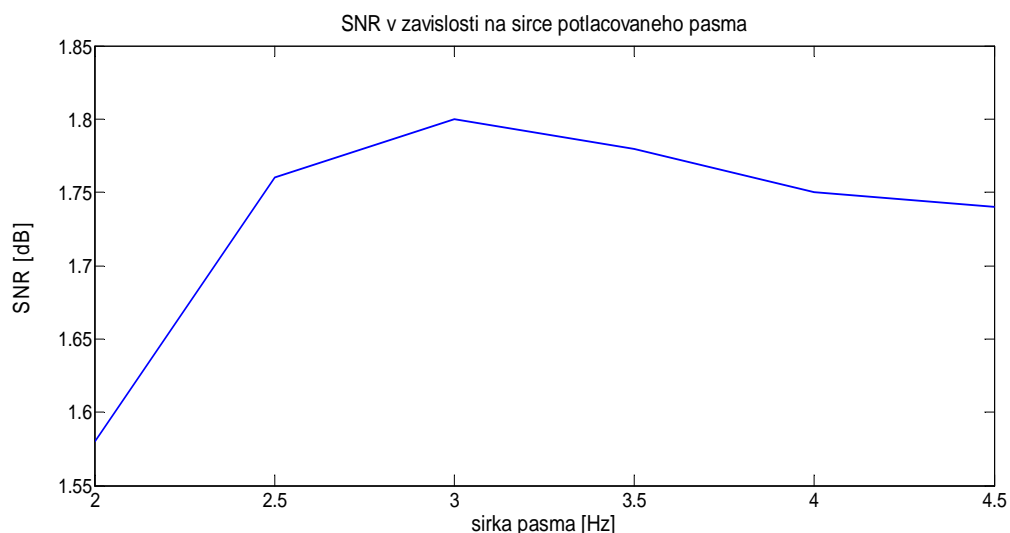
Potlačované pásmo pásmové zádrže s přenosovou funkcí (27) je dáno vztahem:

$$B = \frac{2f_{vz}}{pK} \quad (31)$$

Konstanta p určuje střed potlačovaného pásma, tudíž pro filtraci síťového rušení je vždy stejná. Šířka pásma je tedy dána konstantou K . Zjišťoval jsem, při jak širokém potlačovaném pásmu bude filtr vykazovat nejvyšší odstup signálu od šumu. Jednotlivé hodnoty jsou uvedeny v tabulce č.3 a v grafu.

Tab.3 SNR v závislosti na šířce pásma

B	[Hz]	2	2,5	3	3,5	4	4,5
SNR	[dB]	1.58	1,76	1,8	1,78	1,75	1,74



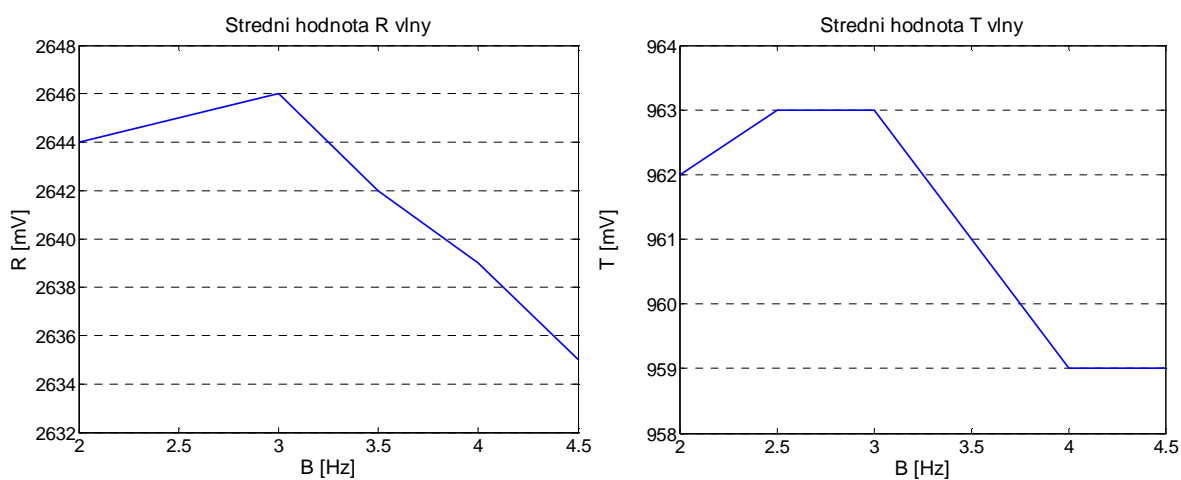
Obr.37 Závislost SNR na šířce potlačovaného pásma

Z grafu je patrné, že při šířce pásma 3 Hz vykazoval filtr nejvyšší odstup signálu od šumu. Při příliš malé šířce potlačovaného pásma bylo propustné pásmo příliš zvlněné, což způsobilo deformaci užitečného signálu.

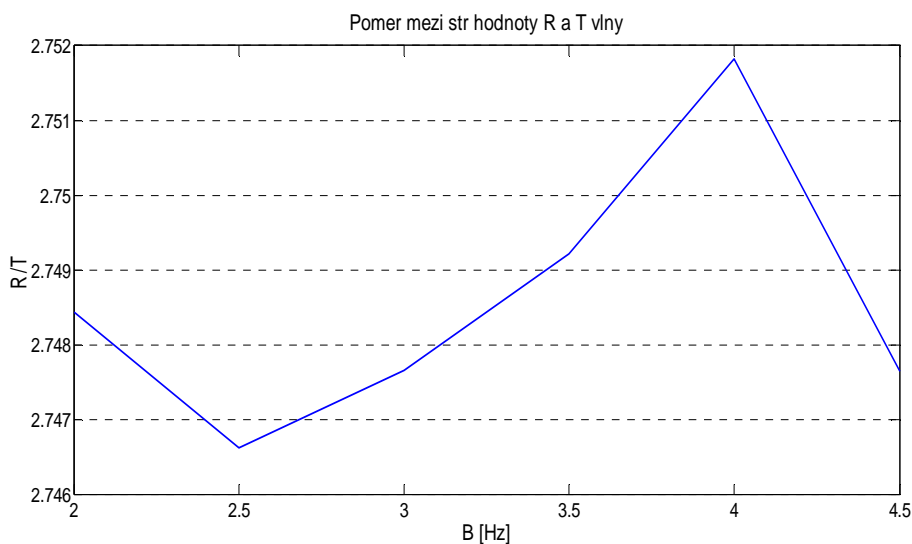
V signálu byly dále měřeny průměrné hodnoty R a T vlny a jejich poměr v závislosti na šířce pásma. Hodnoty jsou zaznamenány v tabulce č.4. Poměr mezi R a T vlnou se měnil jen minimálně.

Tab.4 Střední hodnoty R a T vlny v závislosti na šířce pásma

B	[Hz]	vst.signál	výstupní signál					
			2	2,5	3	3,5	4	4,5
střední hodnota R vlny	[mV]	2646	2644	2645	2646	2642	2639	2635
střední hodnota T vlny	[mV]	964	962	963	963	961	959	959
poměr mezi R/T	[-]	2,745	2,748	2,747	2,748	2,749	2,752	2,748



Obr.38 Střední hodnoty R a T vlny v závislosti na šířce pásma



Obr.39 Poměr středních hodnot R a T vlny v závislosti na šířce pásma

4. AMCD Average magnitude cross –difference

Metoda je založena na principu porovnávání jednotlivých úseků průběhů EKG se vzorkem QRS. Základním problémem je tedy jak získat vlastní vzorek QRS komplexu v signálu. Jednou z nejzákladnějších metod je možnost v krátkém intervalu detekovat QRS komplexy v signálu a jejich hodnoty zprůměrnovat a zjistit základní hodnotu pro porovnávání. Poté metoda počítá rozdíl mezi odpovídajícími EKG vzorky a QRS vzorky a sčítá absolutní hodnoty těchto rozdílů. Pokud jsou si úsek EKG signálu a QRS vzor podobné, hodnota $y(i)$ ze vztahu (33) je minimální. [10]

$$y(i) = \sum_{k=0}^{N-1} |xt(k) - xt - [x(k+i) - xi]| \quad (32)$$

$$i = 0, 1, 2, 3, 4, \dots$$

$xt(k)$ vzorky QRS

$x(k+i)$...vzorky signálu EKG,

Ndélka QRS,

i index úseku EKG,

xt průměrná hodnota QRS

xi průměrná hodnota i -tého bloku dat v signálu EKG

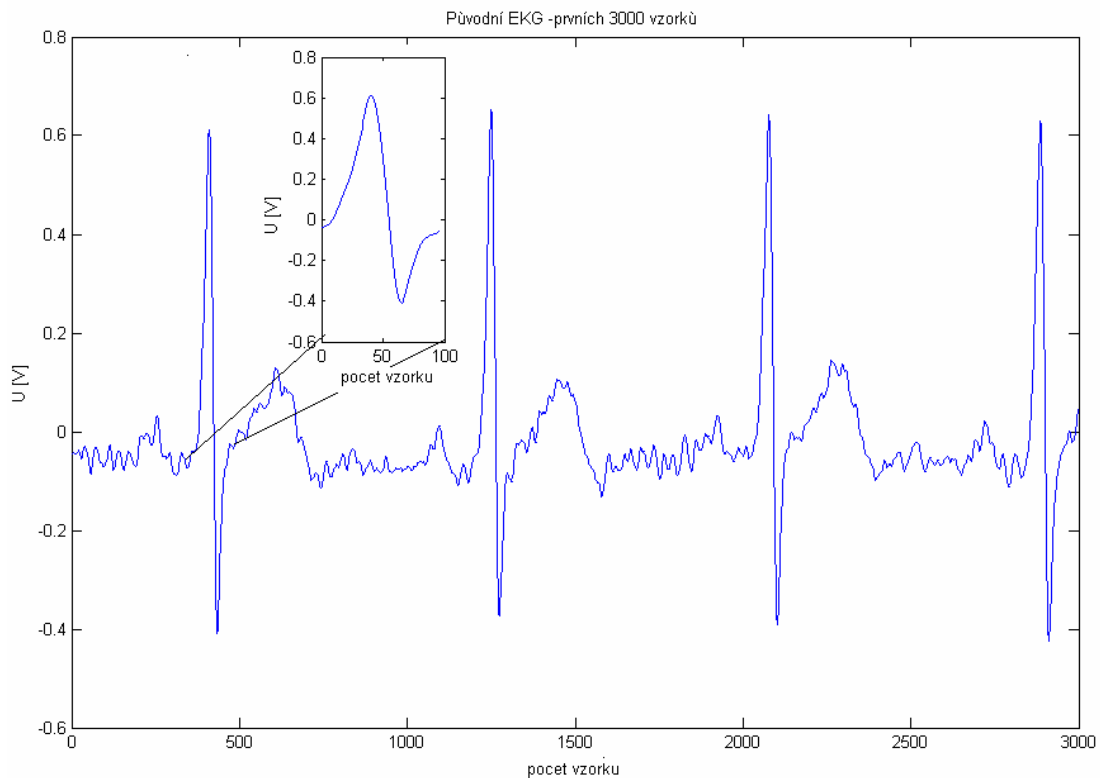
Průměrné hodnoty xt a xi se určí ze vztahů:

$$xt = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} xt(k) \quad (33)$$

$$xi = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} x(k+i) \quad (34)$$

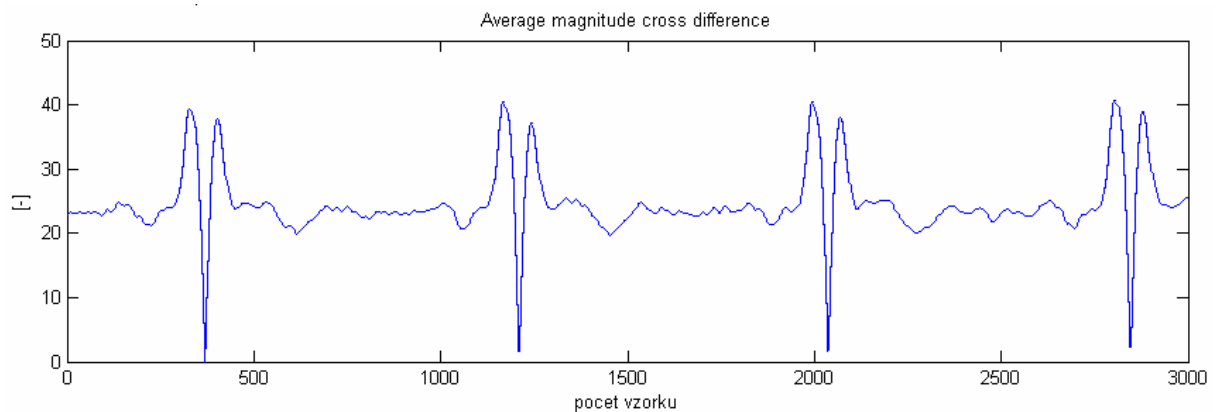
4.1.Zpracování EKG a detekce QRS

Před samotným počítáním rozdílu musíme získat QRS vzorek. QRS je nejvýraznější složka EKG můžeme tedy snadno tento vzorek signálu QRS bez problému vytvořit jako část z našeho původního signálu. Postup je zobrazen na obrázku č.40. V našem případě vzorek QRS vytvoříme z první periody EKG signálu. Pochopitelně můžeme vytvořit vzorek z libovolné periody signálu. Snažíme si vybrat takovou periodu signálu, ve které je QRS komplex minimálně rušený a odpovídá tvarově předpokladům. Pokud tedy máme vybraný vzorek QRS, vybereme ze signálu právě jen vzorky EKG odpovídající právě námi zvolenému QRS vzorku. Vzorek je znázorněn ve výřezu na obrázku č.40.



Obr.40 Původní signál EKG a výběr vzorku EKG

Pokud tedy máme vzorek QRS můžeme realizovat algoritmus, který bude počítat rozdíl mezi odpovídajícími EKG vzorky a QRS vzorky a sčítá absolutní hodnoty těchto rozdílů. podle vzorce (32) Je nutné vypočítat průměrné hodnoty x_t a x_i pomocí vztahů (33) a (34). Výsledný průběh vypočítaný pomocí algoritmu naprogramovaného dle vzorce (32) je zobrazen na obrázku č.41. Je patrné, že na místě kde se objevuje začátek QRS komplexu je diferenciální rozdíl minimální a blíží se k nule. U prvního QRS komplexu je dokonce nulový, což je způsobeno tím, že vzorek QRS byl právě vyroben s první periody signálu. Můžeme tedy říct, čím více se bude QRS komplex v signálu EKG podobat vzorku QRS, tím více se bude hodnota $y(i)$ blížit k nule.



Obr.41 Průběh vypočítaný algoritmem dle vztahu (23)

Nyní nám stačí najít minima signálu $y(i)$, které nám budou určovat začátky QRS komplexů v signálu EKG. Prvním krokem abychom mohli minima najít je porovnávání předzpracovaného signálu s pevným prahem. V našem případě velikost prahu nastavíme na hodnotu 5. Abychom zvýšili přesnost použijeme na takto předzpracovaný signál detektor minima, který může být realizován vzorcem (35), tento algoritmus nám najde minima signálu, které budou odpovídat začátkům QRS komplexů.

$$x(i-1) \langle x(i) \rangle x(i+1) \quad (35)$$

kde $x(i)$ je i -tý vzorek signálu.

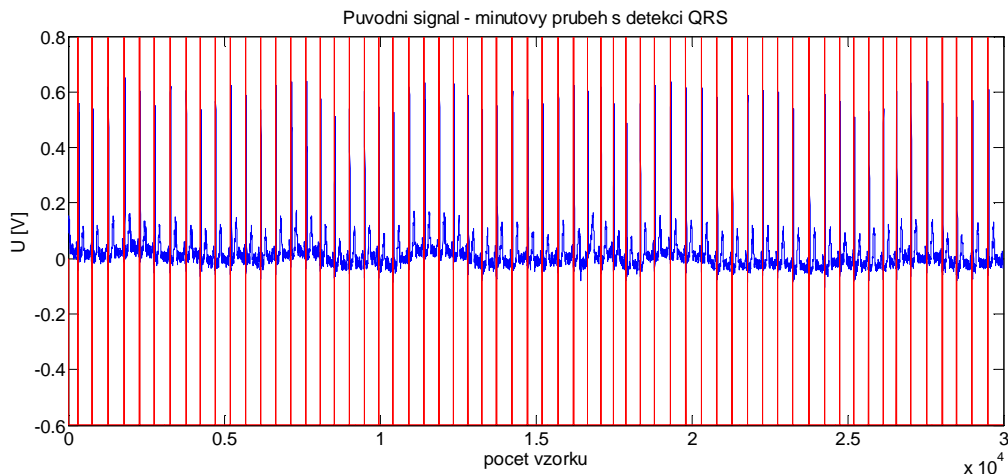
Ten to algoritmus nám najde minima signálu, které budou odpovídat začátkům QRS komplexu v signálu EKG. Výsledky detekce na prvních 3000 vzorcích jsou znázorněny na obrázku č.42. Je vidět že detektor nedetekuje špičky R, ale začátek komplexu QRS neboli vlnu Q.



Obr.42 Ukázka detekce QRS komplexů v původním signálu

4.2. Vyhodnocení detekce

Pokud si zobrazíme na obrázku 43 celý minutový změřený signál EKG se všemi detekovanými QRS komplexy, můžeme snadno určit účinnost detekce.

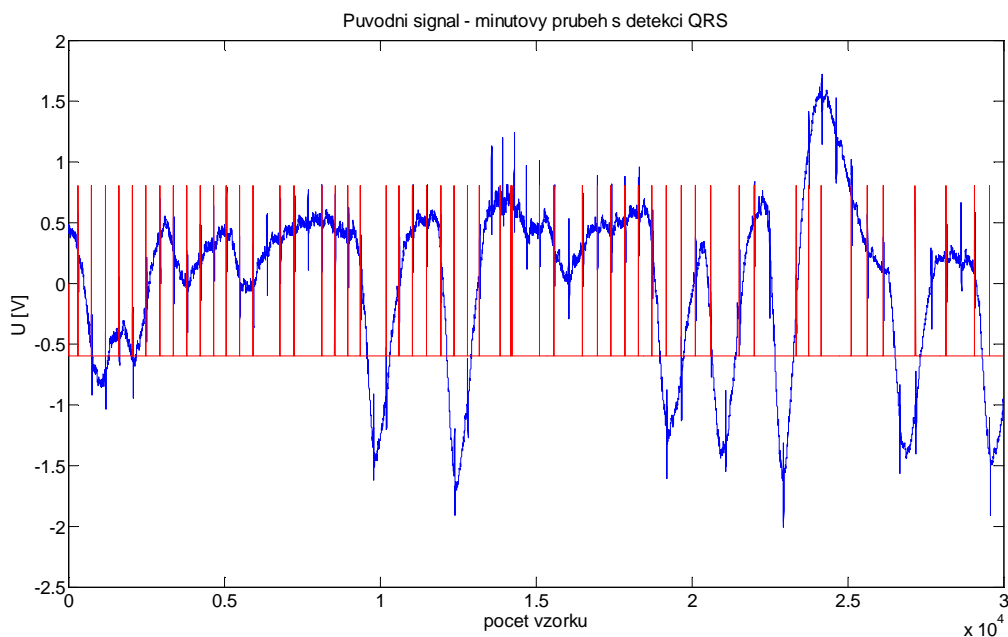


Obr.43 Minutový průběh s detekcí QRS

Tab. 5 Účinnost detekce

Počet QRS komplexů v úseku signálu	67
Počet správně detekovaných QRS komplexů v úseku signálu	67
účinnost	100%

Když byl vstupní signál výrazněji zarušen kolísáním nulové izolinie, jak je vidět na obrázku č.44, nebyla detekce tak úspěšná.



Obr.44 Minutový průběh s výrazným driftem s detekcí QRS

Tab. 6 Účinnost detekce 2

Počet QRS komplexů v úseku signálu	68
Počet správně detekovaných QRS komplexů v úseku signálu	53
účinnost	78%

Když jsem signál filtroval horní Lymnovou propustí s $f_m = 0,8$ Hz z předchozí části této práce, úspěšnost detekce byla vyšší, i když ani tak nedosahovala 100%. Na obrázku č. 45 je zobrazen signál po filtraci i s detekovanými QRS komplexy.



Obr.45 Minutový průběh po filtraci s detekcí QRS

Tab. 7 Účinnost detekce 3

Počet QRS komplexů v úseku signálu	68
Počet správně detekovaných QRS komplexů v úseku signálu	60
účinnost	88%

Metodu AMCD jsem na konec otestoval i s následnou detekcí na deseti minutových záznamech EKG filtrovaných vždy horní propustí s $f_m = 0,8$ Hz. Úspěšnost těchto detekcí je zaznamenána v tabulce:

Tab. 8 Účinnost detekce v deseti úsecích signálu

Záznam signálu č.	Počet QRS komplexů	Počet správně detekovaných QRS komplexů	Úspěšnost
[-]	[-]	[-]	[%]
1	67	67	100
2	68	60	88
3	70	67	96
4	68	67	99
5	68	68	100
6	66	65	98
7	67	60	90
8	65	58	89
9	65	65	100
10	64	64	100

Závěr

Filtry odvozené od Lynnových filtrů se ukázaly být velmi účinné pro odstranění driftu nulové izolinie a síťového rušení. Pro odstranění driftu byla použita horní propust, jejíž maximální mezní frekvence byla určena pomocí detekce nejdelšího R-R intervalu ve filtrovaném signálu. Filtr s takto určenou mezní frekvencí spolehlivě odstranil drift aniž by výrazně poškodil užitečné složky signálu. Ve filtrovaném signálu byly následně změřeny průměrné hodnoty R a T vlny. Průměrná hodnota T vlny s rostoucí mezní frekvencí klesala. Průměrná hodnota R vlny začala klesat až při překročení maximální přípustné mezní frekvence

Pásmová zádrž použitá k odstranění rušení ze sítě vykazovala nejvyšší odstup signálu od šumu při šířce zadržovaného pásma 3 Hz. Pokud bylo zadržované pásmo užší došlo k deformování užitečného signálu vlivem příliš zvlněné amplitudové frekvenční charakteristiky. Také u tohoto filtru byly změřeny průměrné hodnoty R a T vlny. Zde byla R vlna stejně jako T vlna nejméně utlumena při ideálním potlačovaném pásmu 3 Hz.

Metodou AMCD Average magnitude cross – difference jsem zpracovával signál pro detekci QRS komplexu. V takto upraveném signálu byl následně detekován QRS komplex, aby mohla být posouzena účinnost této metody. U záznamů EKG s pozvolným kolísáním nulové izolinie bylo detekováno 100 % QRS komplexů. Pokud vstupní signál vykazoval prudké výkyvy, byl nejprv filtrován horní propustí s předcházející kapitoly a poté zpracován pomocí AMCD. V takovém případě se úspěšnost detekce pohybovala mezi 90 a 100 %.

Seznam použité literatury

- [1] KHAN M. G., 2005: EKG a jeho hodnocení. Grada Publishing, Praha, 348 pp.
- [2] HAMPTON J. R., 2007: EKG v praxi. Grada Publishing, Praha, 376 pp
- [3] Holčík, J., Kozumplík, J.: Číslicová filtrace signálu EKG. Lékař a technika, 17, 1986, č. 6, s. 114-119.
- [4] Holčík, J.: Vlastnosti filtru pro odstranění driftu nulové izolínie signálu EKG. Lékař a technika, 19, 1988, č. 2, s. 25-29
- [5] Kozumplík, J., Holčík, J., Provazník, I.: Dynamický filtr pro potlačení driftu nulové izolínie signálu EKG. Lékař a technika, 24, 1993, č.3, s. 82-85
- [6] Kozumplík, J.: Rychlý lineární číslicový filtr pro potlačení driftu nulové izolínie EKG signálu. Lékař a technika, 21, 1990, č. 1, s. 6-11.
- [7] Kozumplík, J., Holčík, J.: Číslicový filtr pro potlačení síťového rušení v signálu EKG. Lékař a technika, 20, 1989, č. 3, s. 53-59.
- [8] Wikipedie: Zpracování signálu, Filtr(zpracování signálu), 2007. [cit. 6. března 2007]. Dostupný na WWW< <http://www.wikipedie.cz>>
- [9] Jan, J.: Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálů. 2.vid. Vysoké ušení technické v Brně, VUTIUM, 2002. 418s. ISBN 80-214-155-4.
- [10] Pavel Kubalík: Detekce QRS v zarušeném EKG signálu, 2011. [cit 2.května 2011]. Dostupný na WWW<<http://cs.felk.cvut.cz/~xkubalik/DetekceQRS/DetekceQRSvEKG.htm>>
- [11] ZAPLATÍLEK, K., DOŇAR, B. :Matlab začínáme se signály. BEN-technická literatura Praha, 2006.
- [12] LYNN, P.: *An Introduction to the Analysis and Processing of Signále*. Macmillan, 1989.
- [13] Kozumplík, J.: Lineární číslicové úzkopásmové filtry pro zpracování signálu EKG. Kandidátská disertační práce, FE VUT v Brně, 1992.
- [14] ZAPLATÍLEK, K., DOŇAR, B. :Matlab pro začátečníky. BEN-technická literatura Praha, 2005.

Seznam zkratk

hp – horní propust

dp – dolní propust

pz – pásmová zadrž

EKG,ECG - elektrokardiogram

AHA - American Heart Association

FIR - konečná impulsní charakteristika (finite impulse response)

IIR - nekonečná impulsní charakteristika (infinite impulse response)

AMCD - Average magnitude cross –difference

Příloha – zdrojové kódy

```
% Navrh pasmove zadrze

clear all; close all;

load s250bd
K=15;
p=5;
t=((p*K)-p)/2
B(1)=-1; B(t+1)=K; B(t+p+1)=-K;B(K*p+1)=1;B(K*p+t+1)=0; %čitatel
A(1)=K; A(p+1)=-K;A(K*p+t+1)=0;

H=freqz( B, A,1250);
f_osa=linspace(0,124,1250);
figure(1)
subplot( 1,2,1 );
%zplane(B,A);
plot( f_osa,abs( H ) );
xlabel('f[Hz]')
ylabel('|H(f)|[-]')
axis([0 125 0 1.26])
subplot( 1,2,2 );
plot( f_osa,angle( H ) );
xlabel('f[Hz]')
ylabel('Fáze[rad]')
axis([0 125 -3.5 3.5])

sPP = filtfilt(B,A,s250bd);

N=length(s250bd); % Urceni delky retezce
figure(2)
subplot(2,1,1);

fvz=250;
t_osa=0:1/fvz:(N-1)/fvz; % Generace osy x
plot(t_osa,s250bd);

xlabel('t[s]')
ylabel('Napeti[mV]')
title('Vstupní signál EKG');

subplot(2,1,2);
l1=abs(fft(s250bd));
f_osa=linspace(0,249,length(l1));

plot(f_osa,l1); % vykresli spektrum signalu
axis([0 100 0 200000])
xlabel('f[Hz]')
ylabel('|Napeti[uV]')
title('Spektrum vstupního EKG signálu');
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
N=length(sPP); % Urceni delky retezce
figure(3)
subplot(2,1,1); % Rozdeleni okna figure
```

```

fvz=250;
                                % Generace osy x
plot(t_osa,sPP);

xlabel('t[s]')
ylabel('Napeti[mV]')
title('Výstupní signál EKG');

subplot(2,1,2);

l=abs(fft(sPP));

plot(f_osa,l);                % vykresli spektrum signalu
axis([0 100 0 200000])
xlabel('f[Hz]')
ylabel('|Napeti[uV]')
title('Spektrum výstupního EKG signálu');

rozdil=s250bd-sPP;
figure(4)
plot(t_osa,rozdil);
xlabel('t[s]')
ylabel('Napeti[mV]')
title('Rozdil vstupniho a vystupniho signalu');

```

```

% Navrh kaskadni pasmove zadrze

clear all; close all;
load ref
load s500b
s=s500b
K=33;
p=10;
t=(K*p)-p
B(1)=-1; B((K*p)-p+1)=K*K; B((K*p)+1)=-((2*K*K)-2);
B((K*p)+p+1)=K*K;B((2*K*p)+1)=-1;B((3*K*p)-p+1)=0; %čitatel
A(1)=K*K; A(p+1)=(-2)*K*K;A((2*p)+1)=K*K;A((2*K*p)+t-(2*p)+1)=0;

H=freqz( B, A,2500);
figure(1)
f_osa=linspace(0,249,2500);
subplot( 1,2,1 );
plot( f_osa,abs( H ) );
xlabel('f[Hz]')
ylabel('|H(f)|[-]')
axis([0 250 0 1.1])
subplot( 1,2,2 );
plot( f_osa,angle( H ) );
xlabel('f[Hz]')
ylabel('Fáze[rad]')
axis([0 250 -3.5 3.5])

sPP = filtfilt(B,A,s);

N=length(s); % Urceni delky retezce

figure(2)

subplot(2,1,1); % Rozdeleni okna figure

fvz=500;
t_osa=0:1/fvz:(N-1)/fvz; % Generace osy x
plot(t_osa,s);

xlabel('t[s]')
ylabel('Napeti[mV]')
title('Vstupní signál EKG');

subplot(2,1,2);
l=abs(fft(s));
f_osa=linspace(0,499,length(l));

plot(f_osa,l); % vykresli spektrum signalu
axis([0 100 0 500000])
xlabel('f[Hz]')
ylabel('|Napeti[uV]')
title('Spektrum vstupního EKG signálu');
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
N=length(sPP); % Urceni delky retezce
figure(3)
subplot(2,1,1); % Rozdeleni okna figure

plot(t_osa,sPP);

```



```

xlabel('t[s]')
ylabel('Napeti[mV]')
title('Výstupní signál EKG');

subplot(2,1,2);

l1=abs(fft(sPP));

plot(f_osa,l1);          % vykresli spektrum signalu
axis([0 100 0 500000])
xlabel('f[Hz]')
ylabel('|Napeti[uV]')
title('Spektrum výstupního EKG signálu');

rozdil=s-sPP;
figure(4)
plot(t_osa,rozdil);
xlabel('t[s]')
ylabel('Napeti[mV]')
title('Rozdil vstupniho a vystupniho signalu');

Pref = sum( ref.^2 )/length(ref);
Psum = sum((sPP-ref).^2)/length(sPP);
SNR = 10*log( Pref/Psum );

```

```

% Navrh horni propusti

clear all;
close all;

load s250d
K=125;
B(1)=-1;B(K)=K; B(K+1)=(1-K);%B(2*K)=0;
A(1)=K;A(2)=K*(-1);%A(2*K)=0;

figure(1)
H=freqz( B, A);
ff_osa=linspace(0,124,length(H));
subplot( 1,2,1 );
plot( ff_osa,abs( H ) );
xlabel('f[Hz]')
ylabel('|H(f)|[-]')
axis([0 20 0 1.3])
subplot( 1,2,2 );
plot( ff_osa,angle( H ) );
xlabel('f[Hz]')
ylabel('Fáze[rad]')
axis([0 20 -3 3])

sPP = filtfilt(B,A,s250d);

N=length(s250d);
figure(2)
subplot(2,1,1);

    fvz=500;
    t_osa=0:(1/fvz):(N-1)/fvz;
    plot(t_osa,s250d);
    xlabel('t[s]')
    ylabel('Napeti[V]')
    title('Vstupní signál EKG');

subplot(2,1,2);
l1=abs(fft(s250d));
f_osa=linspace(0,fvz-1,length(l1));
plot(f_osa,l1); % vykresli spektrum signalu
axis([0 20 0 2000000])
xlabel('f[Hz]')
ylabel('|Napeti[uV]')
title('Spektrum vstupního EKG signálu');
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
N=length(sPP);
figure(3)
subplot(2,1,1);

plot(t_osa,sPP);
xlabel('t[s]')
ylabel('Napeti[mV]')
title('Výstupní signál EKG');

subplot(2,1,2);

```

```
l=abs(fft(sPP));

plot(f_osa,l);
axis([0 20 0 500000])
xlabel('f[Hz]')
ylabel('|Napeti[uV]')
title('Spektrum výstupního EKG signálu');

rozdil=s250d-sPP;
figure(4)
plot(t_osa,rozdil);
xlabel('t[s]')
ylabel('Napeti[mV]')
title('Rozdil puvodního a filtrovaného signalu')
```

```

% Navrh kaskadni horni propusti

close all; % navrh horni
propusti
clear all;
load s250d

K=156;
B(1)=-1;B(K)=K*K; B(K+1)=(K*K*(-2))+2;B(K+2)=K*K; B(2*K+1)=-1;
A(1)=K*K;A(2)=K*K*(-2);A(3)=K*K;A(2*K+1)=0;

H=freqz( B, A);

f_osa=linspace(0,124,512);
figure(1)
subplot( 1,2,1 );
plot( f_osa,abs( H ));

grid
xlabel('f[Hz]')
ylabel('|Hhp(f)|[-]')
axis([0 20 0 1.1])

subplot( 1,2,2 );
plot( angle( H ) );
xlabel('f[Hz]')
ylabel('Fáze[rad]')
axis([0 125 -3.5 3.5])
sPP = filtfilt(B,A,s250d);

N=length(s250d); % Urceni delky retezce
figure(2) % Rozdeleni okna figure
subplot(2,1,1);

fvz=250;
t_osa=0:1/fvz:(N-1)/fvz; % Generace osy x
plot(t_osa,s250d); % Vykresli signal
xlabel('t[s]')
ylabel('Napeti[mV]')
title('Vstupní signál EKG');

subplot(2,1,2);

l1=abs(fft(s250d));
f_osa=linspace(0,fvz-1,length(l1));
plot(f_osa,l1); % vykresli spektrum
signalu

title('Spektrum vstupního EKG signálu');
xlabel('f[Hz]')
ylabel('|Napeti[uV]')
axis([0 20 0 500000])

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

N=length(sPP);
figure(3)
subplot(2,1,1);

```

```

plot(t_osa,sPP);
xlabel('t[s]')
ylabel('Napeti[mV]')
title('Výstupní signál EKG');

subplot(2,1,2);

l=abs(fft(sPP));

plot(f_osa,l);
axis([0 20 0 500000])
xlabel('f[Hz]')
ylabel('|Napeti[uV]')
title('Spektrum výstupního EKG signálu');

rozdil=s250d-sPP;
figure(4)
plot(t_osa,rozdil);
xlabel('t[s]')
ylabel('Napeti[mV]')
title('Rozdil puvodniho a filtrovaneho signalu')

```

```

% AMCD

clear all ;close all;
load QRS.mat;

delka=length(y);
tem=y(346:375);%vzorek QRS

N=length(tem); %delka QRS vzorku

xt=0;
for k=1:N-1
    xt=xt+tem(k);
end
xt=xt/N;

y3(delka)=0;
for i = 1 : delka-N
    xi=0;
    for k = 1: N-1
        xi=xi+y(k+i);
    end
    xi=xi/N;
    for k=1:N-1
        y3(i)=y3(i) + abs(tem(k)-xt-(y(k+i)-xi));
    end
end

%detekce
delkaa=length(y3)
min=2;
for n=2:delkaa-2
    if y3(n-1)>y3(n)
        if y3(n)>y3(n+1)
            if y3(n)<min
                y4(n)=0.8;
            else
                y4(n)=-0.6;
            end
        else
            y4(n)=-0.6;
        end
    else
        y4(n)=-0.6;
    end
end
delkaaaa=length(y4)
m=1;
for n=1:delkaaaa
    if y4(n)==0.8;
        m=m+1
    end
end

```

```
pocet=m

figure(1)
subplot(311)
plot(y(1:3000)); title('Původní EKG');
subplot(312)
plot(y3(1:3000)); title('Average magnitude cross difference');
subplot(313)
plot(y4(1:3000)); title('Signál po detekci');

figure(3)
plot(y(1:delkaa));
hold on
plot(y4(1:delkaaa), 'red')
title('Puvodni signal - minutovy prubeh s detekci QRS');
xlabel('pocet vzorku');
ylabel('U [V]')
hold off
```