

Algoritmy pro zpracování EKG signálu

Algoritms for ECG Signal Processing

Bc. Radovan Krška

Diplomová práce
2015



Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně
Fakulta aplikované informatiky

Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně
Fakulta aplikované informatiky
akademický rok: 2014/2015

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: Bc. Radovan Krška
Osobní číslo: A13407
Studijní program: N3902 Inženýrská informatika
Studijní obor: Bezpečnostní technologie, systémy a management
Forma studia: kombinovaná

Téma práce: Algoritmy pro zpracování EKG signálu
Téma anglicky: Algorithms for ECG Signal Processing

Zásady pro vypracování:

1. Seznamte se s problematikou filtrace, zpracování a analýzy digitalizovaných EKG signálů.
2. Seznamte se s patologickými jevy, které lze ze sejmutých EKG signálů diagnostikovat.
3. Vytvořte si databázi EKG signálů zdravého člověka a lidí s různými onemocněními srdce.
4. Navrhněte algoritmus, který zabezpečí vyčištění EKG signálu a jeho zobrazení spolu s porovnáním s ideálním stavem.
5. Realizujte navržený algoritmus v prostředí Matlab.
6. Na základě zkušeností získaných s vytvořeným algoritmem navrhněte možné rozšíření, které by bylo schopné vyhledávat znaky patologických jevů na základě analýzy signálu.

Rozsah diplomové práce:

Rozsah příloh:

Forma zpracování diplomové práce: **tištěná/elektronická**

Seznam odborné literatury:

1. PRANDONI, Paolo a Martin VETTERLI. Signal processing for communications. 1st ed. Boca Raton: CRC Press ; EPFL Press, 2008, xv, 371 s. ISBN 978-1-4200-7046-0.
2. SOVOVÁ, Eliška. EKG pro sestry. Praha: Grada, 2006, 112 s. Sestra. ISBN 80-247-1542-2.
3. DAVÍDEK, Vratislav a Pavel SOVKA. Číslicové zpracování signálů a implementace. Vyd. 2., přeprac. Praha: České vysoké učení technické, 2002. ISBN 80-010-2483-0.
4. JAN, Jiří. Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálů. Vyd. 2. Brno: VUTUM, 2002, 427 s. ISBN 80-214-1558-4.
5. ZAPLATÍLEK, Karel a Bohuslav DOŇAR. MATLAB: tvorba uživatelských aplikací. 1. vyd. Praha: BEN, 2004, 215 s. ISBN 80-730-0133-0.

Vedoucí diplomové práce:

Ing. Martin Pospíšilík, Ph.D.

Ústav počítačových a komunikačních systémů

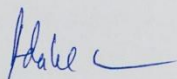
Datum zadání diplomové práce:

12. ledna 2015


Termín odevzdání diplomové práce:

15. května 2015

Ve Zlíně dne 6. února 2015



doc. Mgr. Milan Adámek, Ph.D.
děkan



doc. RNDr. Vojtěch Křesálek, CSc.
ředitel ústavu

Prohlašuji, že

- beru na vědomí, že odevzdáním diplomové/bakalářské práce souhlasím se zveřejněním své práce podle zákona č. 111/1998 Sb. o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších právních předpisů, bez ohledu na výsledek obhajoby;
- beru na vědomí, že diplomová/bakalářská práce bude uložena v elektronické podobě v univerzitním informačním systému dostupná k prezenčnímu nahlédnutí, že jeden výtisk diplomové/bakalářské práce bude uložen v příruční knihovně Fakulty aplikované informatiky Univerzity Tomáše Bati ve Zlíně a jeden výtisk bude uložen u vedoucího práce;
- byl/a jsem seznámen/a s tím, že na moji diplomovou/bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb. o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon) ve znění pozdějších právních předpisů, zejm. § 35 odst. 3;
- beru na vědomí, že podle § 60 odst. 1 autorského zákona má UTB ve Zlíně právo na uzavření licenční smlouvy o užití školního díla v rozsahu § 12 odst. 4 autorského zákona;
- beru na vědomí, že podle § 60 odst. 2 a 3 autorského zákona mohu užít své dílo – diplomovou/bakalářskou práci nebo poskytnout licenci k jejímu využití jen přípouští-li tak licenční smlouva uzavřená mezi mnou a Univerzitou Tomáše Bati ve Zlíně s tím, že vyrovnání případného přiměřeného příspěvku na úhradu nákladů, které byly Univerzitou Tomáše Bati ve Zlíně na vytvoření díla vynaloženy (až do jejich skutečné výše) bude rovněž předmětem této licenční smlouvy;
- beru na vědomí, že pokud bylo k vypracování diplomové/bakalářské práce využito softwaru poskytnutého Univerzitou Tomáše Bati ve Zlíně nebo jinými subjekty pouze ke studijním a výzkumným účelům (tedy pouze k nekomerčnímu využití), nelze výsledky diplomové/bakalářské práce využít ke komerčním účelům;
- beru na vědomí, že pokud je výstupem diplomové/bakalářské práce jakýkoliv softwarový produkt, považují se za součást práce rovněž i zdrojové kódy, popř. soubory, ze kterých se projekt skládá. Neodevzdání této součásti může být důvodem k neobhájení práce.

Prohlašuji,

- že jsem na diplomové práci pracoval samostatně a použitou literaturu jsem citoval. V případě publikace výsledků budu uveden jako spoluautor.
- že odevzdaná verze diplomové práce a verze elektronická nahraná do IS/STAG jsou totožné.

Ve Zlíně

.....
podpis diplomanta

ABSTRAKT

V diplomové práci se autor věnuje problematice digitálního zpracování signálů, konkrétně v oblasti zpracování signálu EKG. V diplomové práci jsou popsány základní principy, matematický aparát, postupy automatické detekce složek EKG signálu, konkrétně QRS komplexu a postupy návrhů filtrů a to zejména na bázi vlnkové transformace. Autor provedl praktické ověření vlastního algoritmu sestaveného v prostředí MATLAB, kde provedl testy na vybrané skupině signálů z volně dostupných databází lékařských diagnostických signálů (MIT-BIH Arrhythmia Database).

Závěrem práce byl věnován postupu pro návrh a vývoj možných automatických detektorů patologických jevů ze sejmutého EKG signálu.

Klíčová slova: MATLAB, EKG, QRS komplex, automatická detekce, digitální zpracování signálu

ABSTRACT

The thesis author addresses issues involved in processing of digital signals, namely the processing of ECG signals. It describes basic principles, mathematical apparatus, system of automatic detection of ECG signal components, namely the QRS complex and process of filter design, especially based on wavelet transformation. The author practically verified his own algorithm created in the MATLAB programming environment by testing of selected group of signals freely available in databases of medical diagnostic signals (MIT-BIH Arrhythmic Database).

Final part of the thesis is devoted to a brief design of possible extension to automatic detection of pathological changes in recorded ECG signals.

Keywords: MATLAB, ECG, QRS complex, automatic detection, digital signal processing

Rád bych poděkoval vedoucímu mé diplomové práce Ing. Martinovi Pospíšilíkovi, Ph.D. za odborné vedení, rady a připomínky, které mi poskytl během tvorby mé práce.

Dále bych rád poděkoval mé rodině za podporu během celého studia.

OBSAH

ÚVOD.....	9
I TEORETICKÁ ČÁST.....	12
1 FILTRACE, ZPRACOVÁNÍ A ANALÝZA DIGITALIZOVANÝCH EKG SIGNÁLŮ.....	13
1.1 MATEMATICKÝ APARÁT	13
1.1.1 Diskrétní Furierova transformace (DTFT).....	14
1.1.2 Rychlá Furierova transformace (FFT)	14
1.1.3 Diskrétní unitární transformace.....	16
1.1.4 Haarova transformace	17
1.1.5 Vlnková transformace	18
1.2 FILTRACE	20
1.2.1 IIR	22
1.2.2 FIR.....	26
1.3 NÁVRH FILTRU	27
1.4 FILTRACE EKG SIGNÁLU ZA POUŽITÍ IIR FILTRU	31
1.5 ANALÝZA	31
2 PATOLOGICKÉ JEVY A JEJICH DIAGNOSTIKA ZE SEJMUÝCH EKG SIGNÁLŮ.....	34
2.1 EKG.....	34
2.1.1 Vlna P.....	35
2.1.2 Vlna T.....	35
2.1.3 Vlna U	35
2.1.4 Interval PQ	36
2.1.5 Interval QT	36
2.1.6 Úsek ST.....	37
2.1.7 Komplex QRS	37
2.2 VEDENÍ VZRUCHU	37
2.3 PATOLOGICKÉ JEVY A MOŽNOST DETEKCE	38
3 V PRAXI POUŽÍVANÉ PŘÍSTROJE NA MĚŘENÍ EKG.....	41
3.1 STANDARDNÍ 12 SVODOVÉ EKG ZAŘÍZENÍ.....	42
3.2 HOLTERŮV PŘÍSTROJ	43
II PRAKTICKÁ ČÁST	44
4 DATABÁZE VZORKŮ A JEJICH PŘEDPŘÍPRAVA	45
4.1 DATABÁZE EKG SIGNÁLŮ.....	45
4.1.1 The ECG-ID Database	45
4.1.2 MIT-BIH Arrhythmia Database	46
4.1.3 Sudden Cardiac Death Holter Database	49
4.2 ŠUM A RUŠENÍ	49
5 FILTRACE EKG SIGNÁLU	52

5.1	RECOMMENDATION FOR STANDARDIZATION AND SPECIFICATIONS IN AUTOMATED ELECTROCARDIOGRAPHY	52
5.2	NÁVRH FILTRŮ FIR	54
5.3	NÁVRH FILTRŮ WT	54
5.4	POROVNÁNÍ ÚČINNOSTI FILTRŮ	57
5.5	FILTRACE EKG SIGNÁLU ZA POMOCÍ VLNKOVÉ TRANSFORMACE	61
5.6	AUTOMATICKÁ DETEKCE QRS KOMPLEXU V EKG SIGNÁLU	63
6	NÁVRH MOŽNOSTÍ DETEKCE PATOLOGICKÝCH JEVŮ	70
	ZÁVĚR	71
	CONCLUSION	73
	SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	75
	SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK	77
	SEZNAM OBRÁZKŮ	78
	ZDOJE OBRÁZKŮ	80
	SEZNAM TABULEK	81
	SEZNAM PŘÍLOH	82

ÚVOD

Tato diplomová práce se věnuje tématu filtrace, zpracování a analýzy digitalizovaných EKG signálů. Digitální zpracování signálů je oblast, která navázala na zpracování signálů analogové, které se převážně používalo do cca 90 let minulého století. Zpracování signálů v oblasti medicíny se používalo již před současným masivním nasazením výpočetní techniky v oboru. Využití výpočetní techniky v lékařské oblasti se netýká jen a pouze zpracování signálů typu EKG, ale i použití podstatně složitějších zobrazovacích technik, například při zpracování EEG, CT. Lékařská fakulta Univerzity Palackého v Olomouci má pěkně zpracované simulace, které jsou určené pro výuku (např. nukleární medicíny), kde je možné se seznámit v případě zájmu s možnostmi oboru v podstatně rozsáhlejší oblasti (digitální zpracování obrazu a videa), pro lékařské účely v dnešní době stále významnější.

V této diplomové práci komplexně projdu nejdůležitější aspekty týkající se zpracování sejmutého EKG signálu. Jeho primárního předzpracování, následné detekce QRS komplexu, který je sám o sobě nejdůležitější (nejvýraznější) částí EKG signálu a navážu možnostmi detekce onemocnění z tohoto zpracovaného signálu.

V části vyhrazené seznámení se s procesem činnosti srdce projdu jednotlivé fáze srdeční činnosti, jejich časovou návaznost a také jejich očekávaný (fyziologický) průběh a od toho odvozené detekce abnormalit a patologických stavů.

Při psaní této diplomové práce jsem si potvrdil, že doporučení daná a zmiňovaná v kapitole 5.1 Recommendation for Standardization and Specifications in Automated Electrocardiography jsou skutečně v případě zpracování medicínských signálů velmi důležitá. Při pokusech použít k filtraci IIR filtrů jsem opakovaně dostával nevhodné výsledky. Proto a i dále v DP se o tom zmiňuji byl tento typ filtrů z experimentů vyřazen a v práci jsem jej nepoužil.

Z pohledu filtrace EKG signálů se jako nejvhodnější ukázaly filtry založené na vlnkové transformaci. Tato transformace je relativně nová a přes poměrně netriviální nároky na pochopení principu, které na mne tato část DP kladla, jsem se rozhodl několik filtrů realizovat, a jak ukázaly výsledky, tak to byla vhodná volba.

V souvislosti s použitím softwarového nástroje MATLAB jsem narazil na možnost tvorby a návrhu vlastních vlnek a jejich případné použití, dle typu analyzovaného signálu. Při použití vlnkové transformace je vybírána vlnka, která tvarem co nejvíce připomíná

analyzovaný signál. Bohužel předpřipravené vlnky ne vždy a vhodně tento signál kryjí. Proto, v souvislosti s EKG signálem, mi přišlo logické použití vlastní navržené vlnky. Po konzultaci jsem od tohoto záměru byl odrazen, a to z důvodu značné časové náročnosti. V každém případě, tato myšlenka je pro mne natolik zajímavá, že ji zde v rámci úvodu zmíním.

Obor BTSM na FAI UTB je koncipován jako mezioborový, s převahou technických předmětů, jako je elektrotechnika, informační technologie a právně-bezpečnostní oblast, stejně jsem se snažil koncipovat a psát tuto diplomovou práci. Kombinují se zde čistě technické, informatické znalosti a dovednosti se znalostmi a dovednostmi z oboru lékařství.

Předpokládám, že čtenář této diplomové práce má znalosti v rozsahu elektrotechnických – informatických oborů, proto v rámci této DP budu uvádět z oboru lékařství minimum nutné k pochopení, v rámci práce jsem některé údaje zpracoval do tabulek pro snazší orientaci v problematice.

V diplomové práci jsem vycházel z knih autorů Čihalíka a Táborského, EKG v klinické praxi, knihy Eliška Sovové, EKG pro sestry, přehledně psané učebnice pro VŠB od Mohylové a Krajčí, Zpracování biologických signálů a v neposlední řadě jsem nahlížel do materiálů k přednáškám doc. Kubalčíka.

Kdo má zájem o problematiku řešenou v této diplomové práci a bude, stejně jako já, vycházet z minimálních vstupních znalostí, může s úspěchem využít seznam literatury, který mu tuto činnost značně zjednoduší.

V teoretické části budu popisovat obecně platné a všeobecně známé věci. To, že se jedná o všeobecně známé věci, je bráno pouze z pohledu čtenáře z elektrotechnických – informatických oborů. V opačném případě budou tyto informace poněkud nesrozumitelné. V průběhu psaní této práce jsem hovořil s několika lidmi, kteří mají, nebo měli medicínu jako své povolání a tito lidé mi opakovaně potvrdili, že technická stránka věci je pro ně černá skříňka, o které nic neví. Je proto nutné k tomu tak přistupovat a při hovorech s lékaři spíše poslouchat, než mluvit.

Obrazová část této diplomové práce tvoří jednak vizualizaci vysvětlované části problematiky, a dále též výstupy, které jsou výsledkem praktické části diplomové práce. Bylo sice možné vypsát pouze výsledek, například u detekce QRS komplexu, ale rozdíl mezi souborem se souřadnicemi R vrcholů a obrázkem znázorňujícím detekci R vrcholů

na daném EKG signálu je z hlediska demonstrace výsledku jednoznačně vhodnější. Tyto výstupy z programu MATLAB (obrázky) jsou záměrně vybrané a tedy mají spolu s textem diplomové práce demonstrovat určitý postup nebo jev popisovaný v textu. V přílohové části jsem rozřídil datové soubory obsahující vzorky EKG signálu, které jsem do ukázek použil, a ty, které jsem sice zkoušel v rámci testování, ale do textu diplomové práce nebyly použity.

V případě, že není u obrázku uveden autor (v příloze nazvané zdroj obrázků), jedná se o obrázky, anebo o snímky obrazovky (demonstrování programů a postupů, výstupů z programu MATLAB), které jsem pořídil já.

I. TEORETICKÁ ČÁST

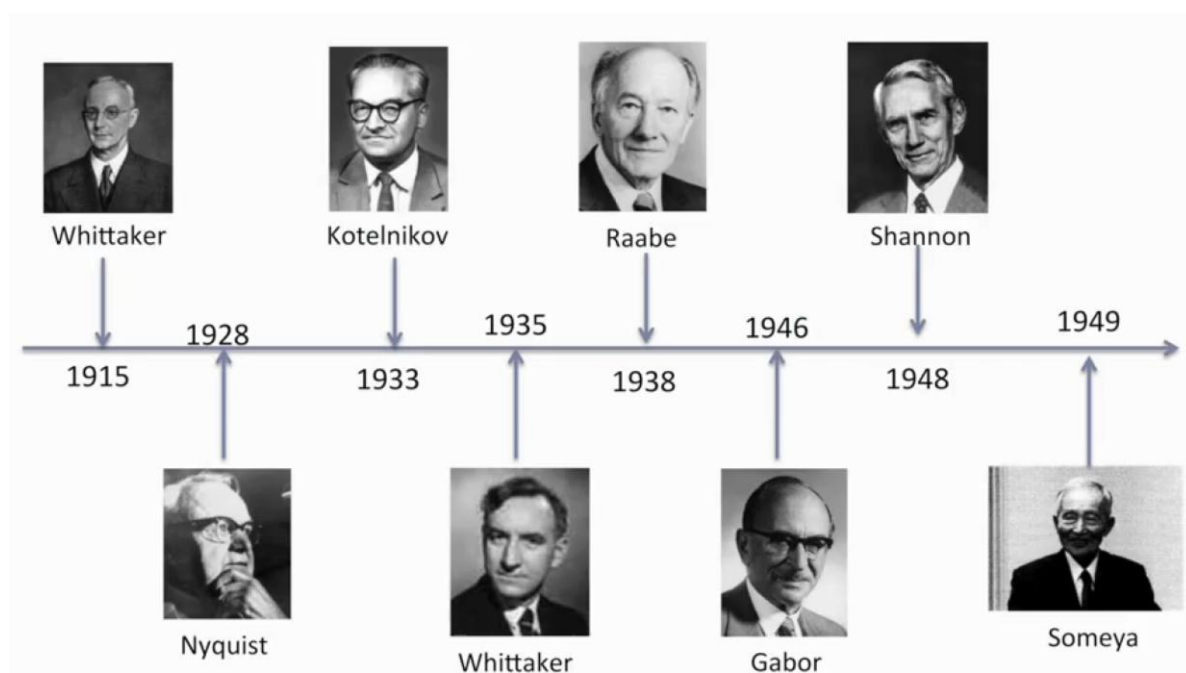
1 FILTRACE, ZPRACOVÁNÍ A ANALÝZA DIGITALIZOVANÝCH EKG SIGNÁLŮ

1.1 Matematický aparát

Aparát, který se užívá k výpočtům a návrhům filtrů se postupně vyvíjel více jak 100 let. Je nutné si uvědomit, že základ matematických metod je velmi starý a nasazení výpočetní techniky, a to ať různých jednoúčelových signálních procesorů, nebo i výpočtů v rozmanitých programech, toto nasazení podstatně zjednodušilo, zefektivnilo a v neposlední řadě jej učinilo také levnější a tím pádem podstatně rozšířenější technologií.

Oblast digitálního zpracování signálů (v anglické literatuře se používá zkratka DSP) je velice různorodá a zasahuje oblast od ekonomiky (trhy, akcie, prognózy), přes různé geologické aplikace (hlubinný průzkum), až po informatiku a elektrotechniku.

Na obrázku 1 je vyznačená časová osa, a to včetně jmen významných osobností, které přispěly k rozvoji oblasti zpracování signálu. Z jednotlivých datací je zřejmé, že se skutečně nejedná o novinku posledních let.



Obrázek 1

Je proto oprávněné očekávání, že tato oblast, digitální zpracování signálu, bude minimálně stejně významná i v dalším období a uplatnitelnost poznatků z této oblasti bude značná. Z oblasti výzkumu, který je veden na naší fakultě, pravděpodobně půjde nejvíce o zpracování obrazu a videa.

1.1.1 Diskrétní Furierova transformace (DTFT)

Fourierova transformace a její důležitost pro oblast analýzy a zpracování časového i obrazového signálu je nepochybná. Proto úvod této práce bude patřit stručnému uvedení do diskrétní části této transformace a také kvůli skutečnosti, že Fourierova transformace tvoří nativní součást zpracování primárního signálu u některých diagnostických metod, jako např. u magnetické rezonance, EKG a podobně. Budu se zde věnovat pouze DTFT a pochopení metody DTFT, neboť se jedná o práci zaměřenou na číslicové filtry a původní Fourierova transformace je určená pro signály a systémy spojité.

Výraz pro výpočet frekvenční charakteristiky

$$H(e^{j\omega T}) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} h[k]e^{-j\omega T} \quad (1.1)$$

představuje vztah mezi posloupností a spojitou komplexní funkcí. [4]

$$DTFT: X(e^{j\omega T}) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x[n]e^{-j\omega Tn} \quad (1.2)$$

$$IDTFT: x[n] = \frac{1}{2\pi} \int_{-\pi}^{\pi} X(e^{j\omega T})e^{-j\omega Tn} d\omega \quad (1.3)$$

Komplexní funkci $X(e^{j\omega T})$ nazýváme spektrem posloupnosti $x[n]$, modul $|X(e^{j\omega T})|$

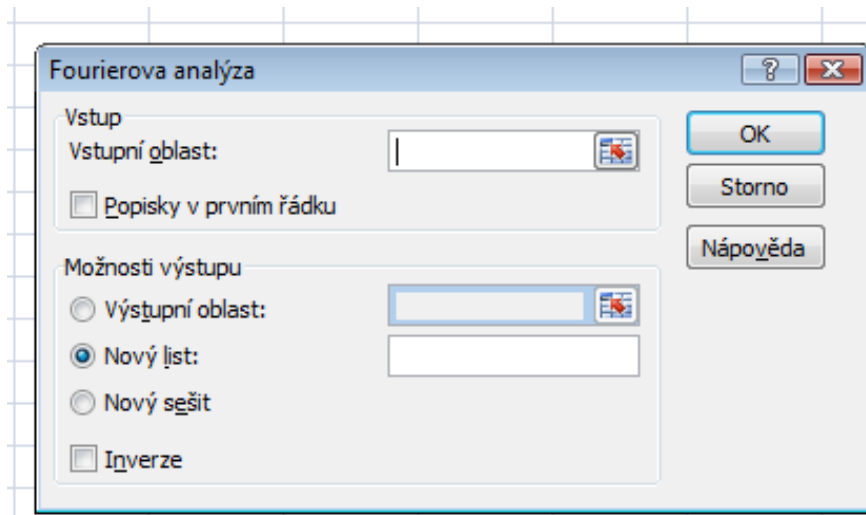
amplitudovým spektrem a $\arg(X(e^{j\omega T}))$ fázovým spektrem. [4]

Nutnou a dostačující podmínkou existence a to jak DTFT, tak IDTFT je splnění

$$|X(e^{j\omega T})| < \infty \text{ pro všechny } \omega T \quad (1.4)$$

1.1.2 Rychlá Furierova transformace (FFT)

V technické praxi se využívá algoritmů FFT, které zrychlují a automatizují výpočty. FFT v současné době řeší i např. Excel, možná pro někoho překvapivě. V každém případě, všichni zde probíraný matematický aparát je dostupný pomocí nástrojů, které umožní jeho použití i jen pouze poučené osobě. Další příklady v této práci budou zpracovány za použití MATLABu.



Obrázek 2 Excel – Fourierova analýza (analýza dat)

Provedeme substituci $W = e^{-\frac{j2\pi}{N}}$, $k = \frac{k}{NT}$, $n = nT$ a budeme vynechávat konstantu T .

Pak

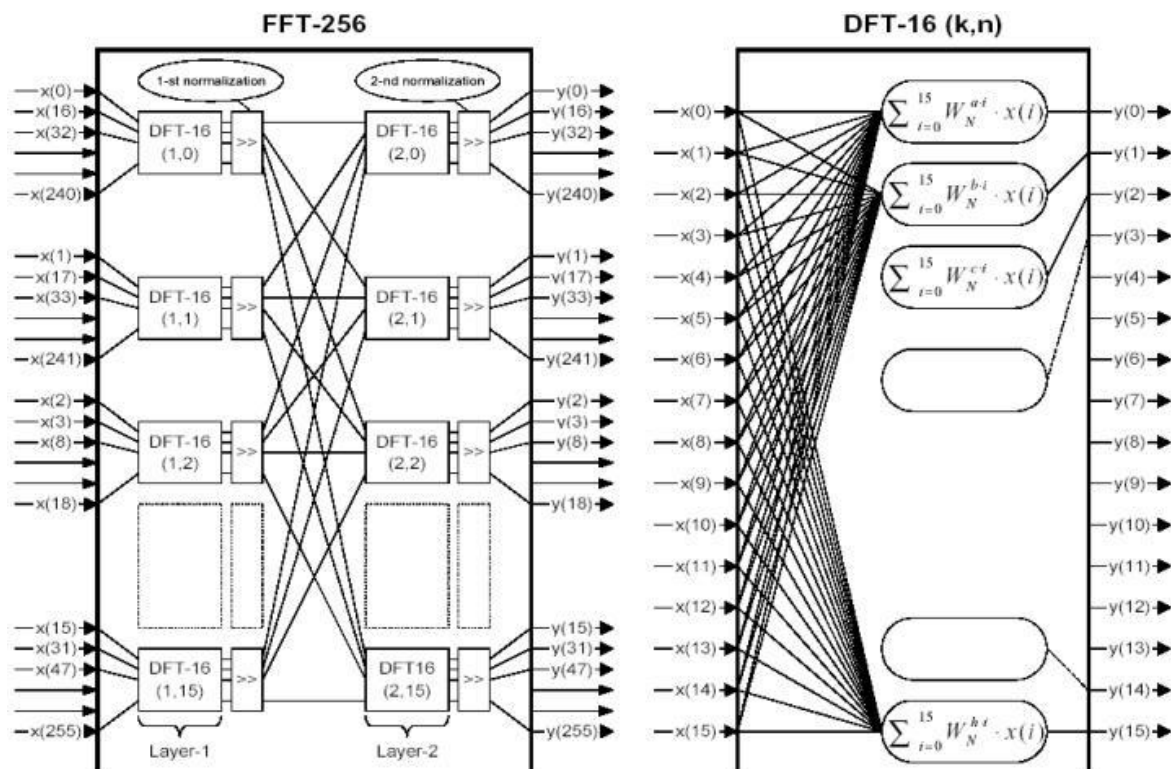
$$\sum_{n=0}^{N-1} x[n] W^{nk} \quad (1.5)$$

toto lze přepsat jako soustavu rovnic v maticovém tvaru

$$\begin{pmatrix} X[0] \\ X[1] \\ X[2] \\ X[3] \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} W^0 & W^0 & W^0 & W^0 \\ W^0 & W^1 & W^2 & W^3 \\ W^0 & W^2 & W^4 & W^6 \\ W^0 & W^3 & W^6 & W^9 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x[0] \\ x[1] \\ x[2] \\ x[3] \end{pmatrix} \quad (1.6)$$

Z předcházejících vztahů plyne, že k výpočtu posloupnosti $X[k]$ je zapotřebí N^2 komplexních násobení a $N(N - 1)$ komplexních sčítání.

V roce 1965 Cooley a Tukey vytvořili účinný algoritmus, který silně zrychlil výpočet Fourierovy transformace. Tento algoritmus je dnes označován právě jako FFT. FFT algoritmus je možné implementovat i do jednoúčelových zařízení (osciloskopy atd.).



Obrázek 3 noel.feld.cvut.cz [15]

Na obrázku 3 je ukázán princip standardního výpočtu FFT (vlevo) a výpočtu využívajícího paralelního zpracování vektoru dat (vpravo). Jak uvádí [15], obvyklý způsob výpočtu FFT je založen na metodě „Motýlek“, jejíž snahou je omezit počet násobení na minimum. U vektorových procesorů je však toto kritérium nepodstatné. Naopak, počet současně prováděných násobení je hlavním těžištěm výkonu těchto procesorů.

1.1.3 Diskrétní unitární transformace

Diskrétní lineární transformace je zobrazení $\{x_n\} \rightarrow \{X_k\}$ z tzv. originální oblasti (obecného vektorového prostoru \mathbb{C}^{N_1} , zpravidla však \mathbb{R}^{N_1}) do transformační oblasti (vektorového prostoru \mathbb{C}^{N_2} , zpravidla však \mathbb{R}^{N_2}) dle

$$X_k = \sum_{n=0}^{N_1-1} a_{k,n} x_n, \quad k \in \langle 0, N_2 - 1 \rangle, \quad (1.7)$$

nebo ve vektorovém tvaru

$$\mathbf{X} = \mathbf{A} \mathbf{x}, \quad (1.8)$$

kde matice \mathbf{A} o rozměru $N_2 \times N_1$,

$$\mathbf{A} = \begin{bmatrix} a_{0,0} & a_{0,1} & \cdots & a_{0,N_1-1} \\ a_{1,0} & a_{1,1} & \cdots & a_{1,N_1-1} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ a_{N_2-1,0} & a_{N_2-1,1} & \cdots & a_{N_2-1,N_1-1} \end{bmatrix} \quad (1.9)$$

je jádro transformace a jeho prvky jsou reálná, nebo komplexní čísla. Pokud je matice \mathbf{A} čtvercová a je regulární, $|\mathbf{A}| \neq 0$, je transformace ireverzibilní, a tato transformace je jednoznačné přiřazení mezi originální posloupností \mathbf{x} a transformovanou posloupností \mathbf{X} , která je nazývána diskretním spektrem. [4]

Zpětná transformace

$$\mathbf{x} = \mathbf{A}^{-1}\mathbf{X}, \quad (1.10)$$

A konečně, unitární transformace je taková diskretní lineární transformace, pro jejíž jádro platí

$$\mathbf{A}^{-1} = \mathbf{m}\mathbf{A}^{*T}, \quad (1.11)$$

kde \mathbf{m} je reálné číslo a symbol $*T$, znamená transponování matice. [4]

Hermitovská

$$\mathbf{A}^{*T} = \mathbf{A}, \quad (1.12)$$

zpětná transformace shodná s přímou a zvláštní případ unitárních transformací, transformace ortogonální, kde prvky jádra jsou reálná čísla

$$\mathbf{A}^{-1} = \mathbf{m}\mathbf{A}^T \quad (1.13)$$

1.1.4 Haarova transformace

Maďarský matematik jménem Alfréd Haar dal jméno nejenom Haarově transformaci, která jako první umožňuje časově frekvenční analýzu, ale i Haarově vlnce u vlnkové transformace. Vzhledem k tomu, že Haarova transformace je velmi přehledně a srozumitelně vysvětlena v [4], budu se této knize i nadále držet.

Haarova transformace má pravoúhlé (po částech konstantní) báze funkce, je to patrné z jádra pro $N = 4$ a $N = 8$:

$$H_4 = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & -1 & -1 \\ \sqrt{2} & \sqrt{-2} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \sqrt{2} & \sqrt{-2} \end{bmatrix} \quad (1.14)$$

$$H_8 = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & -1 & -1 & -1 & -1 \\ \sqrt{2} & \sqrt{2} & \sqrt{-2} & \sqrt{-2} & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \sqrt{2} & \sqrt{2} & \sqrt{-2} & \sqrt{-2} \\ 2 & -2 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 2 & -2 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 2 & -2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 2 & -2 \end{bmatrix} \quad (1.15)$$

První řádek definuje střední hodnotu signálu. Další řádky udávají váhové a časově různě rozsáhlé a rozdílně posunuté rozdíly průměru vzorků. Druhý řádek, rozdíl mezi levou a pravou polovinou signálu. Třetí (čtvrtý), rozdíl mezi první a druhou čtvrtinou signálu, atd. Poslední $N/2$ řádků poskytuje rozdíly mezi dvěma po sobě jdoucími vzorky ve všech $N/2$ možných pozicích. Koefficienty transformace tak mohou být interpretovány jako časově posunuté difference s různým časovým měřítkem. [4]

Toto je velmi důležité, protože, jak je zřejmé, výstupem této transformace je nejen údaj o rychlosti změn v čase (přibližně odpovídající frekvenci u Furierovy transformace), ale získáme i údaj o lokaci na časové ose. Tento údaj je přibližný, ale i tak, jde o výrazný posun oproti Furierově transformaci. [4]

Haarova transformace je historicky první, která umožnila časově frekvenční analýzu. [4]

1.1.5 Vlnková transformace

Vlnkové transformace (WT) patří mezi rychle se rozvíjející metody v řadě oborů, matematikou počínaje a inženýrskými aplikačními obory konče. Mezi nejpoužívanější aplikace patří: detekce nespojitostí (využívá především vynikající lokalizačních vlastností vlnkových transformací), komprese signálů (audio signály, video signály, statické obrazy) a rychlé algoritmy pro maticové operace. Pro tyto aplikace má vlnková transformace řadu předností.

Hlavní rozdíl od běžně používané Fourierovy transformace je v tom, že Fourierova transformace vlivem svého nekonečného rozsahu Fourierova integrálu pracuje se zprůměrovanými informacemi za celý signál, což vede k dobré frekvenční analýze, ale znemožňuje analýzu přechodných dějů a místně specifických úseků ve spektru. Při analýze EKG signálu dochází k překrývání užitečného signálu se šumem na stejné frekvenci, což nelze Fourierovou transformací rozlišit. Tuto nevýhodu odstraňuje analýza pomocí vlnkové transformace, která poskytuje způsob rozkladu signálu do jeho základních částí.

Matematicky můžeme vyjádřit spojitou vlnkovou transformaci

$$y(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi * \left(\frac{t-b}{a}\right) dt, \quad (1.16)$$

kde $x(t)$ je vstupní signál a symbol $*$ označuje komplexně proměnou. [21] [22]

Výraz

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi * \left(\frac{t-b}{a}\right), \quad (1.17)$$

definuje báзовou vlnku (funkci), která je popsána dilatací a a časovým posunem b . Tento časový posun b potom umožní určit polohu vlnky v čase. [21] [22]

V případě užití výpočetní techniky (v současnosti drtivá většina použití), což bude i případ této diplomové práce, se bude používat diskretní vlnková transformace (DWT) definovaná jako

$$y(m, k) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi * (2^{-m}t - kT) dt, \quad (1.18)$$

kde m je kmitočtové měřítko a k je časové měřítko. [21] [22]

Další možností je vlnková transformace s diskretním časem DTWT. Nejpoužívanější varianta je definovaná pomocí diskretní konvoluce.

$$y_m(n) = \sum_{i=-\infty}^{\infty} x(i) h_m(2^m n - i) = \sum_{i=-\infty}^{\infty} h_m(i) x(2^m n - i), \quad (1.19)$$

m je zde kmitočtové měřítko. Praktická realizace DWT a DTWT je pomocí bank filtrů. U DWT se jedná o lineární spojité oktaóvové filtry a v případě DTWT o diskretní oktaóvové filtry s impulsní charakteristikou $h_m(n)$. [21] [22]

1.2 Filtrace

Číslicový filtr je popsán v kmitočtové oblasti přenosovou funkcí, které v časové oblasti odpovídá diferenční rovnice s konstantními koeficienty. Přenosová funkce, impulsní odezva a diferenční rovnice představují ekvivalentní charakteristiky vztahu mezi vstupní a výstupní posloupností LTI systému, pracujícího v diskrétním čase. Pokud chceme implementovat takovýto systém analogovými obvody, pracující v diskrétním čase (např. SC filtry) nebo digitálními obvody (např. signálové procesory), musíme převést jeho diferenční rovnici (přenosovou funkci) do algoritmu resp. struktury, která odpovídá zvolené realizační technologii. [3]

Systém popsaný přenosovou funkcí prvního řádu

$$H(z) = \frac{b_0 + b_1 z^{-1}}{1 - az^{-1}}, \quad |z| > |a| \quad (1.20)$$

Vztah pro impulzní odezvu systému

$$h(n) = b_0 a^n u[n] + b_1 a^{n-1} u[n-1] \quad (1.21)$$

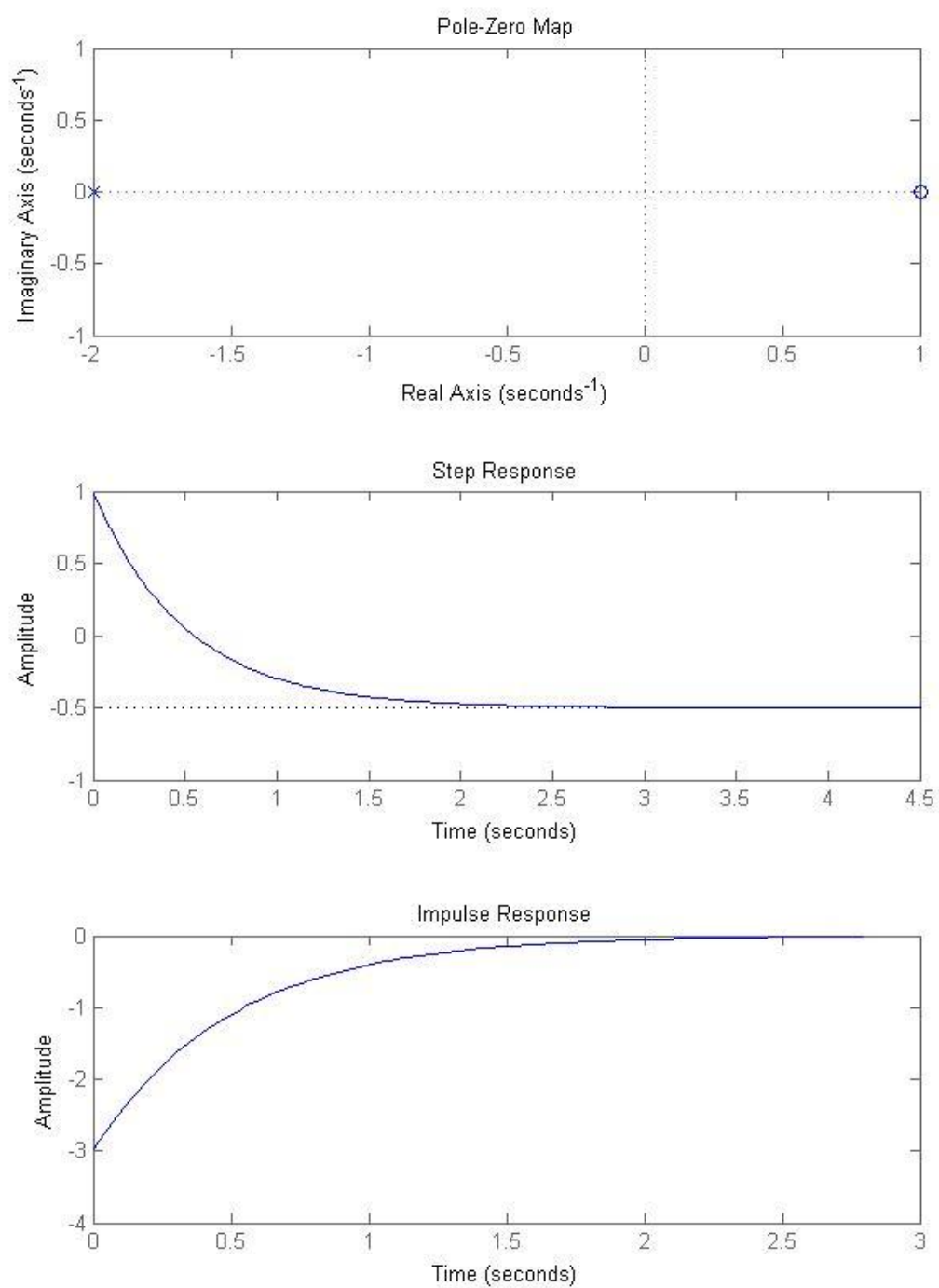
Diferenční rovnice

$$y(n) = ay[n-1] + b_0 x[n] + b_1 x[n-1] \quad (1.22)$$

Tento systém má nekonečnou impulsní odezvu. Jak uvádí [3], nelze takový systém implementovat pomocí diskrétní konvoluce. Je možné zobecněním

$$y(n) = ay[n-1] + b_0 x[n] + b_1 x[n-1] \quad (1.23)$$

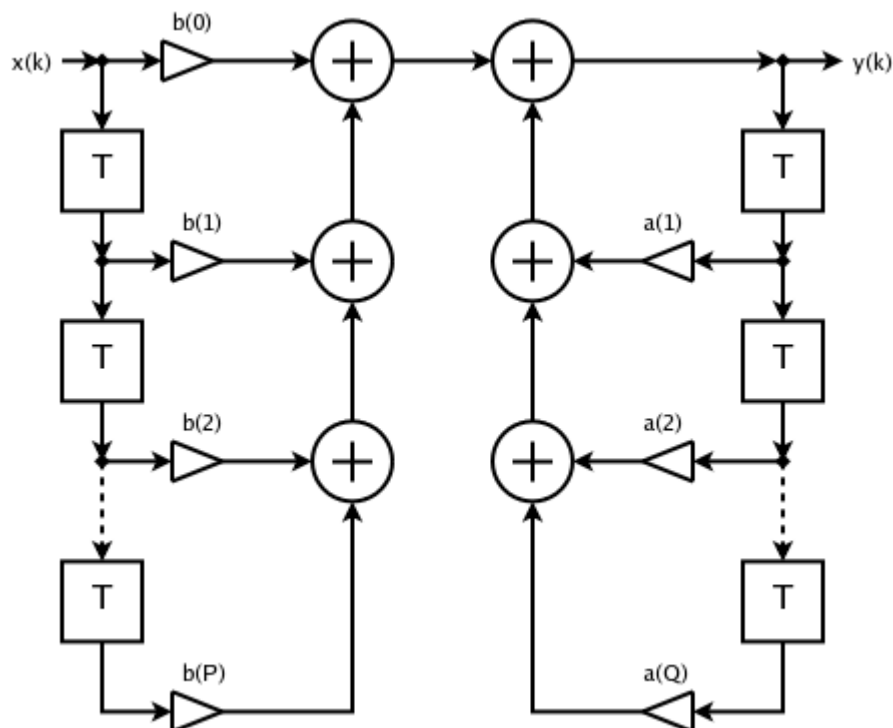
na diferenční rovnici **N**-tého řádu. Tato rovnice již bude popisovat algoritmus výstupní posloupnosti diskrétního systému.



Obrázek 4 MATLAB - Příklad vykreslení – Póly, nuly, odezva

1.2.1 IIR

Jedná se o filtry s nekonečnou impulsní odezvou, anglicky Infinite Impulse Response, a jsou ekvivalentem analogových filtrů. Proto se zpravidla při návrhu vychází z analogového návrhu takového filtru a tento se převede do diskrétní oblasti $H(z)$.



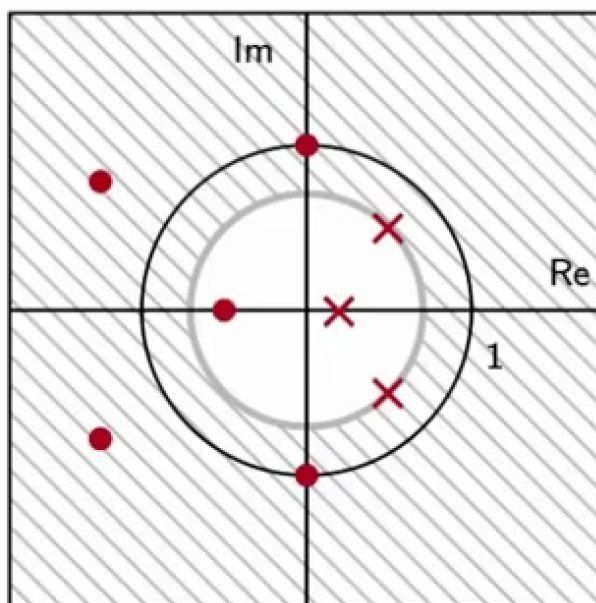
Obrázek 5 Filtr IIR – blokové schéma

Číslicový filtr je stabilní, pokud pro jeho omezený vstupní signál bude omezený výstupní signál a tato vlastnost se označuje v anglických textech jako BIBO (Bounded Input Bounded Output)

$$\text{BIBO stabilita} \Leftrightarrow \sum_{n=-\infty}^{\infty} |h[n]| < \infty \quad (1.24)$$

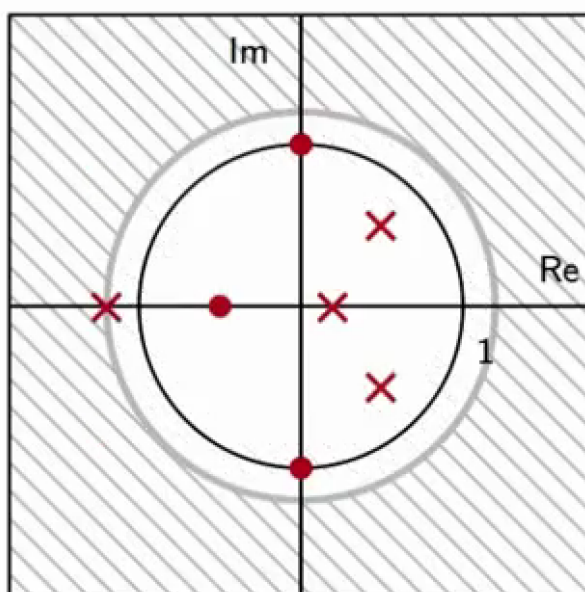
$$H(z)|_{|z|=1} < \infty \Leftrightarrow \sum_{n=-\infty}^{\infty} |h[n]| < \infty \quad (1.25)$$

Platí pro filtr s impulsní odezvou, filtr je stabilní, jen a pouze tehdy pokud póly jsou uvnitř jednotkového kruhu. Nulové body mají vliv nikoliv na stabilitu, ale na frekvenční vlastnosti filtru.



Obrázek 6 Stabilní systém

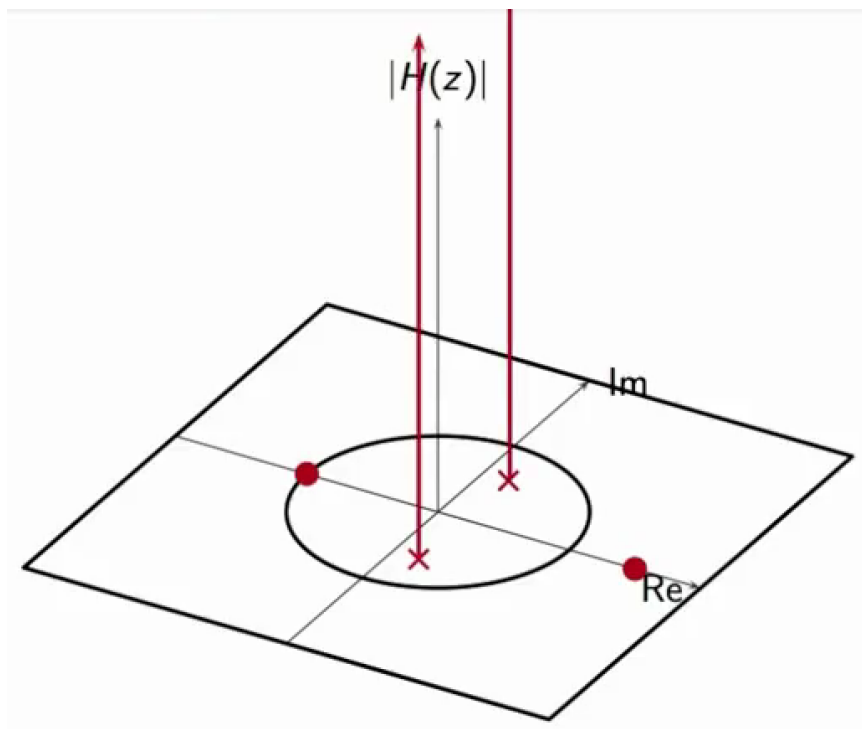
Obrázek 6 posunuté nuly mimo jednotkový kruh, neznačí to nestabilitu, ale pouze se mění frekvenční vlastnosti



Obrázek 7 Nestabilní systém

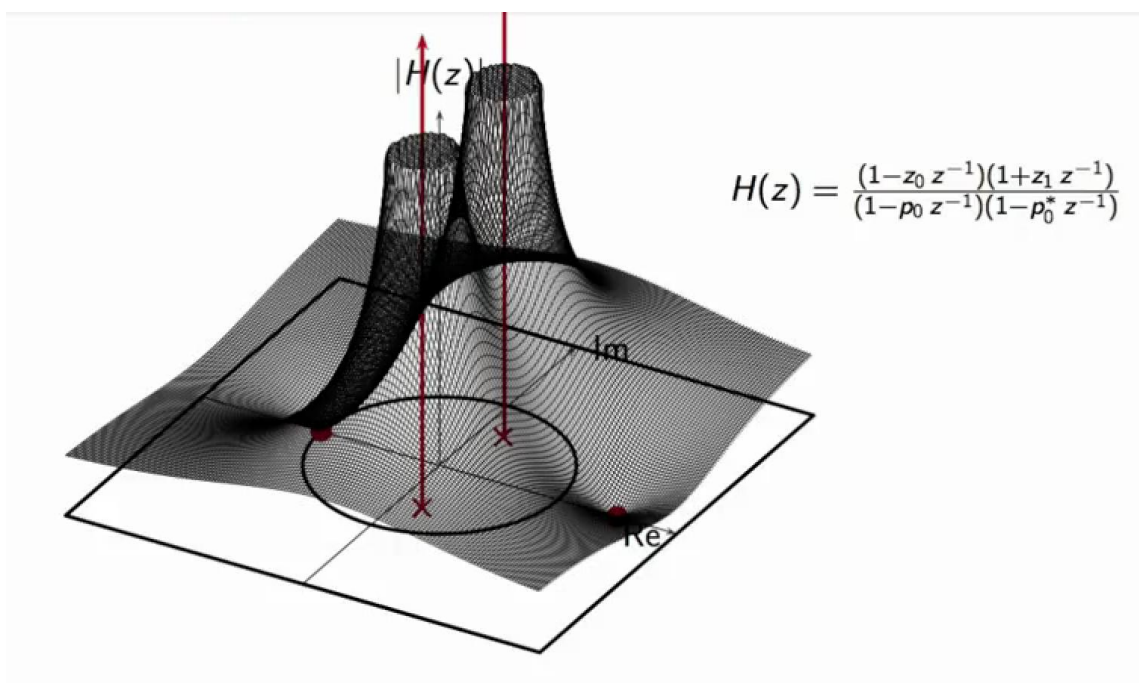
Na obrázku 7 je vidět pól, který je mimo jednotkového kruhu a to značí nestabilní systém.

Na obrázku 8, 9 a 10 je dobře vidět frekvenční odezvu systému.



Obrázek 8

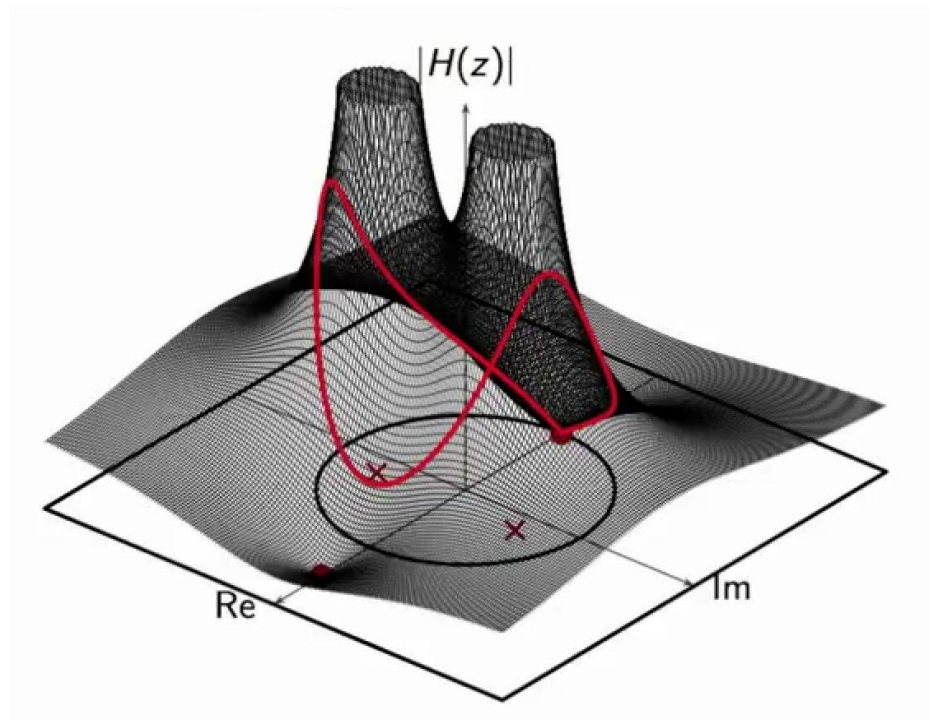
Póly jsou body v rovině, ve kterých nabývá přenosová funkce $\mathbf{H(z)}$ nekonečné hodnoty (obrázek 8), proto póly rozhodují o stabilitě systému. [3]



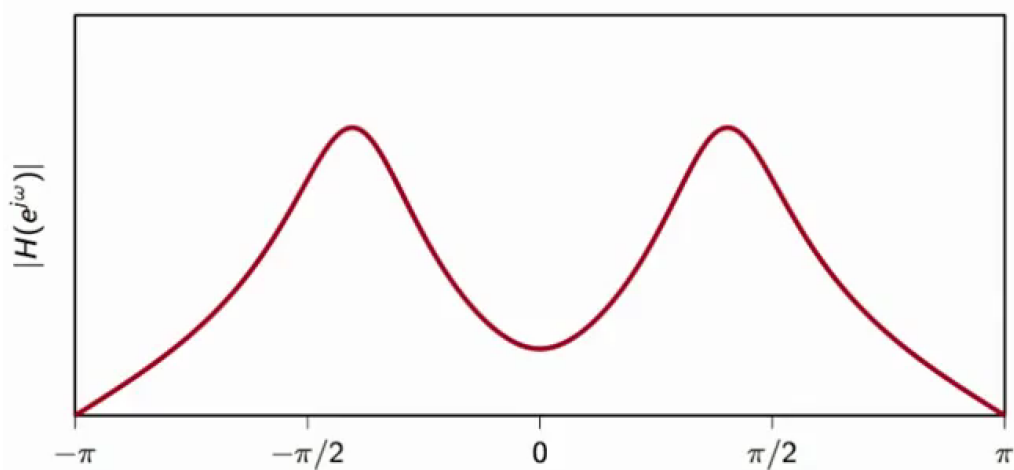
Obrázek 9

Póly jsou značeny křížky a nuly jsou vyznačeny kruhem. Na obrázku 9 je vidět přenosová funkce $\mathbf{H(z)}$, která je zobrazena jako „síťka“. Pro představu, co se vlastně počítá, je toto

velmi názorné zobrazení a zjednoduší to představu dále i v jakýchkoliv dalších výpočtech, které bude eventuálně nutné kdykoliv v budoucnu provést.



Obrázek 10



Obrázek 11 Estimating frequency response

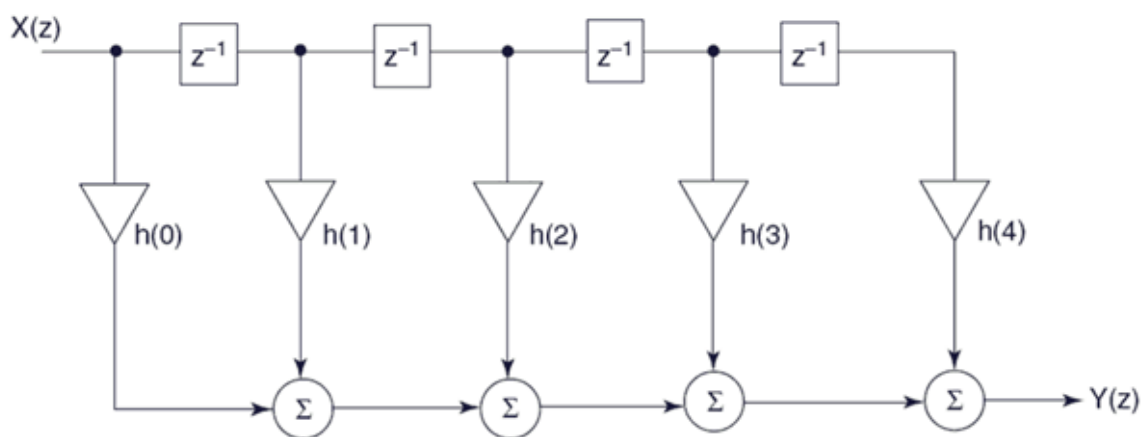
Při návrhu IIR filtru je nutné řešit dva typy problému a to

- aproximační problematiku (Butterworth, Čebyšev I + II, ...)

- problematiku realizační (Navržení přenosové funkce, aby nedošlo k velkým numerickým a kvantizačním chybám).

1.2.2 FIR

Filtr FIR (Finite Impulse Response) je filtr s konečnou impulzní odezvou. Jeho největší výhodou je stabilita a jednoduchost implementace. Filtry FIR jsou zpravidla nazývány jako nerekurzivní, nebo konvoluční. Z hlediska zpracování stochastických signálů se jedná o provádění operací klouzavého součtu (Moving Average). [3]



Obrázek 12 Filtr FIR - blokové schéma

Délka impulzní odezvy je konečná a výstup je proto možné psát jako konvoluční sumu

$$y[n] = \sum_{m=0}^{N-1} h[m]x[n-m] \quad (1.26)$$

kde $\mathbf{x}[n]$ je vstupní posloupnost a $\mathbf{h}[n]$ je impulzní odezva. [3]

V kmitočtové oblasti je přenosová funkce FIR filtru dána Z – transformací impulzní odezvy $\mathbf{h}[n]$

$$H(z) = \sum_{n=0}^{N-1} h[n]z^{-n} \quad (1.27)$$

Frekvenční odezvu filtru získáme z předchozí rovnice dosazením $z = e^{j\omega T}$ [3]

$$H(e^{j\omega T}) = \sum_{n=0}^{N-1} h[n]e^{j\omega T n} \quad (1.28)$$

ωT je frekvence v radiánech (úhlový kmitočet normovaný ke vzorkovací frekvenci). Zde je nutné upozornit na anglické značení $z = e^{j\omega}$, kde frekvence ω je brána jako normovaná

pro $T = 1$ s a pak je jednotkou rovněž radián. [3] Použité je to zde v této práci například u převzatého obrázku 11.

DFT vyjadřuje hodnoty frekvenční odezvy v bodech

$$H(k) = H(\omega)|_{2k\pi/N} = H\left(\frac{2k\pi}{N}\right) \quad k = 0, 1, \dots, N-1 \quad (1.29)$$

Inverzní DFT požadované frekvenční charakteristiky FIR filtru poskytne koeficienty impulzní odezvy $h[z]$. [3]

1.3 Návrh filtru

Postup návrhu číslicového filtru vychází z několika kroků:

- Volba typu filtru - FIR, IIR, WT
- Volba řádu filtru
- Volba struktury filtru
- Výpočet koeficientů přenosu
- Kontrola splnění zadání - výpočet a kontrola frekvenční charakteristiky filtru

Frekvenčně selektivní filtry – účelem je propustit nebo potlačit složky signálu v určitém frekvenčním pásmu

- Dolní propust
- Horní propust
- Pásmová propust
- Pásmová zadrž
- další možnosti: Lymnovy filtry, vycházející z filtrů hřebenových,...

V současné době se pro návrhy filtrů používají softwarové nástroje, které umožňují výrazně rychlejší postup práce a následnou kontrolu výstupu. Softwarový nástroj MATLAB obsahuje přímo návrhové nástroje, tooly. Návrhy a realizace všech filtrů v této DP je provedena za jejich pomoci.

Příklad zpracování IIR a FIR filtru pro zadané parametry, frekvence v (Hz), za pomoci nástroje fdatool:

Na obrázku 13 se jedná o:

Chebyshev Type II Bandpass filter

```
Fs = 500; % Sampling Frequency

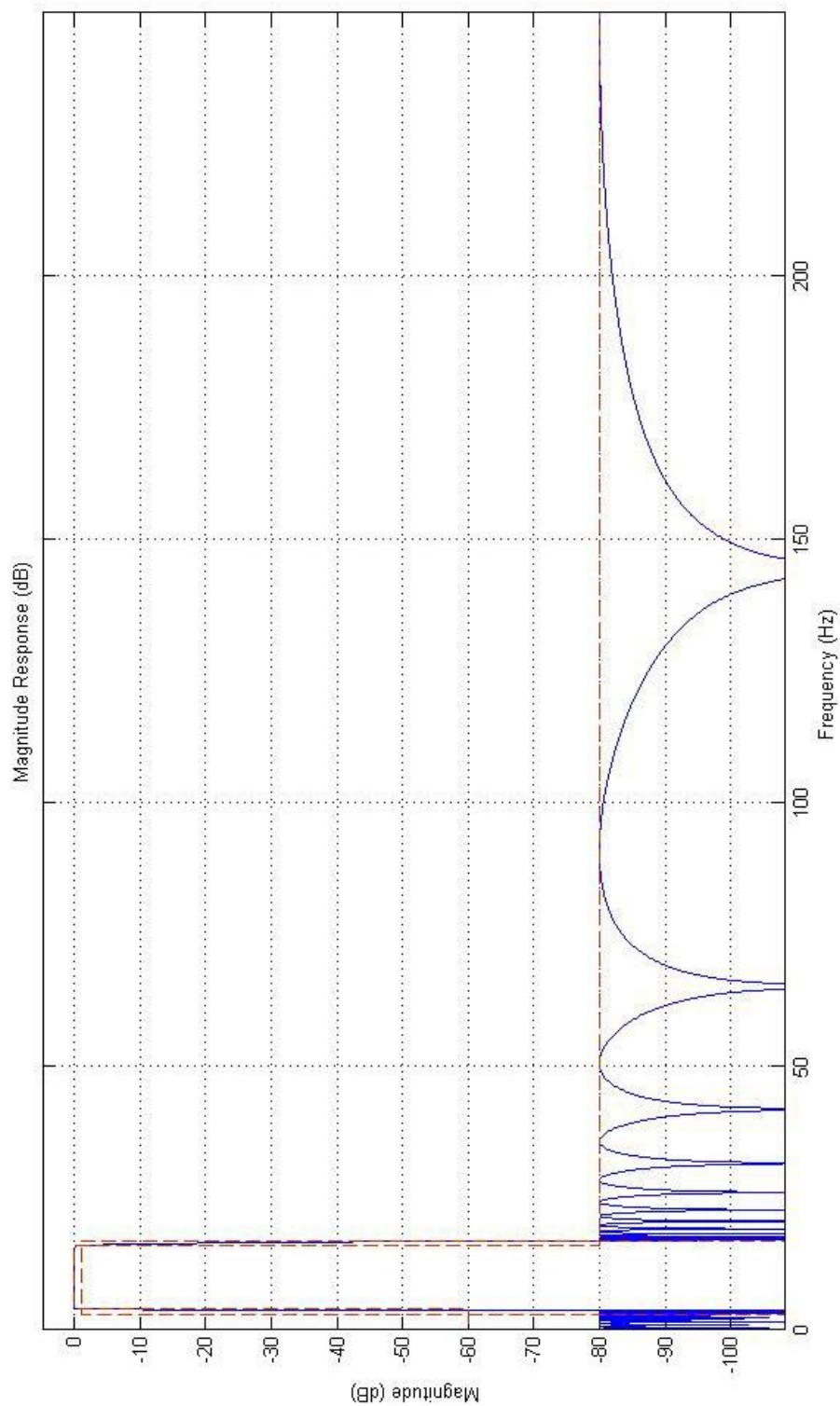
Fstop1 = 3; % First Stopband Frequency
Fpass1 = 4; % First Passband Frequency
Fpass2 = 16; % Second Passband Frequency
Fstop2 = 17; % Second Stopband Frequency
Astop1 = 60; % First Stopband Attenuation (dB)
Apass = 1; % Passband Ripple (dB)
Astop2 = 80; % Second Stopband Attenuation (dB)
```

Na obrázku 14 se jedná o:

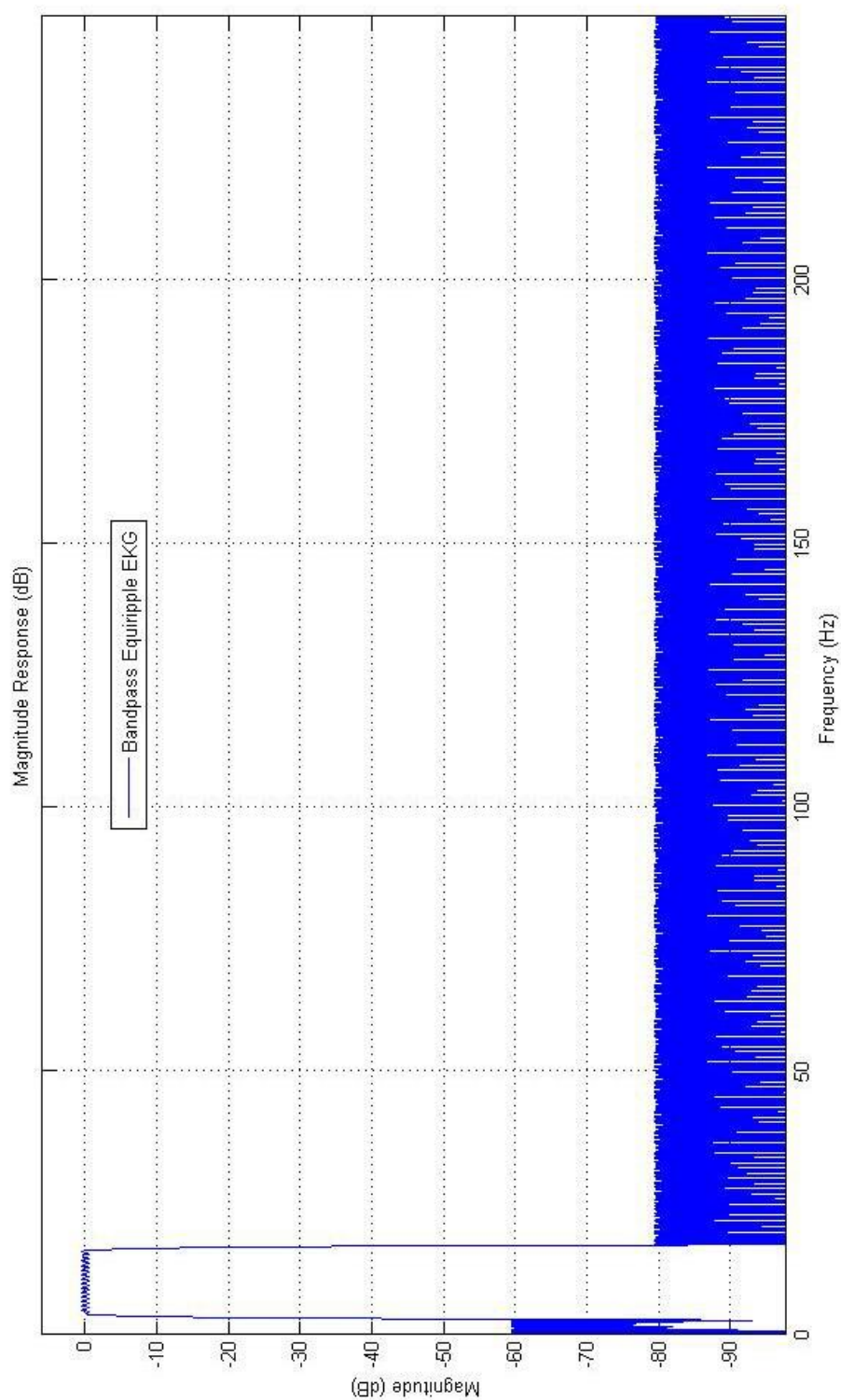
Equiripple Bandpass filter

```
Fs = 500; % Sampling Frequency

Fstop1 = 3; % First Stopband Frequency
Fpass1 = 4; % First Passband Frequency
Fpass2 = 16; % Second Passband Frequency
Fstop2 = 17; % Second Stopband Frequency
Dstop1 = 0.001; % First Stopband Attenuation
Dpass = 0.057501127785; % Passband Ripple
Dstop2 = 0.0001; % Second Stopband Attenuation
dens = 20; % Density Factor
```



Obrázek 13 Chebyshev Type II Bandpass filter



Obrázek 14 Equiripple Bandpass filter

1.4 Filtrace EKG signálu za použití IIR filtru

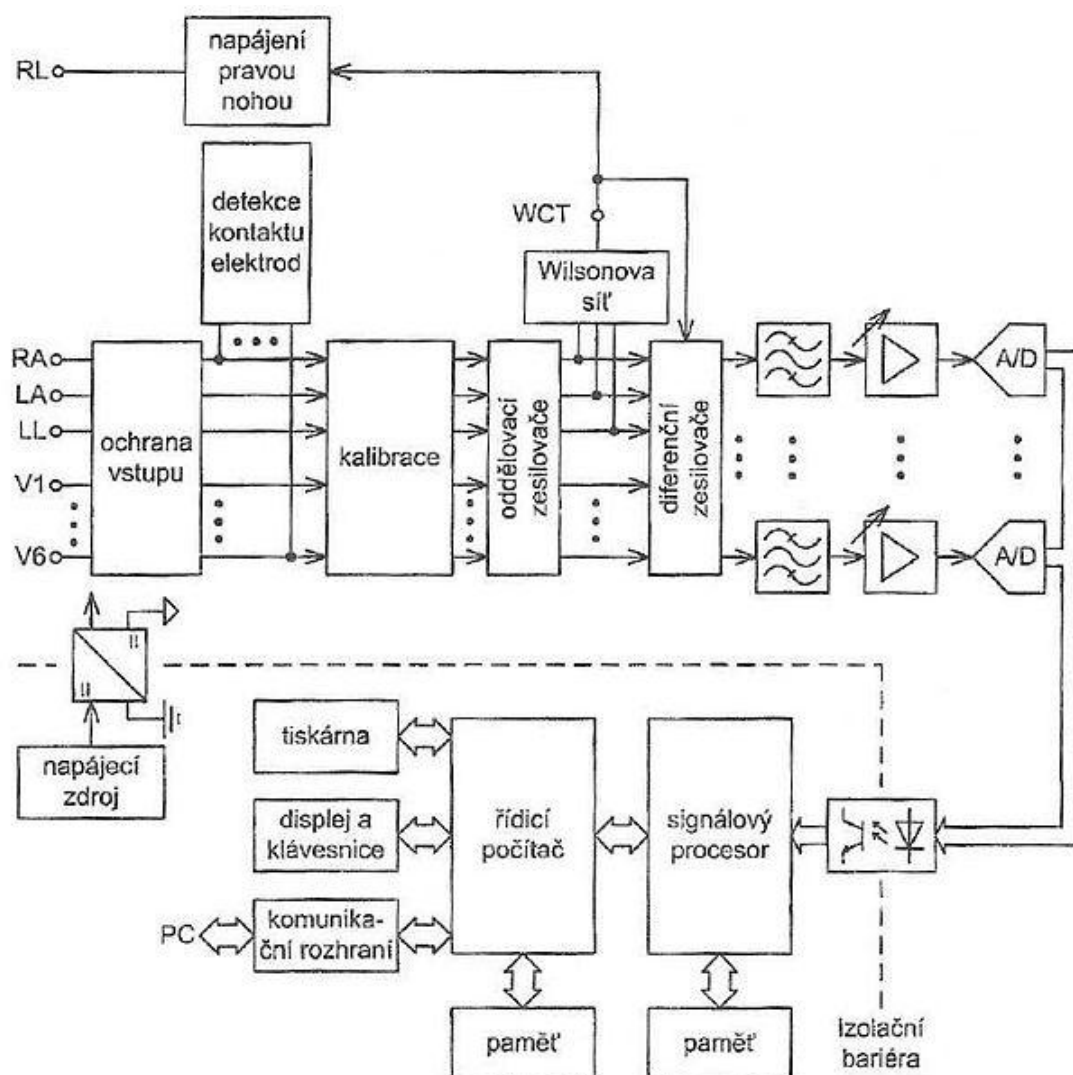
Důležitá poznámka k použití IIR filtrů i pro filtraci EKG signálu. IIR filtry obecně mají nelineární fázovou charakteristiku, která zásadním způsobem deformuje signál – obzvláště v segmentu ST, který je diagnosticky důležitý – používá se při diagnostice angíny pectoris, kde horizontální deprese úseku ST značí koronární nedostatečnost. V průběhu přípravy praktické části diplomové práce jsem chtěl do výsledků zahrnout i IIR filtry. Po porovnání výstupů při použití 4 známých IIR filtrů:

- Butterworthův,
- Čebyševův typ I,
- Čebyševův typ II,
- eliptický,

kdy koeficienty filtrů byly spočítány pomocí v programu MATLAB pomocí funkce butter, cheby1, cheby2 a ellip a následné realizaci filtrace příkazem filter, jsem se rozhodl tyto filtry z DP vyřadit a dále se jimi nezabývat. Deformace EKG signálu byly značné. Toto odpovídá i doporučení AHA, více viz kapitola 5.1 praktické části DP.

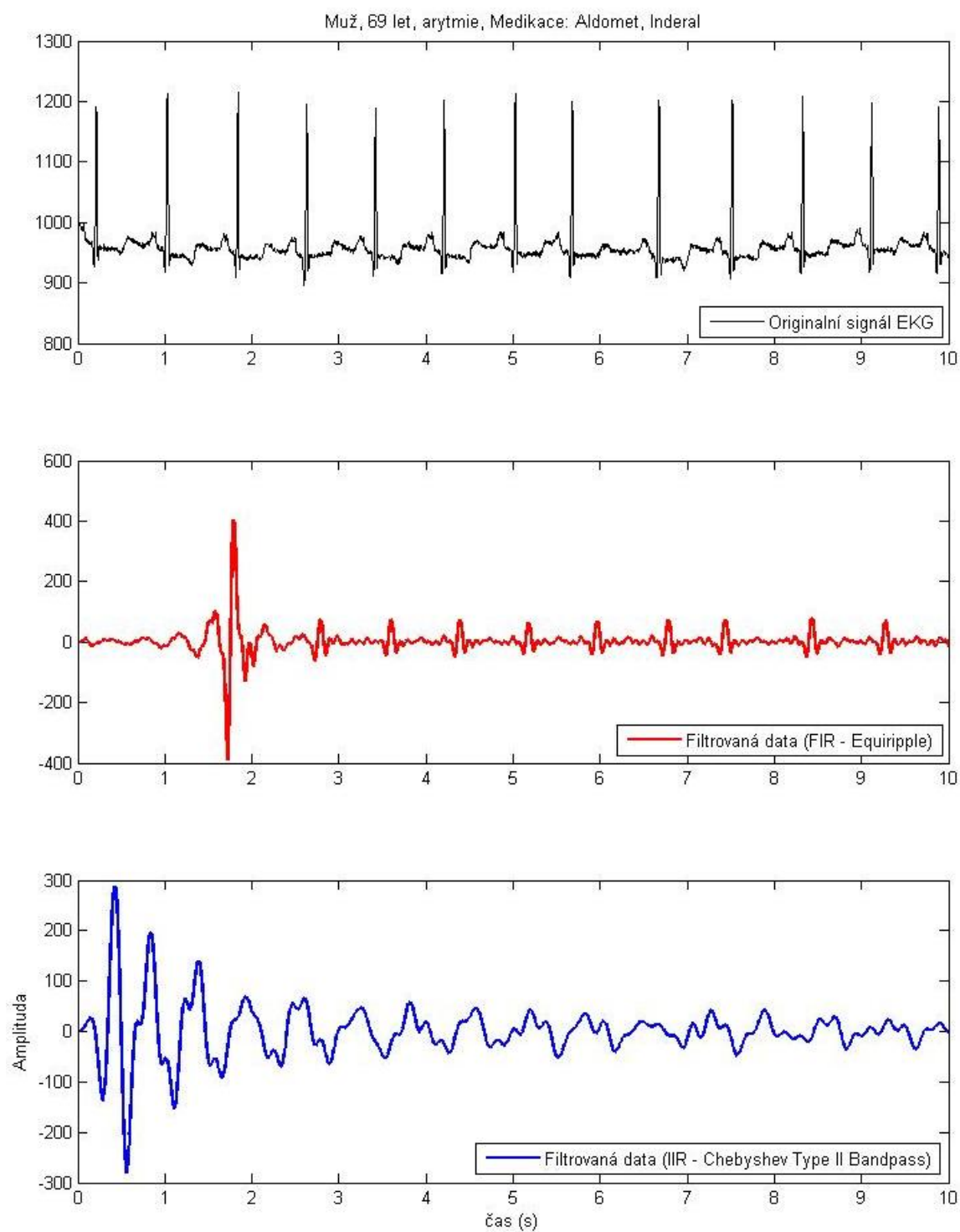
1.5 Analýza

Reálný přístroj na měření EKG má blokové schéma dle obrázku 15. Část, která je pro tuto diplomovou práci zajímavá, je blok signálového procesoru. Při realizaci návrhu EKG zařízení se vycházelo z návrhu filtrů obdobných analogovým filtrům, což jsou IIR filtry. Tyto filtry by proto bylo logické zvolit i pro realizaci filtrace. Ovšem z důvodu stability a jednoduchosti návrhu a na základě doporučení AHA se zaměřím na vhodnější filtry FIR a filtry založené na vlnkové transformaci. V praktické části práce se pokusím porovnat výstupy z obou typů filtrů a porovnat jejich vhodnost.



Obrázek 15 Marek Penhaker, Martin Imramovský, Lékařské diagnostické přístroje

Je zde nutné také podotknout, že nejběžnější srdeční onemocnění, arytmie, vybočuje, jak již sám název tohoto onemocnění naznačuje, z očekávaných frekvenčních rozsahů. Pokud by při návrhu filtru toto nebylo vzáno v potaz, výsledek by byl podobný jako na obrázku 16.



Obrázek 16 Ukázka ke kapitole 1.4

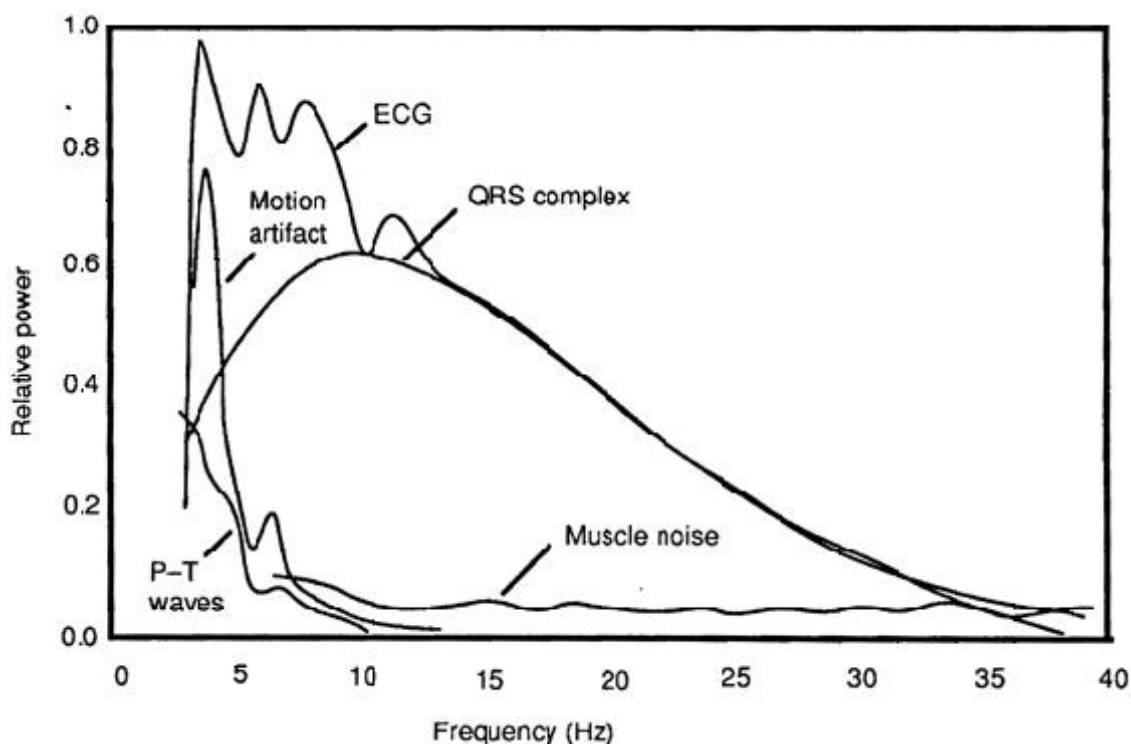
2 PATOLOGICKÉ JEVY A JEJICH DIAGNOSTIKA ZE SEJMUTÝCH EKG SIGNÁLŮ.

Zde je nutné říci, že diagnostika srdečních onemocnění se netýká pouze EKG a přístrojů na EKG založených, ale i ultrazvukového vyšetření, rentgenového snímkování a dalších postupů, které nebudou v této práci zmiňovány.

Pro tuto práci je rozhodné, naučit se rozpoznávat jednotlivé stavy detekovatelné pomocí EKG zařízení a v rámci zadání této práce je dále zpracovávat pomocí MATLABu. V úvodu této části proto uvedu popis měřitelných frekvencí, měřitelných napětí a případná nežádoucí rušení.

2.1 EKG

Na obrázku 17 je rozkreslena průměrná frekvenční charakteristika EKG signálu. Tato charakteristika se bude lišit nejenom člověk od člověka, ale i dle způsobu snímání signálu. Toto vše bude nutné následně zohlednit v praktické části, kde bude se signálem pracováno. Návrh filtrů bude muset zohlednit frekvence diagnosticky důležitých informací a vypořádat se s rušením na stejné frekvenci (dýchání, pohyb svalů).



Obrázek 17 Frekvenční složky EKG

Tyto frekvence jsou důležité při návrhu filtrů EKG:

- Srdeční puls: 0.67 – 5 Hz (cca 40 – 300 tepů za minutu)
- P – vlna: 0.67 – 5 Hz
- QRS komplex: 10 – 50 Hz
- T – vlna: 1 – 7 Hz
- “Potenciály vyšších frekvencí” : 100 – 500 Hz

Frekvenční artefakty a šum v EKG:

- Svaly – pohyb: 5 – 50 Hz
- Dýchání: 0.12 – 0.5 Hz (cca 8 – 30 za minutu)
- Síťová rušení – brum: 50 Hz, nebo 60 Hz (napájení, nebo neodrušené vedení)
- Jiná elektrická činnost: frekvence typicky >10 Hz (svalový pohyb při ležení, magnetické pole, monitory)

Z uvedeného přehledu je zřejmé, že se ve frekvenčním rozsahu 1 – 7 Hz dostáváme do problému, jak rozlišit jednotlivé složky signálu. Primární předzpracování zarušeného signálu bude oproti detekci, např. QRS komplexu, relativně jednoduché.

2.1.1 Vlna P

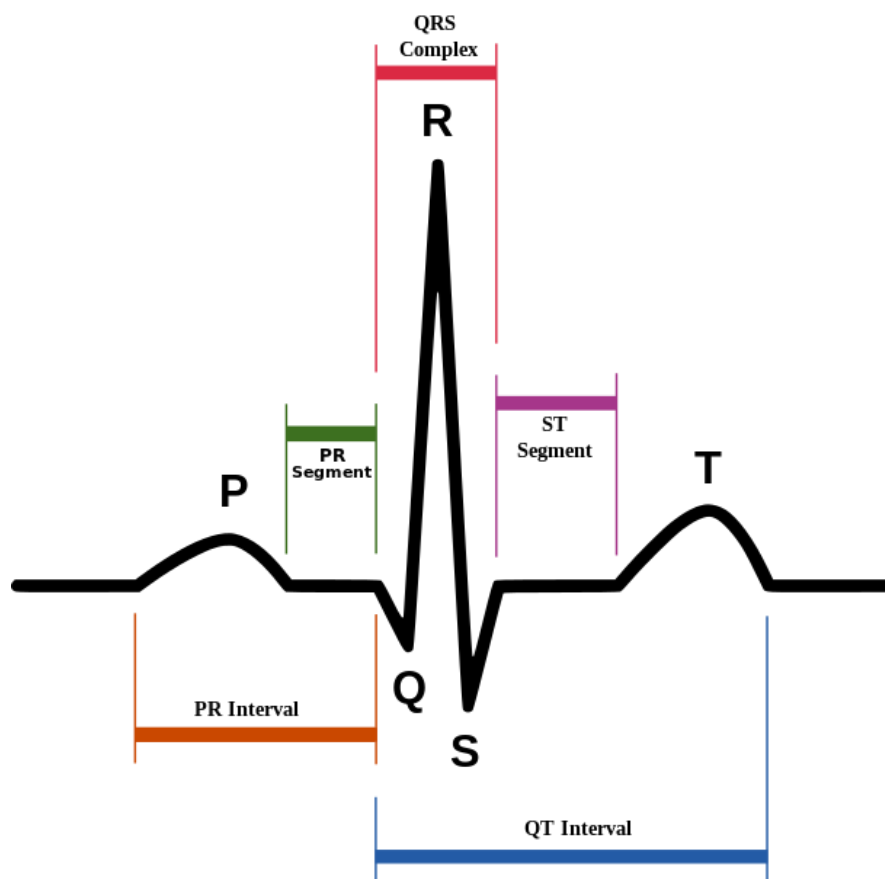
Vlna P vzniká jako následek depolarizace obou síní srdečních, počáteční část je způsobena převážně depolarizací pravé síně srdeční, koncová část je způsobena depolarizací levé síně. Normálně je pozitivní v I, II, aVF, V2-6 a negativní ve aVR EKG svodu. Standardně je trvání vlny P 0,11 s, výška vlny je do 2,5 mm – vlnu hodnotíme nejčastěji ve svodu V2, kde je většinou nejlépe rozeznatelná. [2]

2.1.2 Vlna T

Vlna T je reprezentant repolarizace komor. Standardně je pozitivní. Ve svodech III, aVR, V1, 2 může být obrácená, negativní. [2]

2.1.3 Vlna U

Vlna U je také reprezentant repolarizace komor. Není vždy na EKG záznamu vyjádřena. [2]



Obrázek 18 Popis EKG křivky – značení segmentů

2.1.4 Interval PQ

Úsek PQ (na obrázku 18 je označen jako PR – anglický obrázek) je časový interval, který začíná počátkem vlny P a končí počátkem QRS komplexu. Tímto úsekem se projevuje vedení vzruchu od SA uzlu přes svalovinu srdečních síní, AV uzel, Hisův svazek a síť Purkyňových vláken (názorně viz obrázek 19). Normální hodnoty trvání jsou kolem 0,12–0,20 s. Probíhá v isoelektrické linii. Isoelektrická linie je definována jako linie, kterou EKG píše i při chodu naprázdno nebo v době mezi jednotlivými srdečními cykly. [2]

2.1.5 Interval QT

Úsek QT je časový úsek od začátku kmitu Q po konec vlny T. Tímto úsekem se projevuje depolarizace a repolarizace srdečních komor. Odráží délku elektrické systoly srdce. Normální hodnoty trvání jsou kolem 0,34 – 0,42 s. S rostoucí srdeční frekvencí se úsek zkracuje a naopak, s klesající srdeční frekvencí se úsek prodlužuje. Fyziologické hodnoty se proto přepočítávají podle frekvence (pozn.: vzorec se jmenuje „Bazettova formule“,

počítá se jako úsek QT podělený druhou odmocninou z RR, takto by tento vzorec byl použitelný a vhodný při případné detekci stavů, které jsou na tomto závislé). [2]

2.1.6 Úsek ST

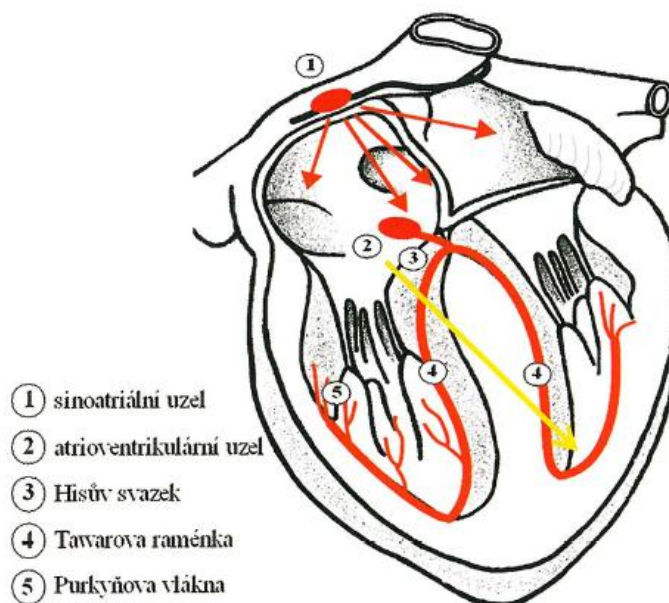
Úsek ST (opět dle obrázku 18) znázorňuje čas mezi depolarizací a repolarizací srdečních komor. Standardně probíhá v isoelektrické linii. Elevace ST úseku znamená zvýšení úseku nad isoelektrickou rovinu. Deprese ST úseku znamená snížení úseku pod isoelektrickou rovinu. [2]

2.1.7 Komplex QRS

QRS komplex představuje depolarizaci srdečních komor. Trvá standardně 0,06 – 0,10 s. Doba aktivace komorové svaloviny je dobou od počátku QRS komplexu do vrcholu kmitu R (pravá komora ve V1 do 0,035 s, levá komora ve V6 do 0,05 s – pozn.: opět důležitý údaj pro návrh automatického detektoru). [2]

2.2 Vedení vzruchu

Aby bylo možné popisovat patologické jevy, nejprve je nutné se seznámit s procesem vedení vzruchu (elektrického signálu) v srdci.



Obrázek 19 Vedení vzruchu v srdci [16]

Na obrázku 18 je znázorněno vedení vzruchu. Za normálních fyziologických okolností vzruch vznikne v sinoatriálním uzlu. Šíří se po síních všemi směry, predilekčně

internodálními trakty směrem dolů a doprava, laterální stěnu levé síně aktivuje poslední. Po fyziologickém zdržení v AV (atrioventrikulárním) uzlu, pokračuje přes Hisův svazek na komory, dále přes Tawarova raménka (směrem k hrotu) a Purkyňova vlákna na svalovinu komor srdce, kterou aktivuje. [2] [16]

Vektor šíření označuje na obrázku 18 žlutá šipka. Směr je shora dolů, zprava doleva a mírně zezadu dopředu. [2] [16]

Kompletní a detailní přehled patologie je v [16] výborně zpracován, pro účely stručného popisu je ale daleko vhodnější použití pouze pojmenování v bodech jako v [2]. Proto budu dále z [2] citovat přesné popisy. Jak bude dále zřejmé, pro detekci většiny onemocnění, je základem zjištění srdečního tepu – neboli detekce QRS komplexu. Na tuto problematiku se v praktické části DP zaměřím. Detekci a detektor představím realizovaný na bázi FIR filtru, který bude zaměřen výhradně na zvýraznění R vrcholů. K obecné filtraci nebude vhodný.

2.3 Patologické jevy a možnost detekce

- Srdeční frekvence nižší než 60 tepů/min se nazývá bradykardie.
- Srdeční frekvence vyšší než 100 tepů/min se nazývá tachykardie.

V tabulce 1 jsou uvedeny významné změny intervalů, které je možné na sejmutých signálech měřit.

Změna intervalu	Příčina
PQ (PR) prodloužený nad 0,2 s	myokarditida, ICHS, vliv vagu (parasympatiku), léky (digitalis, betablokátory)
PQ zkrácení pod 0,12 s	vliv sympatiku, tachykardie, preexcitace, poruchy vedení v síních
QT prodloužení	hypokalcemie, hypertenze, po IM, long QT vrozený Romano - Ward syndrom, vliv antiarytmik
QT zkrácení	hyperkalcemie, vliv digitalisu

Tabulka 1 Srdeční intervaly [2]

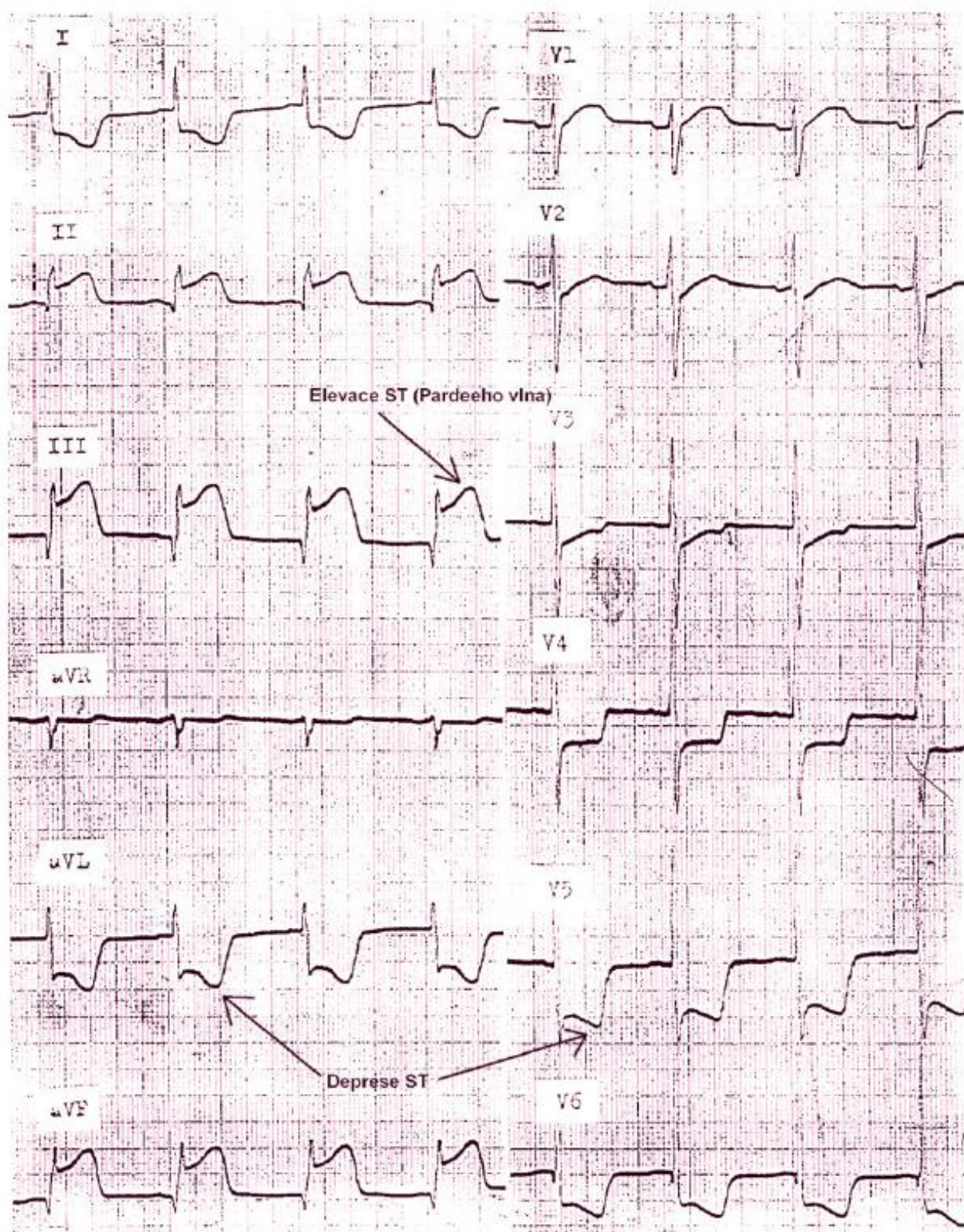
V tabulce 2 jsou uvedeny přehledy jednotlivých vln a jejich význam pro diagnostiku jednotlivých onemocnění srdce. V tabulce 3 potom následuje přehled možného diagnostikování onemocnění. Z tabulek jsou dobře čitelné detekovatelné hodnoty pro automatický algoritmus.

P vlna	
P vlna není patrná a skrývá se v QRS komplexu P vlna chybí	tachyarytmie zástava sinusového uzlu (arytmie)
QRS komplex	
Délka Q kmitu je pod 0,03 s Q kmit > než 25% amplitudy kmitu R a Q > 0,04 s vznik kmitu S I, kmitu Q III, negativní vlna T III	Ve V4-6 je Q kmit fyziologický IM (infarkt) Akutní plicní embolie
ST úsek	
Elevace ST úseku Deprese ST úseku ascendentní	aneuryzma levé komory patologicky u akutního IM obr. (20) perikarditida nespecifické
T vlna	
Vysoká T vlna Plochá T vlna Negativní T vlna	vagotonie, IM, hyperkalemie hypokalemie, myokarditida, ICHS ischemie, perikarditida, myokarditida

Tabulka 2 Srdeční vlny [2]

Arytmie : Sinoatriální (SA) blokády	
SA blokáda I. Stupně SA blokáda II. stupně typ Wenkenbach typ 2 SA blokáda III. Stupně	neprojevuje se na EKG na EKG vidíme zkracování RR intervalu jeden P-QRS-T komplex vypadne náhle vypadne P-QRS-T komplex asystolie síní
Poruchy AV vedení	
AV blokáda I. stupně AV blokáda II. stupně 1 AV blokáda II. stupně 2 AV blokáda III. Stupně	PQ interval nad 0,2 s vypadnutí QRS komplexu podle počtu P vln a QRS stupeň blokády 3:2, 4:3 náhlý výpadek QRS kompl., poměr n:1 přerušení vedení mezi síněmi a komorami P vlny se objevují ve vlastním rytmu QRS ve vlastním rytmu nezávisle na P
Tachyarytmie	
Sinusová tachykardie Fibrilace síní Flutter síní	puls 100–160/min Na EKG chybí P vlny fibrilační vlnky 400–700/min flutterové vlnky 250–300/min
Infarkt myokardu	patologický kmit Q je nad 0,04 s Q kmit je nad 25% následujícího kmitu R elevace ST úseku - Pardeeho vlna stádium IM: patol. Q kmit, neg. T vlna

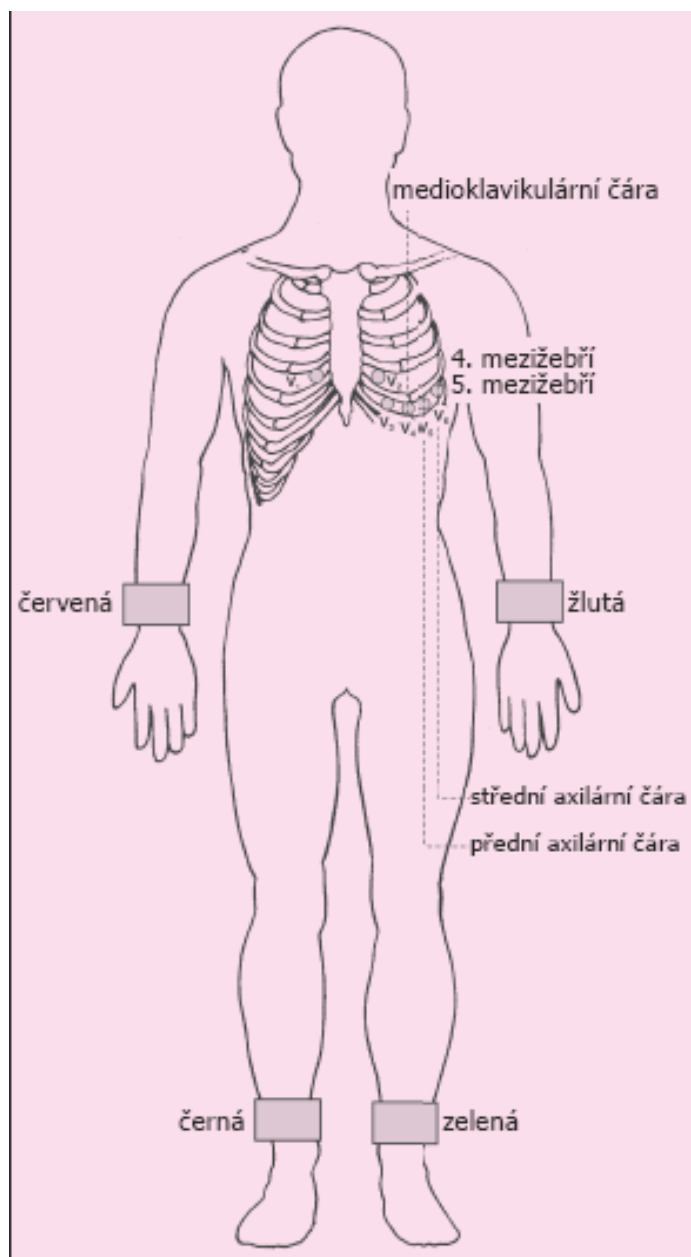
Tabulka 3 EKG diagnostika [2]



Obrázek 20 Elevace ST úseku (Pardeeho vlna) – akutní IM, I, aVL, V4-V6 zrcadlová deprese ST úseku. [2]

3 V PRAXI POUŽÍVANÉ PŘÍSTROJE NA MĚŘENÍ EKG

V praxi se používají 12 svodové přístroje. Jednotlivé svody se umísťují dle obrázku 20.



Obrázek 21 Umístění končetinových svodů a hrudních svodů V1-6. [2]

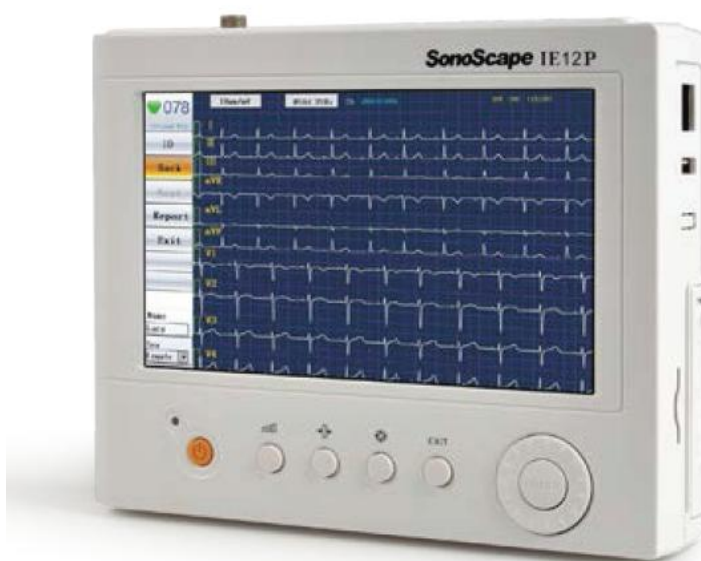
Výstup z takového zařízení je patrný například na obrázku 20, kde je záznam ze všech svodů. Tento záznam následně umožňuje určení srdeční osy, a na to navazující identifikaci polohy srdečního onemocnění.

3.1 Standardní 12 svodové EKG zařízení

Jako ukázkou jednotlivých v praxi používaných přístrojů jsem zvolil přístroje z nabídky firmy Compex, která je poměrně zajímavá z pohledu specialistů s vlastní praxí. Více viz <http://www.compek.cz/ekg-sonoscape-ie12p.htm>.



Obrázek 22 Sonoscape ie12p



Obrázek 23 Sonoscape ie12p

Zařízení je skladné, přenosné, má kompletní možnost propojení s počítačovým programem určeným pro obsluhu tohoto přístroje.

3.2 Holterův přístroj

Pro diagnostiku osob se srdečním onemocněním se užívá zpravidla přístroj umožňující dlouhodobý monitoring. Pacient má tento přístroj u sebe po delší dobu, 24 – 48 hodin a následně se vyhodnotí zaznamenaný EKG signál. V současné době se používají přístroje se záznamem na paměťové karty, jsou malé, pacient při vyšetření je omezován minimálně. K záznamu se nepoužívá všech 12 svodů, ale zpravidla pouze 2, nebo 3 svody podle typu přístroje.



Obrázek 24 záznamník pro Holter EKG CARDIOLIGHT

Zařízení je opět propojitelné s počítačovým programem, který je schopen poskytnout analýzu EKG signálu (EKG CARDIOLIGHT).

II. PRAKTICKÁ ČÁST

4 DATABÁZE VZORKŮ A JEJICH PŘEDPŘÍPRAVA

Databází medicínských signálů je k použití několik. Každé pracoviště zabývající se problematikou zpracování signálů v oblasti humánní i veterinární medicíny má tyto databáze k dispozici a většinou je volně zpřístupňuje. Volba při vytváření databáze vzorků pro tuto diplomovou práci byla vedena snahou získat, jak přístup ke klasickému „papírovému“ pásu, tak k signálu, který bude možné načítat pomocí programu MATLAB. Toto nejlépe splňovaly databáze na <http://www.physionet.org>, které jsou obsáhlé a pro daný účel naprosto vyhovující.

4.1 Databáze EKG signálů

Na základě zadání diplomové práce jsem vytvořil databázi EKG vzorků, které budou následně v této práci použity v praktické části. První polovina vzorků budou vzorky zdravých osob a následovat je bude několik vzorků osob se srdeční vadou. Všechny vzorky mají jako součást *.hea soubor, který obsahuje datum pořízení, věk, pohlaví a v případě nemocných osob také medikaci, kterou mají (měly v té době) předepsanu.

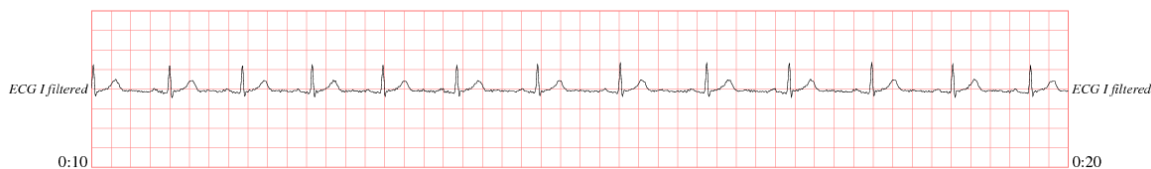
Kompletní vytvořené databáze, včetně použitých souborů je součástí přílohy této diplomové práce.

Odkaz na databázi Gait in Aging and Disease Database:

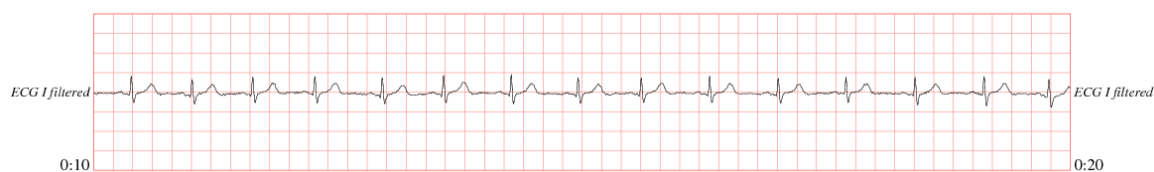
<http://www.physionet.org/physiobank/database/gaitdb/>

4.1.1 The ECG-ID Database

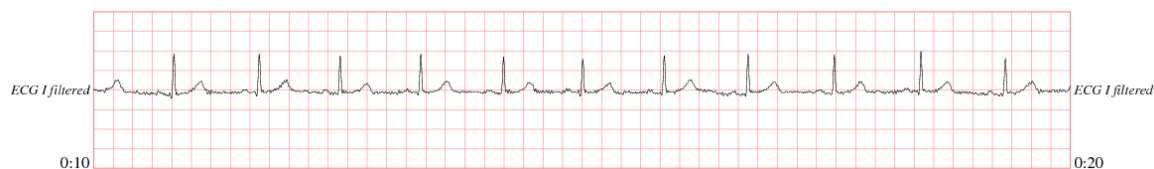
Vzorky zdravého dospělého ve věku 23-29 let.



Obrázek 25 Zdravá osoba 1; muž; 25 let



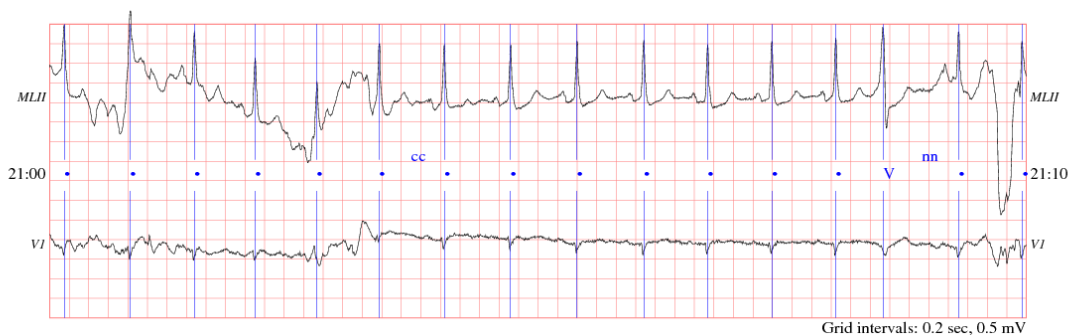
Obrázek 26 Zdravá osoba 2; žena; 23 let



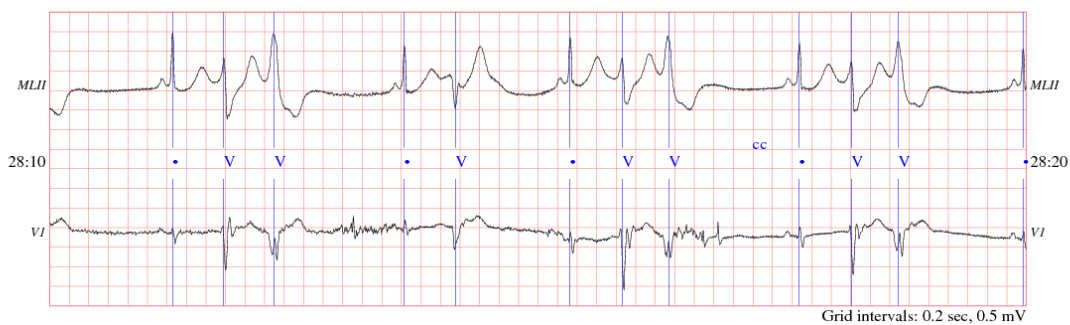
Obrázek 27 Zdravá osoba 3; žena; 23 let

4.1.2 MIT-BIH Arrhythmia Database

Vzorky nemocného dospělého ve věku 24 – 87 let



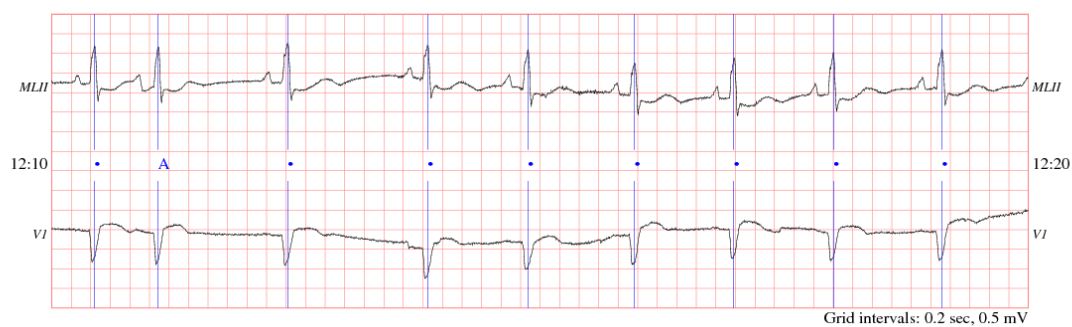
Obrázek 28 chart105_10s; žena; 73 let



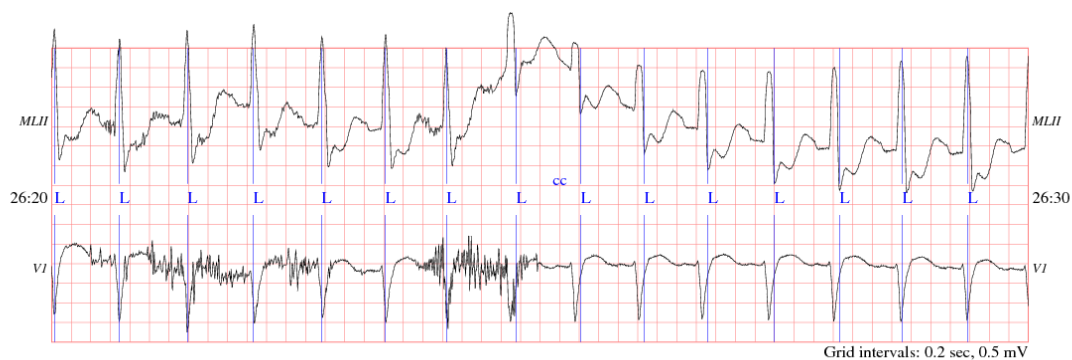
Obrázek 29 chart106_10s; žena; 24 let



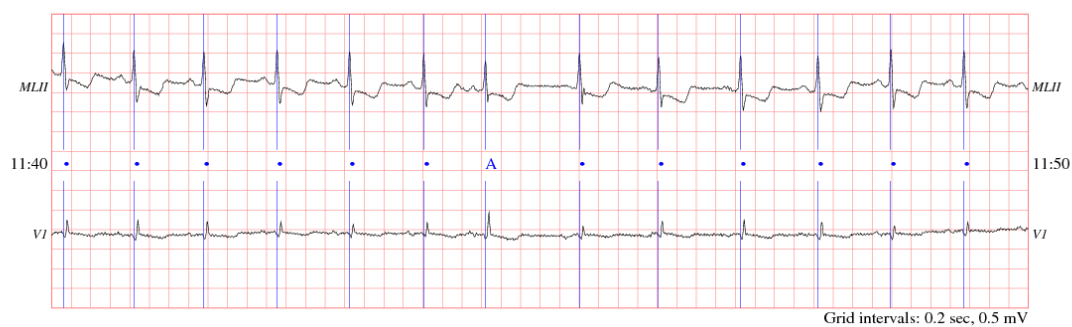
Obrázek 30 chart107_10s; muž; 63 let



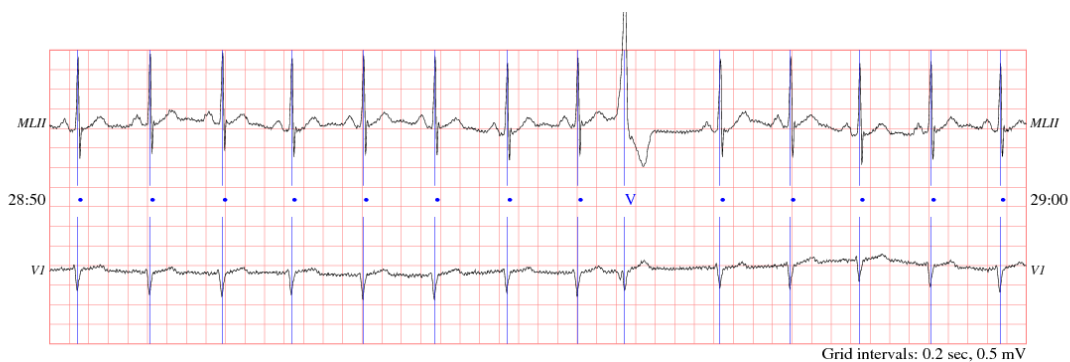
Obrázek 31 chart108_10s; žena; 87 let



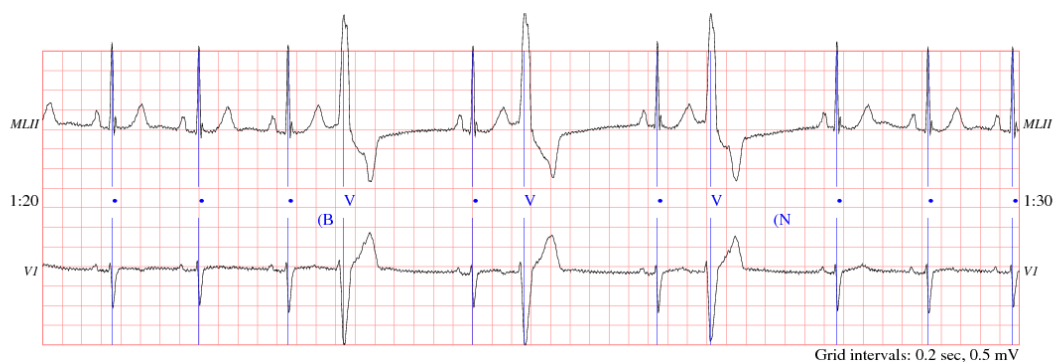
Obrázek 32 chart109_10s; muž; 64 let



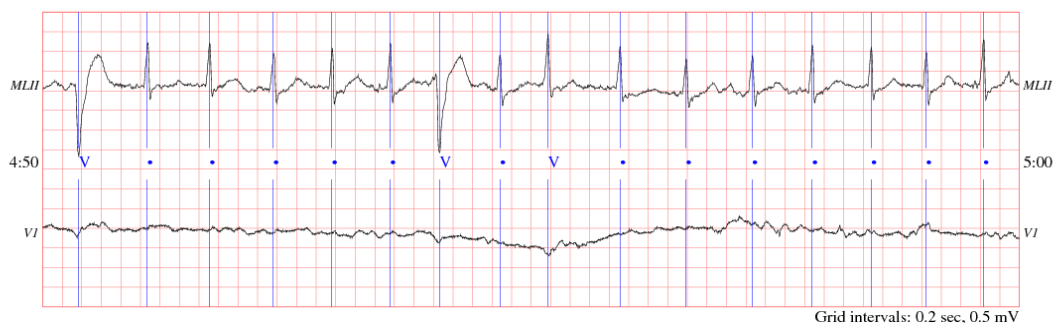
Obrázek 33 chart112_10s; muž; 54 let



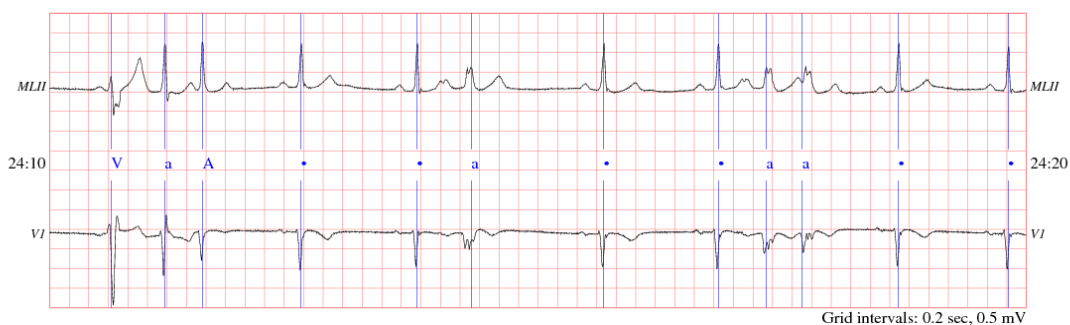
Obrázek 34 chart116_10s; muž; 68 let



Obrázek 35 chart119_10s; žena; 51 let



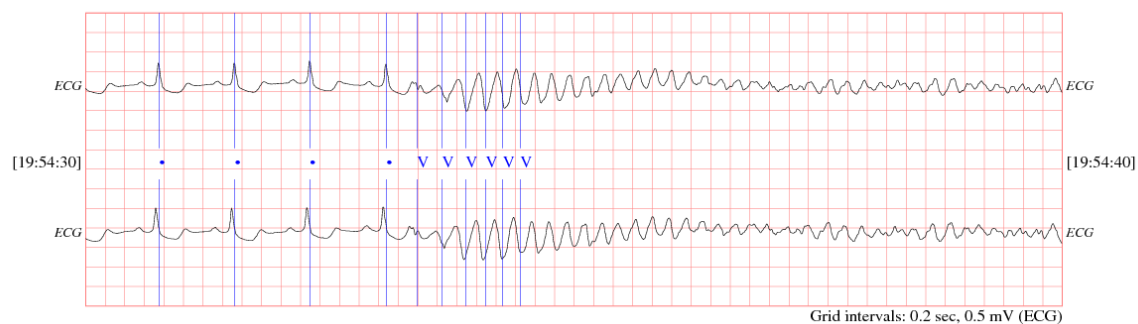
Obrázek 36 chart200_10s; muž; 64 let



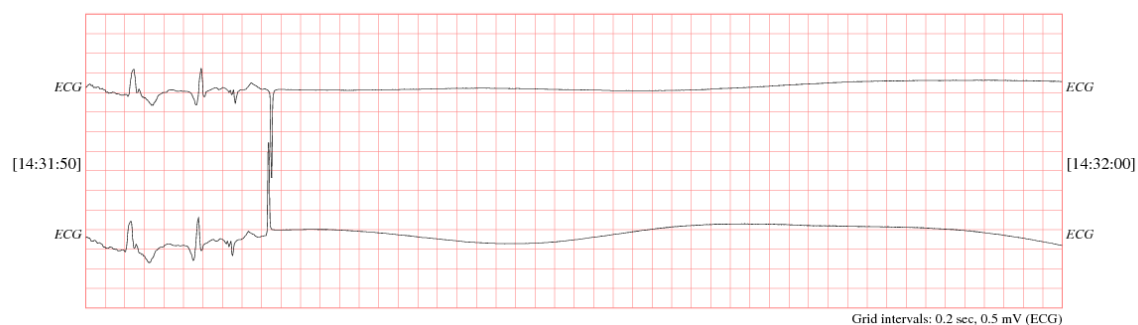
Obrázek 37 chart201_10s; muž; 68 let

4.1.3 Sudden Cardiac Death Holter Database

Vzorky nemocného dospělého z databáze shromažďující záznamy náhlé srdeční zástavy. Vzorek A (obrázek 38) je záznam fibrilací, vzorek B (obrázek 39) znázorňuje ukončení elektrické aktivity.



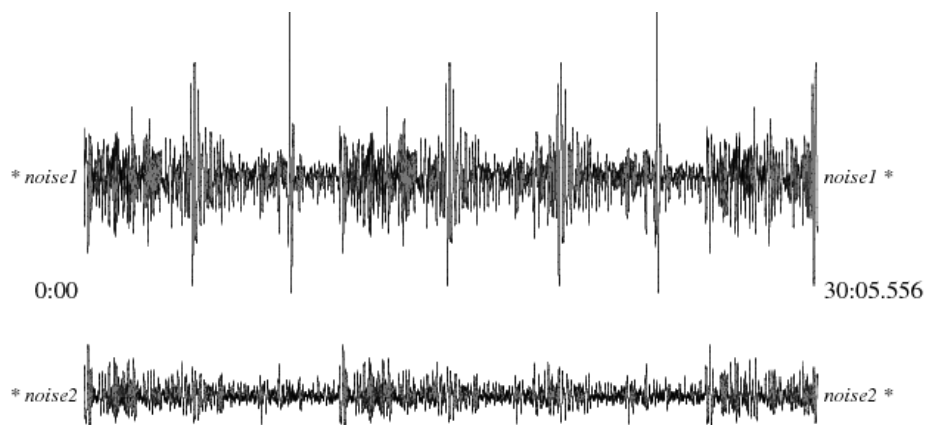
Obrázek 38 Vzorek A z dlouhodobého záznamu z přístroje Holter



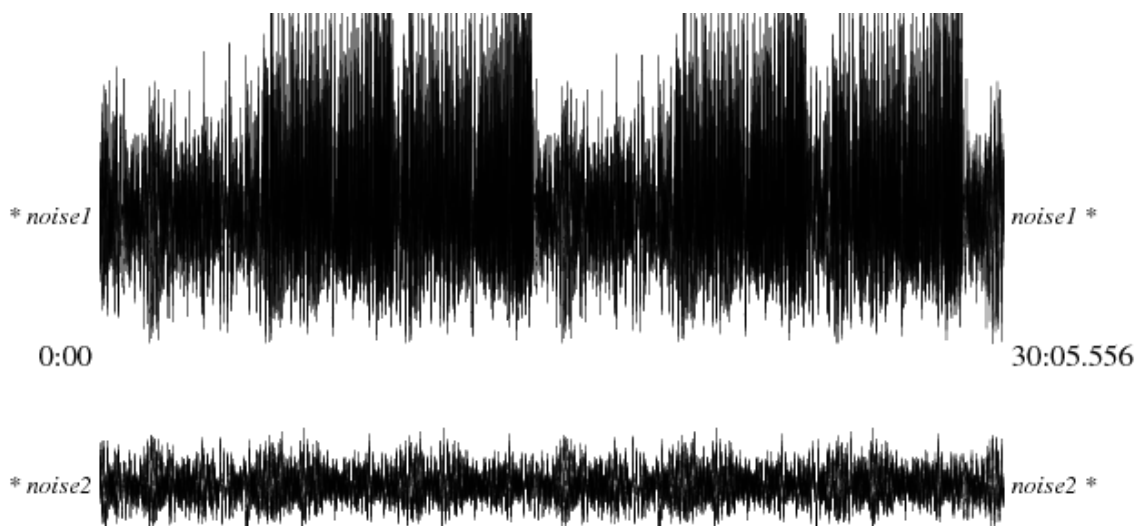
Obrázek 39 Vzorek B z dlouhodobého záznamu z přístroje Holter

4.2 Šum a rušení

„The MIT-BIH Noise Stress Test Database“ nabízí k užití soubory se šumem. Tento šum byl získán ze z originálních signálů EKG, které byly předzpracovávány.

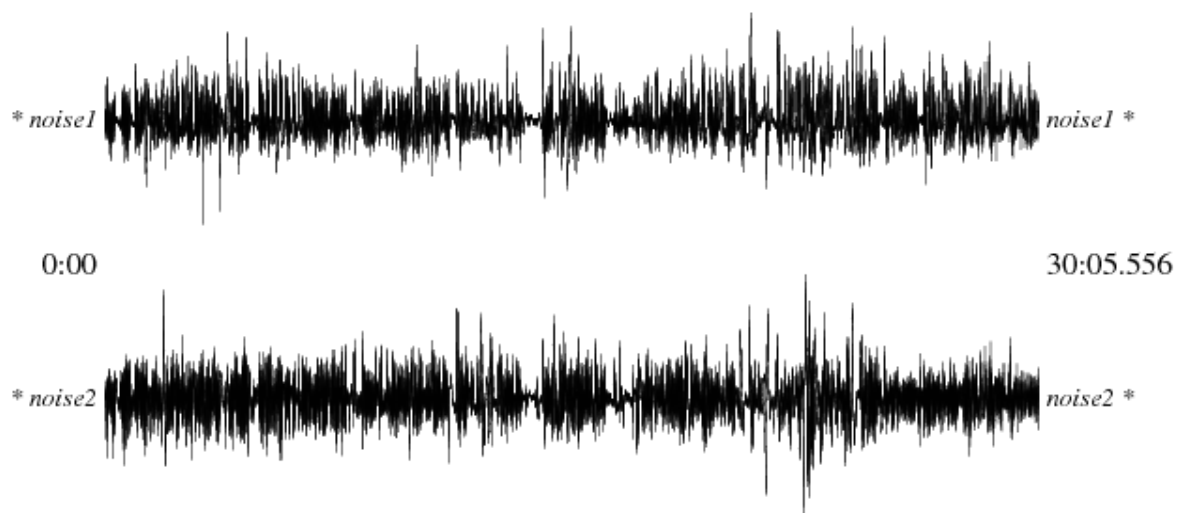


Obrázek 40 Vzorek šumu X



Obrázek 41 Vzorek šumu Y

Tento typ šumu (obr 15, 16 a 17) je možno použít na vložení do předzpracovaných EKG signálů, aby bylo možno ověřit funkčnost a vhodnost návrhu filtru dle zadání číslo 4 této diplomové práce. Většina dostupných databází signál EKG má již předzpracovaný a není proto možné tento již dále opětovně zpracovávat.



Obrázek 42 Vzorek šumu Z

Součástí přílohy jsou soubory s tímto šumem. Je možné je použít při změně parametrů v souboru DP_SNR.mat.

5 FILTRACE EKG SIGNÁLU

Úkolem zde je provést filtraci zarušeného EKG signálu a to takovým způsobem, aby nedošlo k nevratnému poškození diagnostických částí EKG signálu. Pro tyto účely je stanoveno několik pokynů – norem, které určují do jaké míry je možno EKG signál upravovat a jaké parametry již není možné překročit.

Již v roce 1990 byla pro EKG stanovena pravidla, více v „Recommendation for Standardization and Specifications in Automated Electrocardiography: Bandwidth and Digital Processing. Circulation, roč. 81, 1990, č.2, s.730-739“. [20]

5.1 Recommendation for Standardization and Specifications in Automated Electrocardiography

V praxi není reálné, aby signál EKG zůstal po filtraci a zpracování beze změn. Proto již před rokem 1990 se začala domlouvat závazná pravidla, pro rozhodnutí, zda zpracování signálu EKG poškodilo, ovlivnilo významně či jen částečně, neznatelně.

Kritéria věrnosti (Fidelity Criteria [20]) zpracování signálu EKG definují míru maximálních přípustných změn v signálu za různých podmínek - pro vizuální analýzu, pro morfologickou analýzu za pomoci výpočetní techniky, dále pro ostatní oblasti využití EKG signálu (přenos, uchování a vzorkování signálu).

Přehled je sestaven překladem z anglického originálu „Recommendation for Standardization and Specifications in Automated Electrocardiography: Bandwidth and Digital Processing. Circulation, roč. 81, 1990, č.2, s.730-739“, použita pouze část nutná k DP.

Vizuální analýza (For Routine Visual Reading)

F1: Odchylka zaznamenaného výstupu od přesně lineární reprezentace vstupního signálu nesmí překročit 25 μ V nebo 5%, je-li signál větší. [20]

Toto kritérium znamená, že si klademe podmínku na absolutní velikost přípustné odchylky od původního průběhu signálu EKG, pouze za předpokladu, že je signál menší než 0,5 mV, v tom případě nesmí být chyba větší než 25 μ V. V intervalu, kdy jsou hodnoty signálu větší než 0,5 mV, je maximální výchylka definována relativně jako 5 % z hodnoty signálu.

Morfologická počítačová analýza (For Morphological Diagnosis by Digital Program)

Pro časovou oblast lze maximální povolenou odchylku definovat následujícími pravidly:

- F2: směrodatná odchylka v komplexu PQRS nesmí překročit $10 \mu V$;*
- F3: chyba výchylek špička-špička nesmí překročit $10 \mu V$ nebo 2%, je-li signál větší;*
- F4: střední kvadratická odchylka dělená střední hodnotou čtverce amplitud nesmí překročit 1%;*
- F5: výchylky komplexu QRS o velikosti $\geq 20 \mu V$ a trvání $\geq 6 ms$ musí být detekovatelné;*
- F6: maximální relativní chyba vrcholů kmitů nesmí překročit 10% pro jakékoliv výchylky komplexů QRS $\geq 20 \mu V$ a $\geq 12 ms$. [20]*

Pro frekvenční oblast lze rozsah přípustných zásahů do signálu EKG definovat takto:

- 1: amplitudová charakteristika by měla být v rozsahu $\pm 6\%$ (0,5 dB) v intervalu 1,0 - 30 Hz; 3 dB by měly být na frekvenci menší než 0,67 Hz a větší než 150 Hz;*
- 2: vstupní impuls 1 mV/s by neměl generovat snížení o více než 0,3 mV;*
- 3: pro vstupní impuls 1 mV/s by sklon odezvy vně impulsu neměl nikde překročit 1mV/s. [20]*

The American Heart Association (AHA) doporučuje pro potlačení kolísání nulové izolinie (dech a pohyb pacienta) použít filtr typu horní propust, přičemž filtr by měl mít lineární fázovou charakteristiku (tedy jen FIR filtr). Toto doporučení bylo využito v detektoru QRS komplexu, kde byl použit FIR filtr.

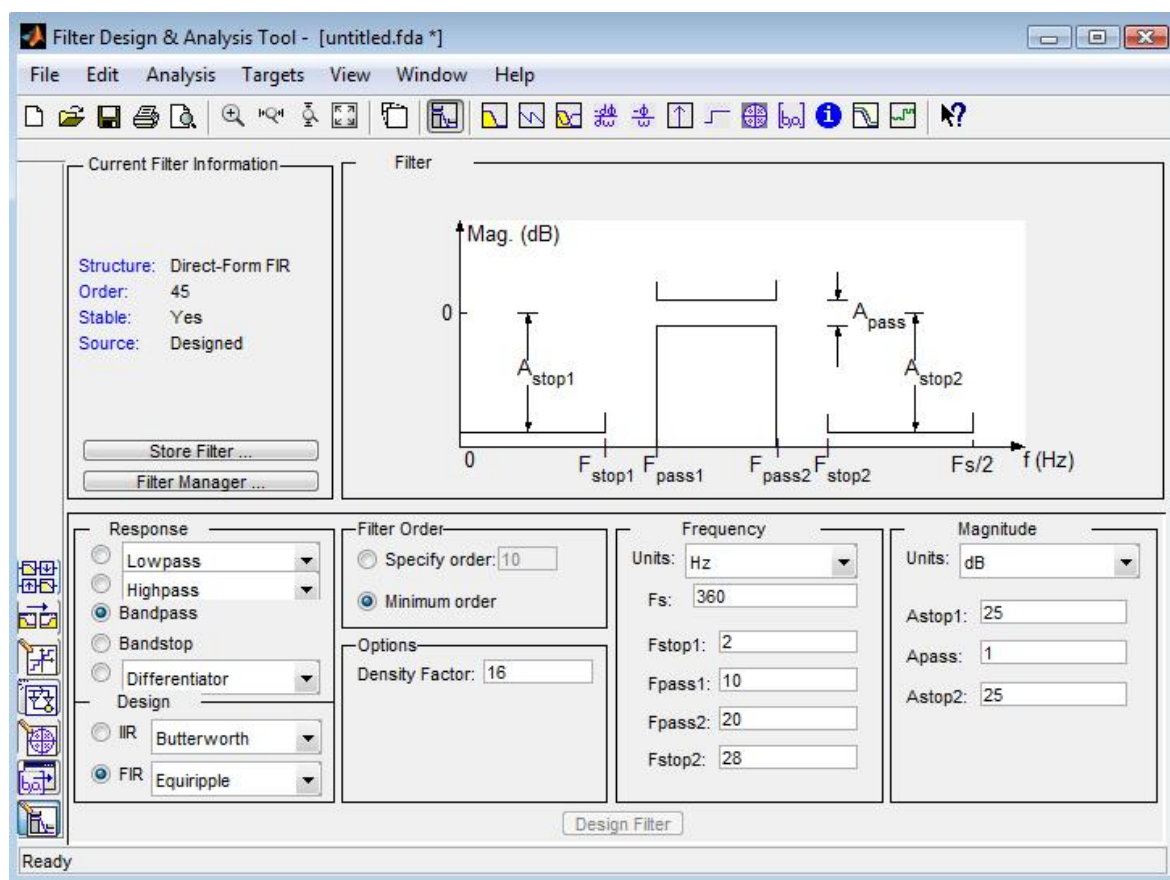
Výhodou užití digitálních filtrů je jednoznačně možnosti filtrace v reálném čase, ale přináší to také problémy. První problém nastane při použití filtru typu FIR s velmi dlouhou impulsní charakteristikou (velký počet koeficientů filtru).

Druhý problémem je překrývání spektra EKG signálu se spektrem šumu. Díky tomuto jevu není vždy možné potlačit drift lineárním filtrem, bez narušení jednotlivých složek EKG signálu a tedy dochází ke zkreslení signálu. Toto je opět pěkně viditelné na filtru použitém v detektoru QRS komplexu. Tento filtr byl využit k vyrovnání izolinie a zvýraznění R vrcholů. Signál ovšem při této filtraci byl značně změněn.

Tento problém jsem řešil použitím filtrů na bázi vlnkové transformace, kde sice nedochází k úplnému odstranění šumu, ale zbytkový šum již nevádí interpretaci lékařem a nedojde k deformaci diagnosticky důležitých částí signálu.

5.2 Návrh filtrů FIR

Pro návrh filtrů FIR byl použit tool MATLABu s názvem The Filter Design and Analysis Tool (FDATool)



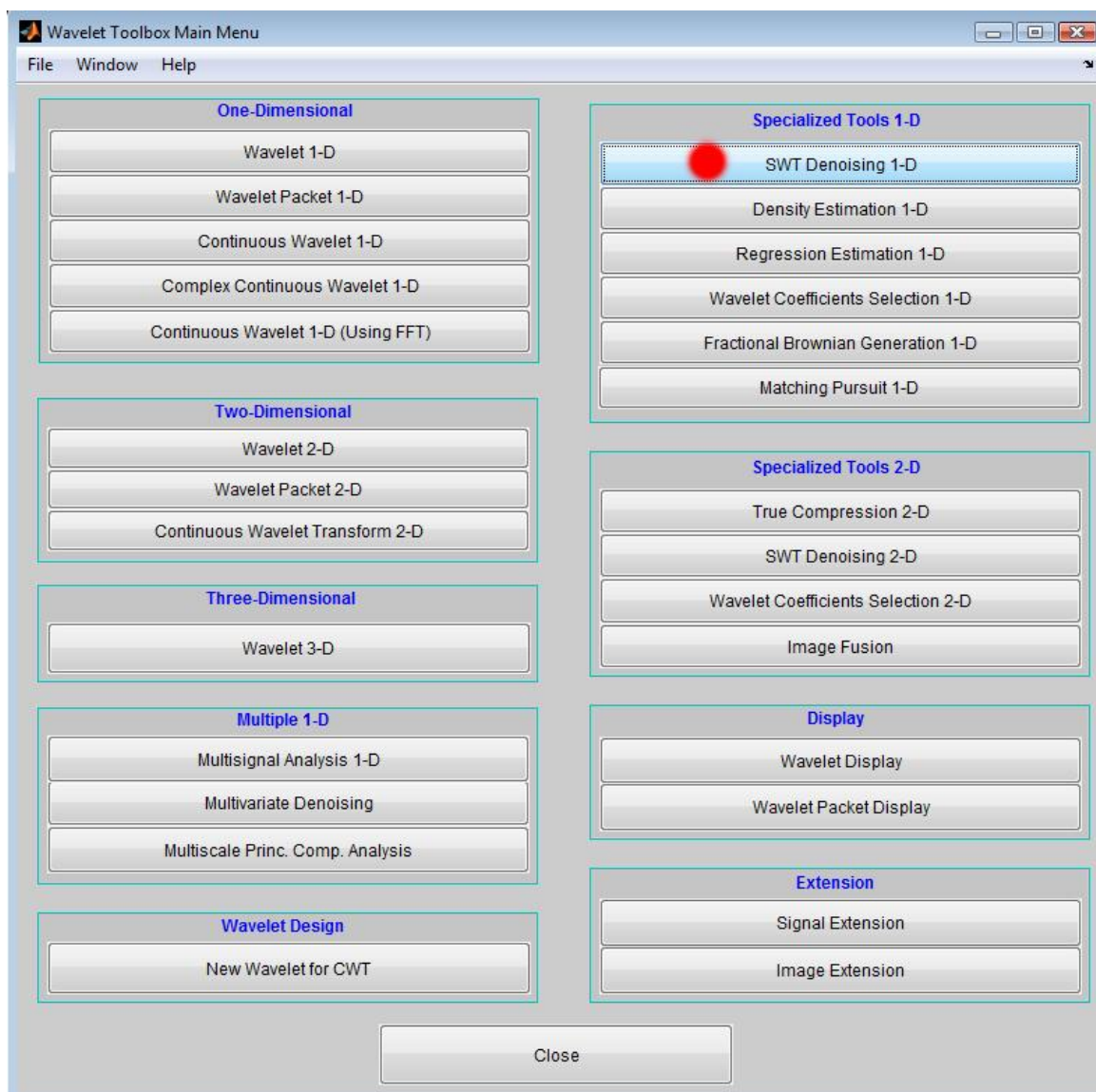
Obrázek 43 The Filter Design and Analysis Tool (FDATool)

Tento tool umožňuje mít kompletní kontrolu nad parametry filtru, umožňuje dodatečné editace (póly, nuly), vytvořit kombinované (hřebenové) filtry a mnoho dalšího.

5.3 Návrh filtrů WT

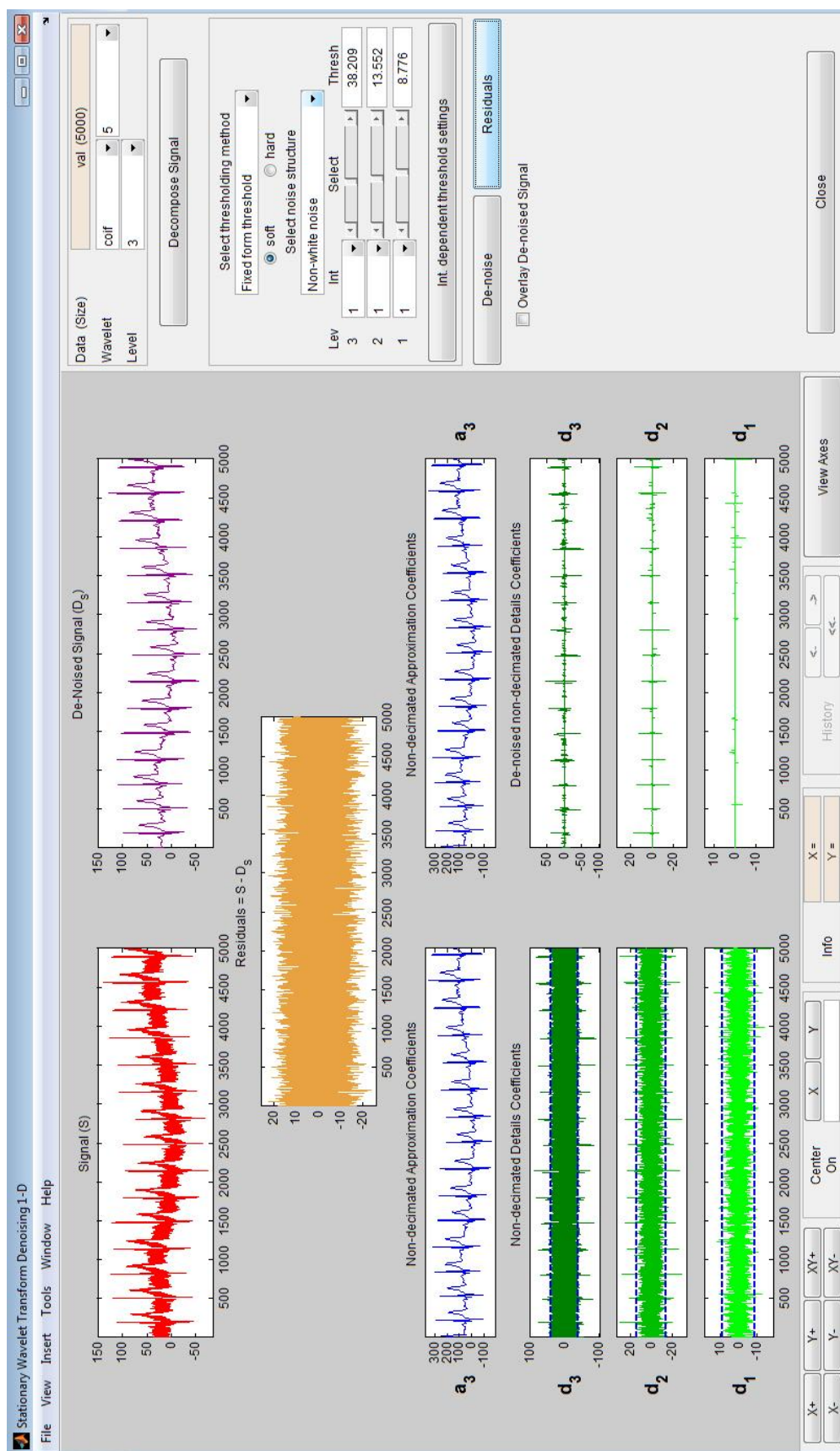
Pro návrh filtrů na bázi vlnkové transformace (WT) byl použit tool MATLABu s názvem Wavelet Toolbox (wavemenu). Po spuštění v prostředí MATLABu se spustí hlavní okno,

z toho následně je možnost vybrat požadovanou funkci. V tomto případě se bude jednat o SWT Denoising (obrázek 44).



Obrázek 44 Wavelet Toolbox (wavemenu)

Základem je načíst signál z databáze. Tento tool vyžaduje signál z každého svodu uložit do samostatného souboru, proto při zpracování je nutné soubory *.mat, buďto předpřipravit, nebo je v průběhu práce načítat přes workspace MATLABu. Parametry se upravují v pravé části okna, volí se hlavně tvar vlny a její typ. Následuje export filtru.

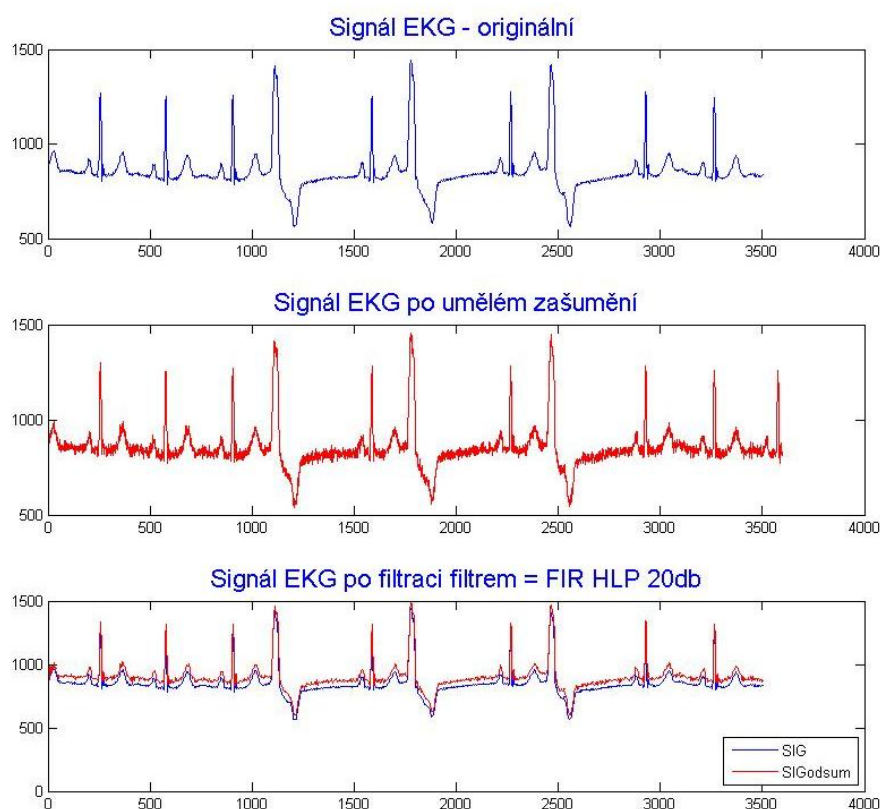


Obrázek 45 Wavelet Toolbox – nastavení parametrů filtru (vlnka coif)

5.4 Porovnání účinnosti filtrů

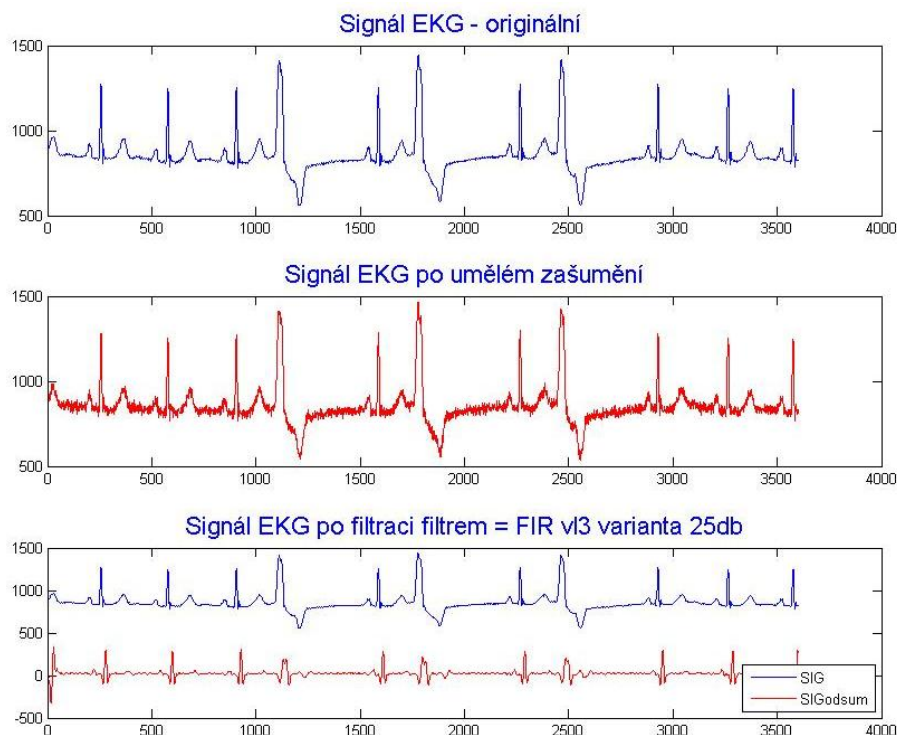
Porovnání účinnosti a vhodnosti filtrů lze buďto pomocí měření, anebo vizuálně. V jednotlivých obrázcích je vždy první originální signál (modrý), následuje signál uměle zašuměný (červeně) a na třetí pozici jsou složené dva signály originální (modrý) a signál po použití filtru (červeně).

Na obrázku 46 je první FIR filtr. Technické parametry má signál po filtraci korektní, ale je vidět, že signál je lehce posunutý a došlo k deformaci některých částí. Z diagnostického hlediska toto není již příliš vhodné a v praxi by tento filtr nebyl použit, protože odporuje doporučením AHA.



Obrázek 46 Ověření účinnosti – filtr HLP 20db

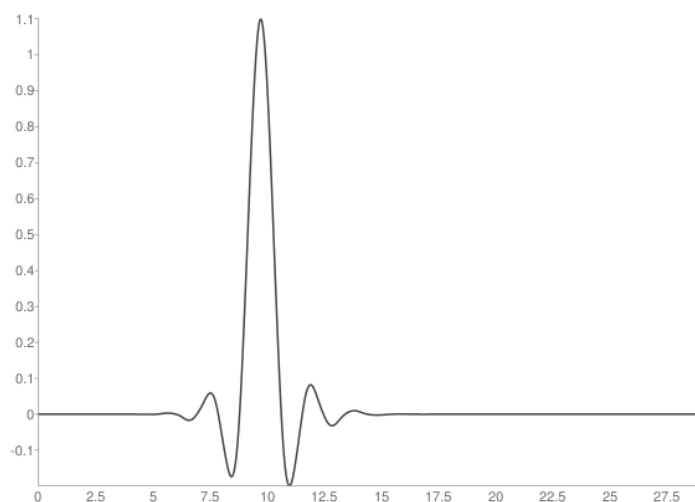
Na obrázku 47 je FIR filtr, který byl použit k detektoru QRS komplexu. Jeho charakter byl navržen tak, aby rovnal isolinii a z obrázku 43 je zřejmé, že funguje jako pásmová propust' v rozsahu 10 – 20 Hz, což jsou obvyklé frekvence QRS komplexu. Na třetí pozici obrázku 47 je srovnání isolinie zřetelně vidět a je také vidět mírný posun R vrcholů, způsobené zpožděním FIR filtru.



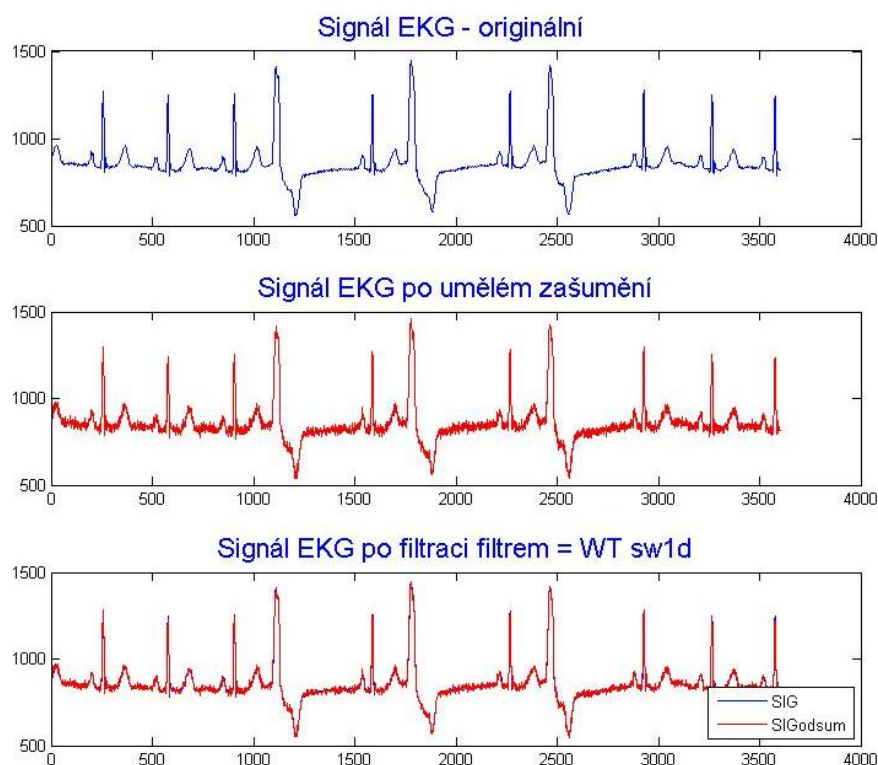
Obrázek 47 Ověření účinnosti – vl3 varianta 25db

Obrázky 49, 50 a 51 ukazují filtraci pomocí filtrů na bázi vlnkové transformace. Opět je významná 3. pozice obrázků.

Na všech dochází k téměř dokonalému krytí originálního signálu a signálu po filtraci. Je zřejmé, že ke zpracování EKG signálů dle doporučení AHA (část 5.1 této diplomové práce) se hodí nejlépe.



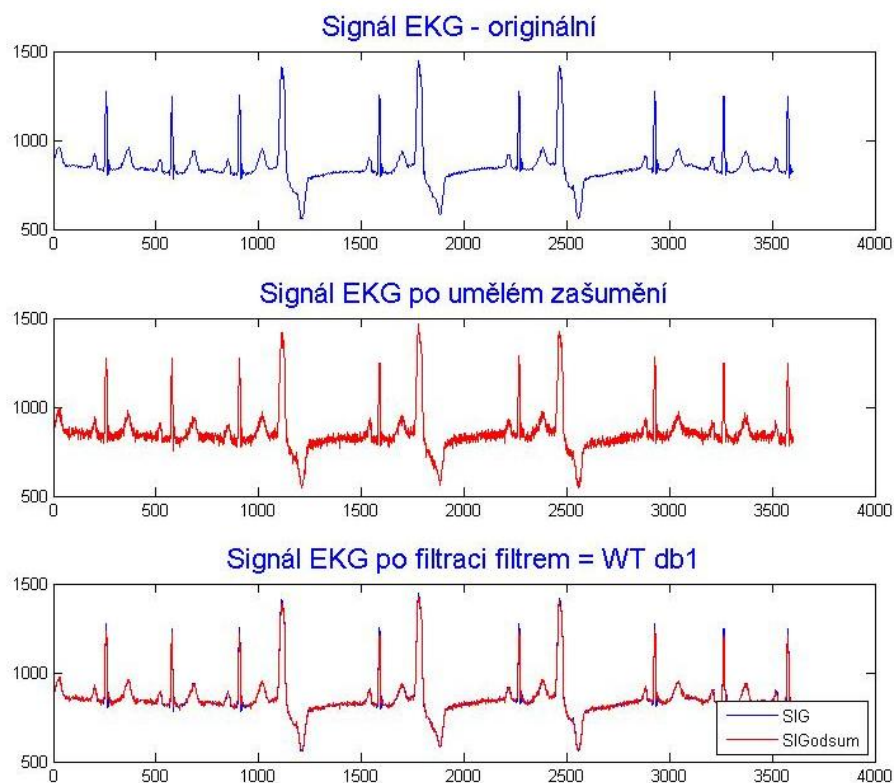
Obrázek 48 Vlnka Coiflets 5 (coif5)



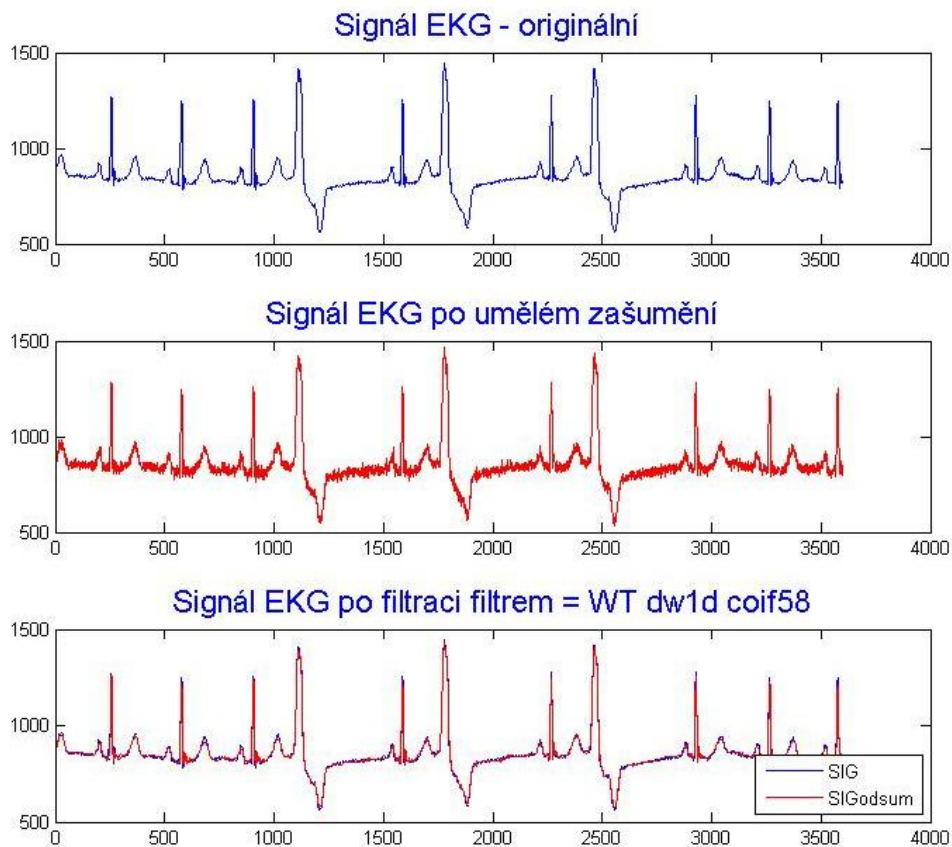
Obrázek 49 Ověření účinnosti – fitr sw1d

Na obrázku 48 je znázorněn tvar vlnky Coiflets 5 (coif5), která byla použita u filtru znázorněného na obrázku 51.

Při bližším pohledu na obrázek 51, do třetí části zjistíme, že je zde vizuálně nejlepší výsledek. Toto bude významné z pohledu lékaře, který by stanovoval diagnózu z takto filtrovaného signálu. Hodnoty v tabulce 4 ovšem naznačují, že jde o subjektivní hodnocení, protože řádek 3,4 a 5 v druhém sloupci poskytují hodnoty velmi podobné – liší se o 0,8251 dB.



Obrázek 50 Ověření účinnosti – fitr db1



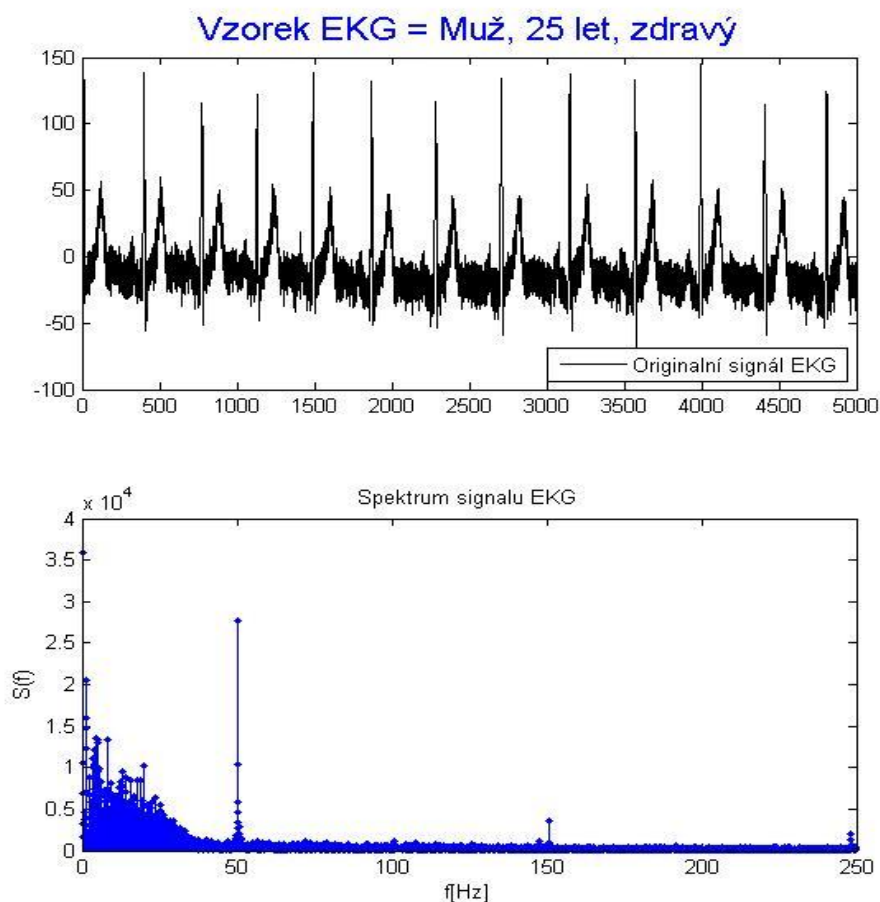
Obrázek 51 Ověření účinnosti – fitr dw1d coif58

Odstup signálu od šumu (SNR) - hodnoty v dB		
	filtr	zašuměný signál - umělý šum
1.	HLP 20db	35,6531
2.	vl3 varianta 25db	35,5418
3.	sw1d	35,7337
4.	db1	35,7308
5.	dw1d coif58	35,9081
		odšuměný signál - zbytkový šum
		24,7285
		-23,4311
		38,2467
		39,0718
		38,8168

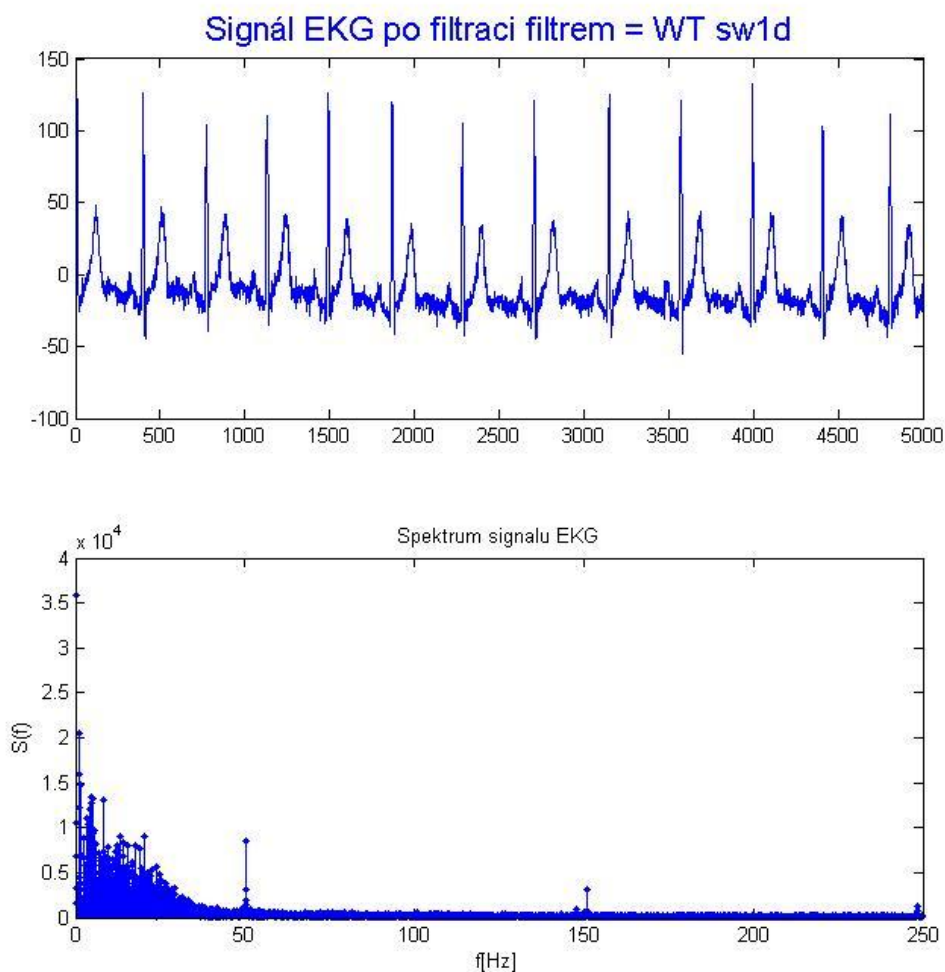
Tabulka 4 Porovnání hodnot SNR jednotlivých filtrů

5.5 Filtrace EKG signálu za pomoci vlnkové transformace

Frekvenční analýza dává odpověď na rozsah a účinnost filtrace na obrázcích 52 a 53. Ve filtrovaném signálu dochází k potlačení nežádoucích frekvencí, ale nikoliv k jejich úplnému odstranění.



Obrázek 52 Signál před filtrací a spektrum nefiltrovaného signálu

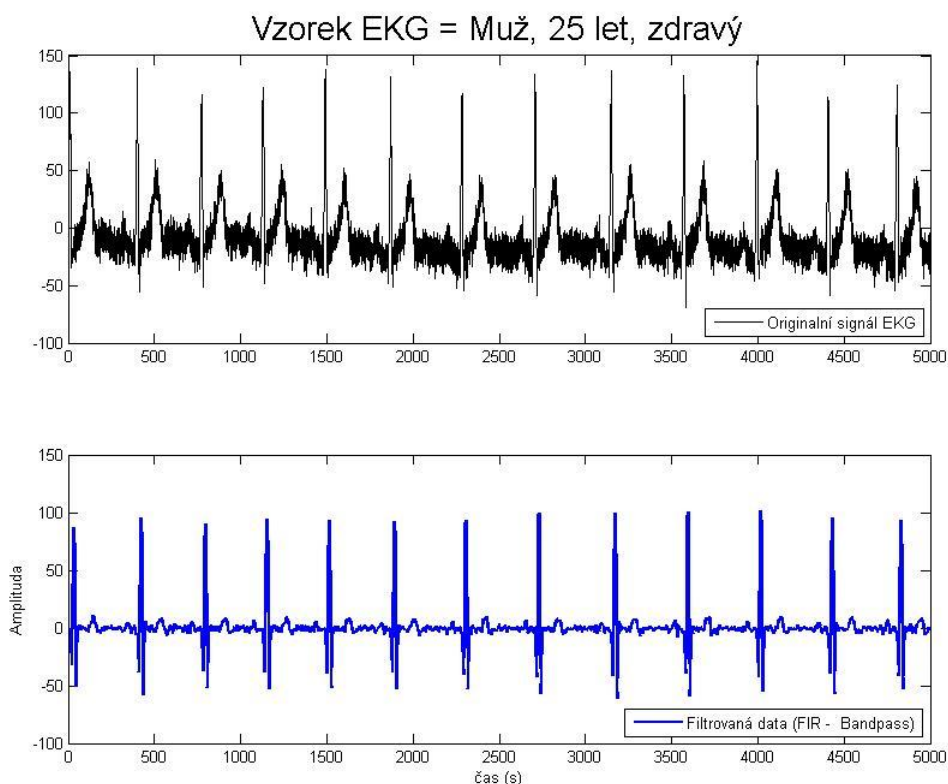


Obrázek 53 Signál po filtraci filtrem sw1d a spektrum filtrovaného signálu

V průběhu přípravy na psaní této diplomové práce jsem se seznámil s materiály z přednášek, které se týkaly výuky zpracování signálu na FEL ČVUT v Praze a v těchto materiálech jsou jako možnost pro odstraňování šitového rušení zmiňovány Lynnovy filtry. Jejich použití by jednoznačně eliminovalo rušení na 50 Hz, 150 Hz a 250 Hz, které je z obrázku 53 vidět, ale v rámci této DP jsem se zaměřil více na detekci QRS komplexu. Proto jsem tuto možnost dále nezkoumal.

5.6 Automatická detekce QRS komplexu v EKG signálu

Základem detekce QRS komplexu je předpříprava signálu vhodným filtrem, který odstraní rušení vzniklé dýcháním, pohybem svalů, rušení síťovým brumem i případná další. Pro toto jsem použil filtr typu FIR, v provedení pásmové propusti.



Obrázek 54 Originální signál EKG a signál po úvodní filtraci

Filtr spolehlivě odstraňuje frekvence 0 – 2 Hz, 50 Hz rovná izolinii (baseline drift) a zvýrazňuje vrcholy R EKG signálu. Dalším krokem při přípravě detektoru je upravit posunutí signálu o zpoždění dané filtrem, pokud by se tento krok vynechal, došlo by k posunutí detekce vrcholů a tím pádem k chybné detekci. V případě tohoto filtru se jedná o posun o 22,5 vzorku a to při počtu 5000 vzorků v 10s signálu nemusí být na první pohled patrné.

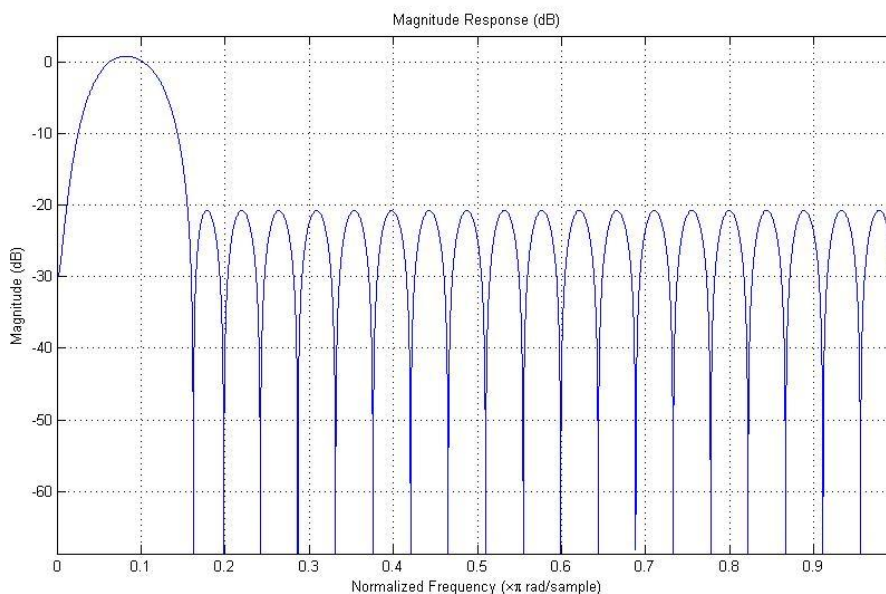
Dalším krokem je nastavení prahu. V algoritmu jsem pro další postup použil pouze hodnoty větší než 1 a tyto vzorky byly dále zpracovávány. Z hodnot byla určena největší a práh byl nastaven na 0,8 této hodnoty.

Dalším krokem je již hledání R vrcholů. Zde je důležité zmínit, že je možné, vzhledem k digitálnímu zpracování dostat dvě stejné hodnoty vedle sebe, je proto nutné s touto

možností počítat, a to u vzorkovací frekvence 360 Hz obzvláště. Vyšší frekvence by sice tuto možnost omezila, ale za cenu větších souborů se vzorky EKG. Proto je vhodné tuto eventualitu ošetřit přímo v algoritmu vlastního detektoru.

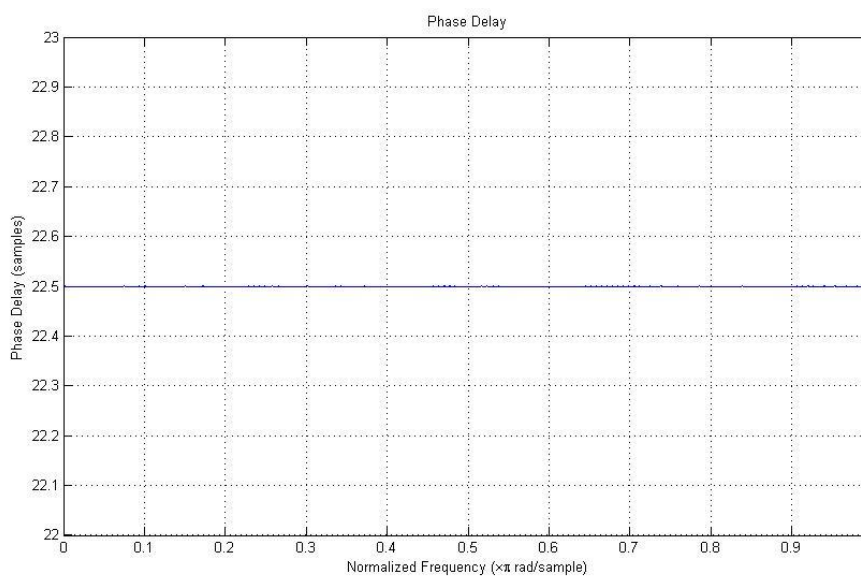
Problém částečně související s tímto je, obzvláště u osob trpících na některou ze srdečních vad, že dochází ke kmitu před a nebo po QRS komplexu. Toto je také nutné brát do úvahy při vlastním návrhu a možnost falešných vrcholů ošetřit také. Při vlastním nastavení parametrů detektoru byla užita hodnota 0,2 s, která je odpovídající pulzu 300 tepů/min. Tato hodnota je poměrně vysoká, ale pokud se vezme dlouhodobý záznam z přístroje typu Holter, je u osob s aritmií krátkodobě taková hodnota možná a pokud by se čas nastavil delší, např. na 0,4 s, detekce by u takovýchto vzorků selhala.

Předposledním krokem bylo grafické označení R vrcholů na výstupu z programu MATLAB, což samozřejmě není nutné, protože souřadnice R vrcholů jsou uloženy v proměnné pro další zpracování, ale pro vizuální kontrolu správné funkce je toto optimální.



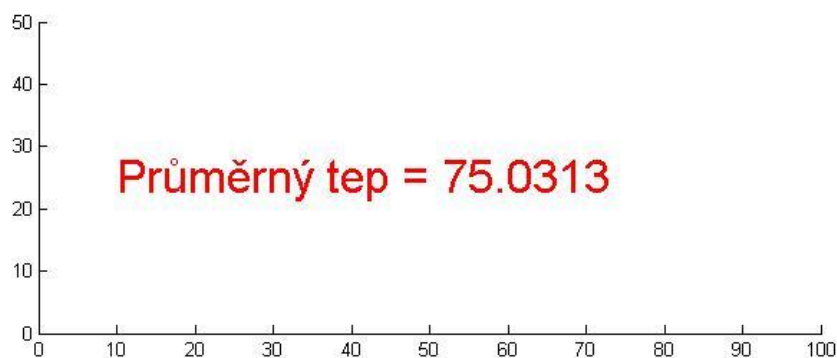
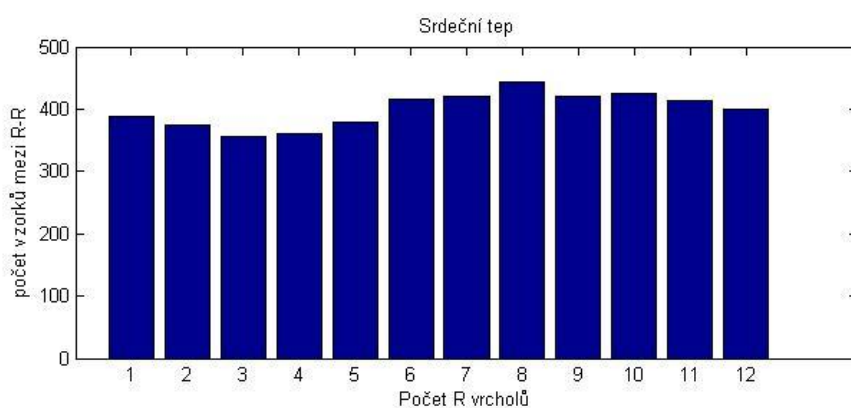
Obrázek 55

Posledním krokem byl výpočet tepu, a to včetně grafického znázornění pravidelnosti vlastního tepu. Optimální tep by byl, pokud by sloupce v grafu tvořily obdélník, vzorky mezi R – R vrcholy by byly stejné, nebo se pouze nepatrně lišily. Pokud ale sloupce

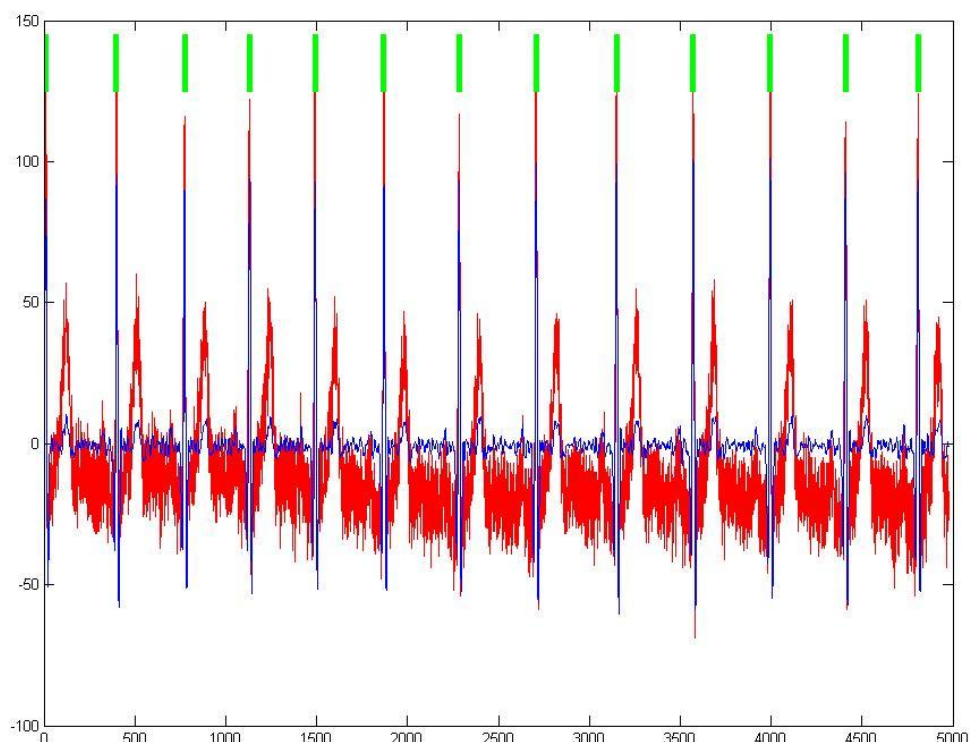


Obrázek 56 Určení zpoždění filtru

v grafu tvoří křivku a jedná se o vyšetření v klidu, ukazuje to na nepravidelnost, kterou bude dále řešit lékař.



Obrázek 57 Určení srdečního tepu

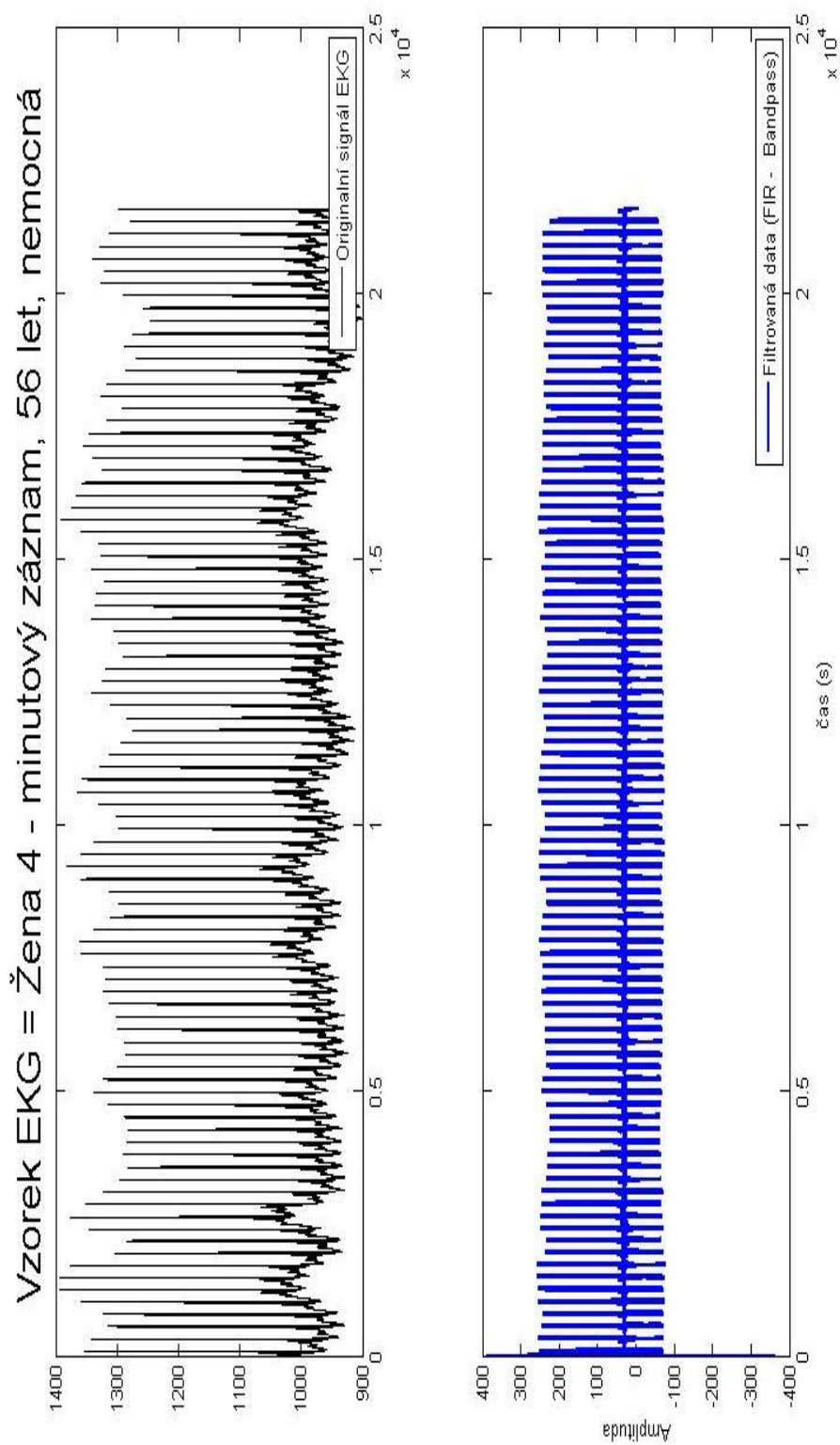


Obrázek 58 Detekce QRS komplexu

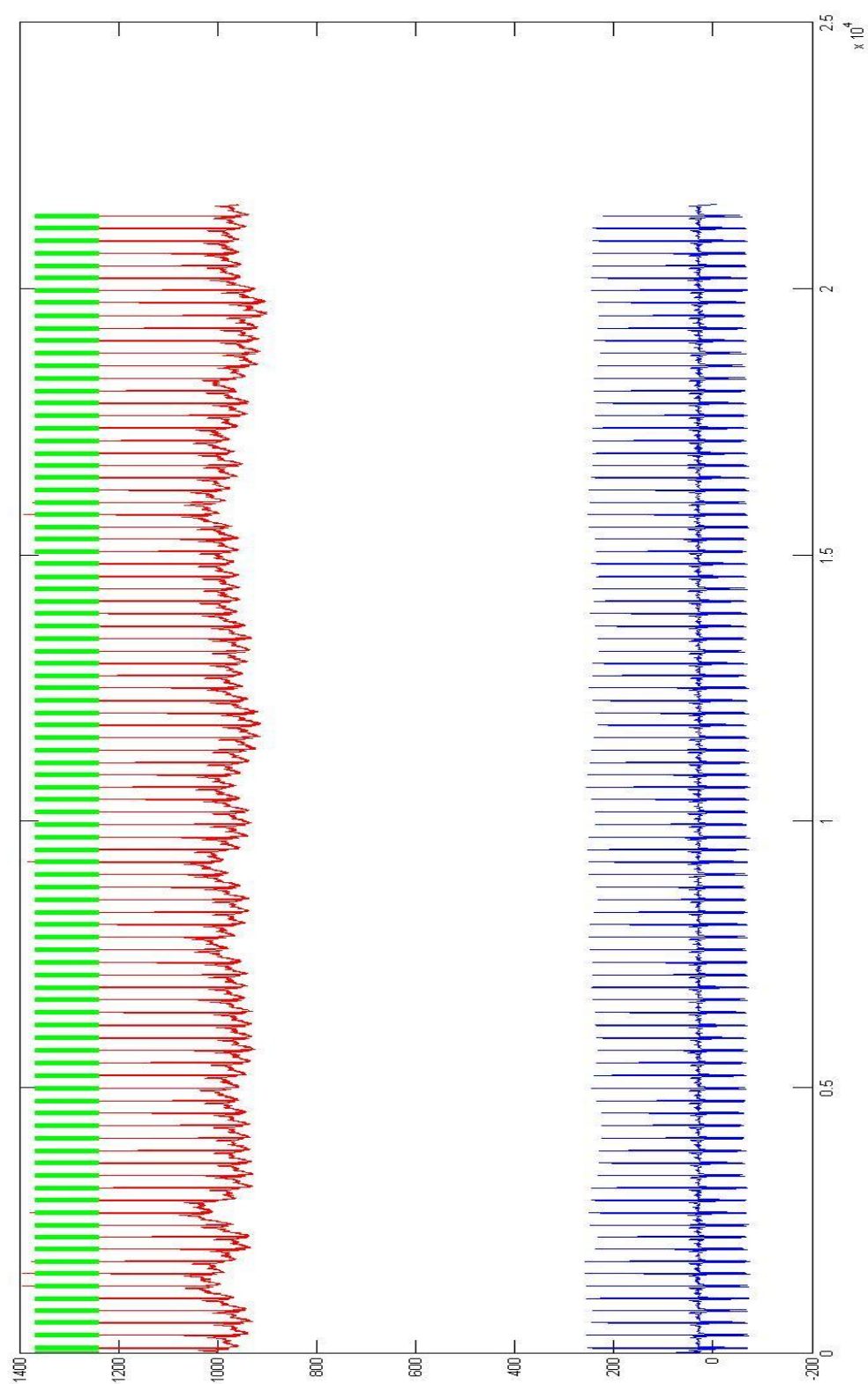
Obrázek 58 znázorňuje detekci R vrcholů na 10s záznamu a současně ukazuje původní EKG signál červeně a přes tento původní signál je modře zobrazen předpřipravený signál pro detekci. Toto zobrazení je vhodné z důvodu kontroly funkčnosti detektoru – započítání zpoždění FIR filtru a správné usazení indikace R vrcholů.

Obrázek 59 zobrazuje použití na minutovém záznamu a obrázek 60 detekci. Je zde vhodné si všimnout, že původní EKG signál je posunutý od nulové osy, je hodně zvlněný (onemocnění osoby), přesto jej navržený filtr upravil pro detekci dle možností takřka ideálně.

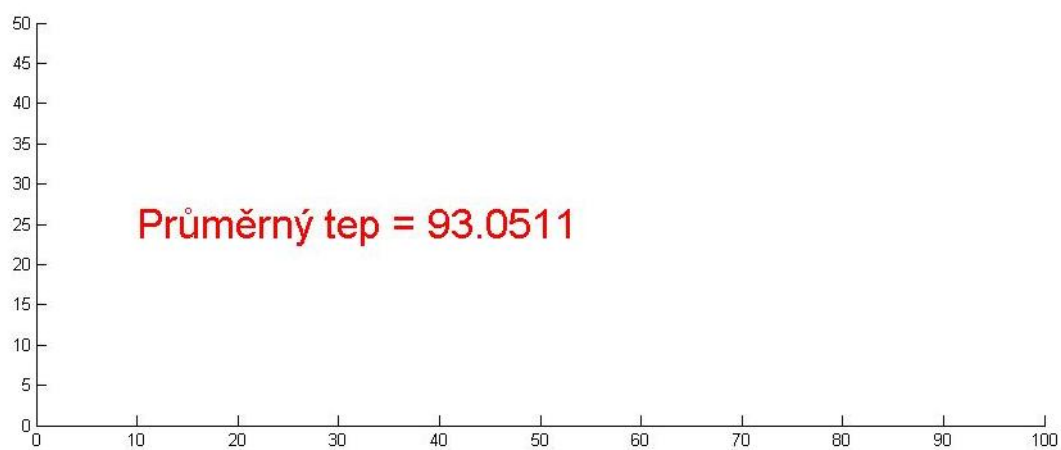
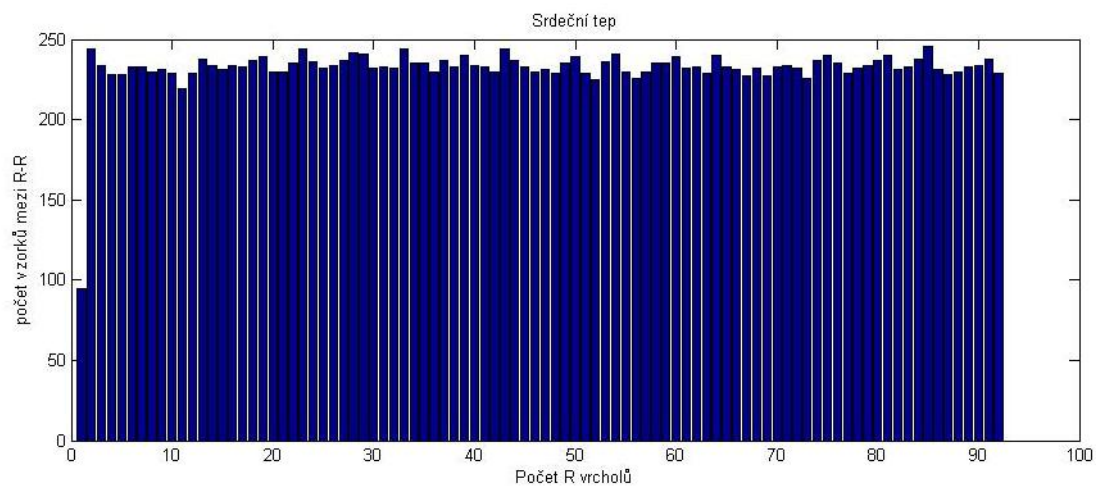
Obrázek 61 ukazuje nepravidelnost srdeční činnosti.



Obrázek 59 Minutový záznam



Obrázek 60 Detekce QRS komplexu – minutový záznam



Obrázek 61 Minutový záznam

6 NÁVRH MOŽNOSTÍ DETEKCE PATOLOGICKÝCH JEVŮ

Postup při možné detekci patologických jevů u EKG signálu vychází z identifikace polohy R vrcholu. Detektor, který je realizován v této diplomové práci, zapisuje polohu R vrcholů v signálu a na základě znalosti vzorkovací frekvence známe čas.

Z tabulek 1, 2 a 3, které jsou v teoretické části práce, je možné vzít hodnoty, které budou rozhodné pro daný patologický jev a jako rozšíření detektoru jej realizovat. Z tabulek je zřejmé, že většina hodnot je v nějakém rozmezí, proto by bylo nutné použít prahování a ve zvoleném intervalu nastavit prohledávání hodnot signálu EKG.

Diagnosticky nejvýznamnější je úsek ST, a to jeho tvar, elevace, nebo deprese. Na obrázku 20 je zaznačena elevace ST úseku, nazývána také jako Pardeeho vlna. Tento jev je na tolik výrazný, že sám o sobě by detekci výrazně usnadnil. Možnosti jsou zde dvě, a to buďto sledovat plochu ST úseku, anebo hodnoty napětí. Vzhledem k tomu, že se v úseku ST může ale jednat o oba stavy, elevaci, nebo depresi, použil bych sledování plochy s nastavením prahu v oblasti předpokládaných fyziologických hodnot.

Při studiu materiálů a podkladů k diplomové práci jsem zaznamenal, že i pracoviště AV ČR používá při procházení EKH záznamů ruční rozměření. Důvěra ve spolehlivou detekci patologických jevů je mezi lékaři a veterinárními lékaři, případně biology minimální. Je zřejmé, že vývoj a výzkum v této oblasti bude velmi přínosný.

ZÁVĚR

Při psaní této diplomové práce jsem popsal problematiku filtrace, zpracování a analýzy digitalizovaných EKG signálů. Obecně je dostupné velké množství literatury a na Internetu je k dispozici velké množství článků a studií, které začátečníkovi nebo osobě obeznámené s problematikou digitálního zpracování signálu umožní doplnit a rozšířit znalosti dle požadovaného účelu. Z tohoto množství informačních zdrojů se jen část týká oblasti medicíny a ty zajímavé články byly většinou cizojazyčné. V průběhu rešerší zdrojů, které jsem provedl, jsem takovou českou literaturu našel pouze staršího data vydání.

Do diplomové práce jsem zařadil zásadní části matematické teorie, které jsou nezbytně nutné k splnění praktického zadání této práce. Jedná se hlavně o část 1, kde jsem se zaměřil na popis transformací a filtrů a část 2, která popisuje problematiku z pohledu lékařské diagnostiky.

Na teoretickou část jsem navázal v části praktické této diplomové práce a při vlastním návrhu filtrace jsem si potvrdil nutnost bezchybného zvládnutí teoretické části, obzvláště části 2. Tyto teoretické znalosti jsou nezbytným minimem pro každého, kdo by chtěl používat, nebo bude v rámci svého budoucího zaměstnání používat digitální zpracování signálu v medicínské oblasti.

V praktické části jsem dále provedl návrh několika filtrů, které jsou přiloženy v příloze této diplomové práce a jeden z nich následně využil při návrhu detektoru QRS komplexu. Tento detektor jsem následně realizoval v prostředí programu MATLAB. Kompletní popis jsem provedl v kapitole 5.6 a zdrojový kód je opět přiložen v příloze této diplomové práce. Filtry spolu s detektorem byly testovány na datových souborech se sejmutým signálem EKG, které byly získány z databází na www.physionet.org. V rámci testování bylo ověřeno, že filtry na bázi vlnkové transformace jsou dostatečně účinné a vhodné pro filtraci EKG signálů. Klasické filtry FIR jsou vhodné méně, a jak jsem již v práci zmínil filtry IIR byly z porovnávání vyřazeny.

Samotný detektor byl testován na běžných typech signálu zdravých osob i osob s onemocněním srdce v délce 10 s a 1 min. Je možné, že v hraničních případech naměřených hodnot, bude docházet k částečným chybám, které ovšem bude možné odstranit drobnou změnou prahování v souboru s detektorem QRS signálu.

V úplném závěru své diplomové práce jsem se pokusil o návrh možné detekce patologických jevů u EKG signálu, které vychází z identifikace polohy R vrcholu. Toto jsem stručně popsal v kapitole 6. Dá se očekávat vývoj na poli algoritmů pro automatickou detekci patologických jevů. Digitální zpracování signálu má v lékařské diagnostice velký význam a spolu s vývojem nových přístrojů dále tento význam poroste.

Praktická část této práce byla pro mne přínosná, protože jsem získal znalosti z oblasti digitálního zpracování signálu, které velmi pravděpodobně budu dále pracovně využívat.

CONCLUSION

In this thesis I described issues associated with filtration, processing and analysis of digitized ECG signals. Large amount of literature is generally accessible and the Internet also offers numerous articles and studies enabling a beginner or advanced user experienced in the field of digital signal processing to extend and advance his/her knowledge in the required areas. Only a part of all available information resources pertained to the medical use and, furthermore, interesting articles found were mostly published in foreign languages. Whilst conducting my research on this topic I found Czech literature being somewhat outdated, more recent information coming only from expert articles.

I included in the thesis substantial elementary sections in mathematical theory as they were absolutely essential for successful completion of the practical part of this work. In particular I refer to Part 1, devoted to the description of transformations and filters and Part 2, describing the issues from a medical diagnostics perspective.

In the thesis the theoretical part was followed by a practical part. By presenting my own design of signal filtration I clearly demonstrated the need for thorough understanding of theoretical principles, especially in Part 2. Full understanding of the underlining theory becomes prerequisite knowledge for anybody intending to use, or aiming to specialize in digital signal processing in the field of medicine in the course of future employment.

In the practical part I presented several designs of filters and the source codes can be found in the attachment to this work. One of them I utilized in the design of detector of QRS complex I created in the MATLAB programming environment. Full description is included in Chapter 5.6. and the source code can be found in the attachment to this work. I tested these filters together with the detector on data sets of recorded ECG signals obtained from databases in www.physionet.org. Such tests confirmed that filters working on the basis of wavelet transformation were sufficiently efficient and suitable for filtration of ECG signals. Classic filters were less suitable and, as I mentioned in the thesis, IIR filters were eliminated from all comparisons.

The actual detector was tested on all common types of signals of 10 seconds and 1 minute duration provided by healthy subjects as well as subjects suffering from heart diseases. I acknowledge that partial errors can be expected at limiting values of recorded signals but these will be capable of being eliminated by minor changes to thresholds of data sets processed by the detector of the QRS signal.

Towards the end my thesis I proposed a suitable detection of pathological changes in the recorded ECG signal. I based my design on the identification of R peak position and described it briefly in Chapter 6. I am of the opinion that further development of algorithms for automatic detection of pathological changes will undoubtedly follow. Digital signal processing in medical diagnostics is of great importance and with further development of new suitable instruments such importance will grow more pronounced in future.

I found the practical part of this thesis personally beneficial as I acquired new insights into and detailed knowledge of processing of digital signals that I am most likely to explore further in my professional life.

SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

- [1] PRANDONI, Paolo a Martin VETTERLI. *Signal processing for communications*. 1st ed. Boca Raton: CRC Press ; EPFL Press, 2008, xv, 371 s. ISBN 978-1-4200-7046-0.
- [2] SOVOVÁ, Eliška. *EKG pro sestry*. Praha: Grada, 2006, 112 s. Sestra. ISBN 80-247-1542-2.
- [3] DAVÍDEK, Vratislav a Pavel SOVKA. *Číslicové zpracování signálů a implementace*. Vyd. 2., přeprac. Praha: České vysoké učení technické, 2002. ISBN 80-010-2483-0.
- [4] JAN, Jiří. *Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálů*. Vyd. 2. Brno: VUTIUUM, 2002, 427 s. ISBN 80-214-1558-4.
- [5] ZAPLATÍLEK, Karel a Bohuslav DOŇAR. *MATLAB: tvorba uživatelských aplikací*. 1. vyd. Praha: BEN, 2004, 215 s. ISBN 80-730-0133-0.
- [6] JAROSLAV SMUTNÝ, Luboš Pazdera. *Časově frekvenční analýza reálných signálů*. 1. vyd. Brno: ECON, 2003. ISBN 80-864-3323-4.
- [7] MATLAB – Wikipedie. *Wikipedie, otevřená encyklopedie* [online]. 2015 [cit. 2015-04-20]. Dostupné z: <http://cs.wikipedia.org/wiki/MATLAB>
- [8] MATLAB Programming Language. MATLAB Programming Language, Programming with MATLAB, Programming Language MATLAB, Learn MATLAB Online. [online]. 2015 [cit. 2015-03-12]. Dostupné z: <http://www.altiusdirectory.com/Computers/matlab-programming-language.php>
- [9] *Úvod do používání MATLAB*. Univerzita Pardubice, 1997. Učební text. Univerzita Pardubice. Vedoucí práce Ing. Dušek František, CSc.
- [10] Grafické uživatelské rozhraní – Wikipedie. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001 [cit. 2015-03-19]. Dostupné z: http://cs.wikipedia.org/wiki/Grafick%C3%A9_u%C5%BEivatelsk%C3%A9_rozhran%C3%AD
- [11] HUMUSOFT. SIMULINK: Simulace a modelování dynamických systémů, Model-Based Design [online]. 2015 [cit. 2015-05-20]. Dostupné z: <http://www.humusoft.cz/produkty/matlab/simulink/>
- [12] Fiala, J.: Waveletová transformace. *Materials Structure in Chemistry, Biology, Physics and Technology*, 1999, vol. 6, no. 1, pp. 29-36. ISSN 1211-5894.
- [13] Jan J., Kozumplík J.: *Systémy, procesy a signály*. Studijní texty pro obor Výpočetní technika a informatika. 1. vyd. Brno: VUTIUUM, 2000. ISBN 80-214-1593-2.
- [14] MOHYLOVÁ, Jitka a Vladimír KRAJČA. *Zpracování biologických signálů*. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita, 2007, 1 CD-R. ISBN 978-80-248-1491-9.
- [15] Ukázky aplikací: noel.feld.cvut.cz. [online]. [cit. 2015-03-26]. Dostupné z: <http://noel.feld.cvut.cz/vyu/scs/prezentace2002/NM6403/12.htm>
- [16] ČIHALÍK, Čestmír a Miloš TÁBORSKÝ. *EKG v klinické praxi*. Vyd. 1. Olomouc: Solen, 2013, 272 s. Meduca. ISBN 978-80-7471-015-5.

- [17] SVATOŠ, Josef. *Biologické signály I: geneze, zpracování a analýza*. Vyd. 2. Praha: České vysoké učení technické, 1998, 202 s. ISBN 80-01-01822-9.
- [18] KRAJČA, Vladimír a Jitka MOHYLOVÁ. *Číslicové zpracování neurofyzilogických signálů*. 1. vyd. V Praze: České vysoké učení technické, 2011, 168 s. ISBN 978-80-01-04721-7.
- [19] AL SHAMMA, Saad Daoud. Adaptive power line and baseline wander removal from ECG signal. *International Journal of Engineering and Innovative Technology (IJEIT): Volume 3, Issue 10, April 2014* [online]. [cit. 2015-04-04]. ISSN: 2277-3754
Dostupné z: http://www.ijeit.com/Vol%203/Issue%2010/IJEIT1412201404_37.pdf
- [20] BAILEY, J. J., A. S. BERSON, A. GARSON, L. G. HORAN, P. W. MACFARLANE, D. W. MORTARA a C. ZYWIETZ. 1990. Recommendations for standardization and specifications in automated electrocardiography: bandwidth and digital signal processing. A report for health professionals by an ad hoc writing group of the Committee on Electrocardiography and Cardiac Electrophysiology of the Council on Clinical Cardiology, American Heart Association. *Circulation* [online]. **81**(2): 730-739 [cit. 2015-05-10]. DOI: 10.1161/01.CIR.81.2.730. ISSN 0009-7322. Dostupné z: <http://circ.ahajournals.org/cgi/doi/10.1161/01.CIR.81.2.730>
- [21] Front Matter. 1992. *Ten Lectures on Wavelets* [online]. Society for Industrial and Applied Mathematics, : i [cit. 2015-05-14]. DOI: 10.1137/1.9781611970104.fm. ISBN 978-0-89871-274-2. Dostupné z: <http://epubs.siam.org/doi/abs/10.1137/1.9781611970104.fm>
- [22] SINGH, Brij N. a Arvind K. TIWARI. 2006. Optimal selection of wavelet basis function applied to ECG signal denoising. *Digital Signal Processing* [online]. Society for Industrial and Applied Mathematics, **16**(3): 275-287 [cit. 2015-05-14]. DOI: 10.1016/j.dsp.2005.12.003. ISBN 978-0-89871-274-2. ISSN 10512004. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1051200405001703>

SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK

AV	Atrioventrikulární (z lat. Atrioventricularis).
DP	filtr typu dolní propust.
EKG	Elektrokardiograf.
FIR	filtry s konečnou impulsní charakteristikou (z angl. Finite Impulse Response).
FT	Fourierová transformace.
HP	filtr typu horní propust.
IIR	filtry s nekonečnou impulsní charakteristikou (z angl. Infinite Impulse Response).
N	délka zpracovávaného úseku.
SA	sinoatriální (z lat. Sinoatrialis).
SNR	poměr signál / šum (z angl. Signal to Noise Ratio).
DSP	angl. Digital signal processing
WT	vlnková transformace
DWT	diskrétní vlnková transformace
DTWT	vlnková transformace s diskrétním časem
$x(n)$	vstupní diskrétní signál.
$x(t)$	vstupní spojitý signál.
$\psi(t)$	mateřská vlnka.
$\psi_{a,b}(t)$	časově posunutá a dilatovaná vlnka.
EEG	Elektroencefalogram.
CT	Počítačová tomografie (z angl. Computed Tomography).
z	délka zpoždění.
DP	Diplomová práce.

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1	13
Obrázek 2 Excel – Fourierova analýza (analýza dat)	15
Obrázek 3 noel.feld.cvut.cz [15].....	16
Obrázek 4 MATLAB - Příklad vykreslení – Póly, nuly, odezva.....	21
Obrázek 5 Filtr IIR – blokové schéma.....	22
Obrázek 6 Stabilní systém	23
Obrázek 7 Nestabilní systém	23
Obrázek 8.....	24
Obrázek 9.....	24
Obrázek 10.....	25
Obrázek 11 Estimating frequency response.....	25
Obrázek 12 Filtr FIR - blokové schéma.....	26
Obrázek 13 Chebyshev Type II Bandpass filter	29
Obrázek 14 Equiripple Bandpass filter.....	30
Obrázek 15 Marek Penhaker, Martin Imramovský, Lékařské diagnostické přístroje	32
Obrázek 16 Ukázka ke kapitole 1.4	33
Obrázek 17 Frekvenční složky EKG	34
Obrázek 18 Popis EKG křivky – značení segmentů.....	36
Obrázek 19 Vedení vzruchu v srdci [16]	37
Obrázek 20 Elevace ST úseku (Pardeeho vlna) – akutní IM,	40
Obrázek 21 Umístění končetinových svodů a hrudních svodů V1-6. [2].....	41
Obrázek 22 Sonoscape ie12p.....	42
Obrázek 23 Sonoscape ie12p.....	42
Obrázek 24 záznamník pro Holter EKG CARDIOLIGHT	43
Obrázek 25 Zdravá osoba 1; muž; 25 let	45
Obrázek 26 Zdravá osoba 2; žena; 23 let.....	46
Obrázek 27 Zdravá osoba 3; žena; 23 let.....	46
Obrázek 28 chart105_10s; žena; 73 let.....	46
Obrázek 29 chart106_10s; žena; 24 let.....	46
Obrázek 30 chart107_10s; muž; 63 let	47
Obrázek 31 chart108_10s; žena; 87 let.....	47
Obrázek 32 chart109_10s; muž; 64 let	47

Obrázek 33 chart112_10s; muž; 54 let	47
Obrázek 34 chart116_10s; muž; 68 let	48
Obrázek 35 chart119_10s; žena; 51 let.....	48
Obrázek 36 chart200_10s; muž; 64 let	48
Obrázek 37 chart201_10s; muž; 68 let	48
Obrázek 38 Vzorek A z dlouhodobého záznamu z přístroje Holter	49
Obrázek 39 Vzorek B z dlouhodobého záznamu z přístroje Holter	49
Obrázek 40 Vzorek šumu X.....	50
Obrázek 41 Vzorek šumu Y.....	50
Obrázek 42 Vzorek šumu Z.....	51
Obrázek 43 The Filter Design and Analysis Tool (FDATool)	54
Obrázek 44 Wavelet Toolbox (wavemenu)	55
Obrázek 45 Wavelet Toolbox – nastavení parametrů filtru (vlnka coif).....	56
Obrázek 46 Ověření účinnosti – filtr HLP 20db	57
Obrázek 47 Ověření účinnosti – v13 varianta 25db	58
Obrázek 48 Vlnka Coiflets 5 (coif5).....	58
Obrázek 49 Ověření účinnosti – filtr sw1d	59
Obrázek 50 Ověření účinnosti – filtr db1	60
Obrázek 51 Ověření účinnosti – filtr dw1d coif58	60
Obrázek 52 Signál před filtrací a spektrum nefiltrovaného signálu	61
Obrázek 53 Signál po filtraci filtrem sw1d a spektrum filtrovaného signálu	62
Obrázek 54 Originální signál EKG a signál po úvodní filtraci.....	63
Obrázek 55	64
Obrázek 56 Určení zpoždění filtru.....	65
Obrázek 57 Určení srdečního tepu.....	65
Obrázek 58 Detekce QRS komplexu	66
Obrázek 59 Minutový záznam.....	67
Obrázek 60 Detekce QRS komplexu – minutový záznam	68
Obrázek 61 Minutový záznam.....	69

ZDOJE OBRÁZKŮ

[5] Filtr IIR – blokové schéma

http://programujte.com/galerie/2010/05/201005041948_obr004.PNG

[6], [7], [8], [9], [10] a [11] PRANDONI, Paolo a Martin VETTERLI. *Signal processing for communications*. 1st ed. Boca Raton: CRC Press ; EPFL Press, 2008, xv, 371 s. ISBN 978-1-4200-7046-0.

[12] FIR - blokové schéma

http://programujte.com/galerie/2010/05/201005041944_obr002.PNG

[15] Marek Penhaker, Martin Imramovský, Lékařské diagnostické přístroje - Učební texty

http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Celkov%C3%A9_schema_ekg_p%C5%99%C3%ADstroje.jpg?uselang=cs

[17] Frekvenční složky EKG

<http://www.ems12lead.com/wp-content/uploads/sites/42/2014/03/ecg-component-frequencies.jpg>

[18] Popis EKG křivky – značení segmentů

<http://cs.wikipedia.org/wiki/Soubor:SinusRhythmLabels.svg>

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 Srdeční intervaly [2]	38
Tabulka 2 Srdeční vlny [2]	39
Tabulka 3 EKG diagnostika [2]	39
Tabulka 4 Porovnání hodnot SNR jednotlivých filtrů	61

SEZNAM PŘÍLOH

Výpis obsahu program_data.zip archivu přiloženého k DP uložené jako komplet.zip

Soubory vytvořené v programu MATLAB

..\soubory\..

09.04.2015 01:40	<DIR>	database
09.04.2015 01:39	4 130	DP_fft.m
08.04.2015 01:57	5 680	DP_QRS_detekce.m
09.04.2015 01:51	4 006	DP_SNR.m
09.04.2015 01:28	518	FIR_HLP_20db.m
03.04.2015 01:52	1 052	FIR_vl3_25db.m
27.03.2015 22:19	1 620	func_denoise_db1.m
09.04.2015 01:28	632	func_denoise_dw1d_coif58.m
09.04.2015 01:28	919	func_denoise_dw1d_db10_10.m
23.03.2015 01:04	1 676	func_denoise_sw1d.m

Zdrojové soubory EKG signálu (použité na obrázcích)

..\soubory\database..

08.04.2015 00:29	4 919 107	m1.mat
03.04.2015 02:03	4 194 119	m1.mat
08.04.2015 00:29	3 455 201	m1.mat
09.04.2015 01:38	<DIR>	minutove
09.04.2015 01:36	<DIR>	zdrave osoby

..\soubory\database\minutove

03.04.2015 15:44	21 626 103	m1.mat
03.04.2015 17:43	21 263 234	m1.mat

..\soubory\database\zdrave osoby

04.04.2015 22:39	20 024	rec_1m_osoba4_ne_filtr.mat
04.04.2015 22:32	20 024	rec_1m_osoba5_ne_filtr.mat
04.04.2015 22:24	20 024	rec_1m_osoba6_ne_filtr.mat
25.03.2015 21:09	10 024	rec_2m_osoba1_ne_filtr.mat
25.03.2015 21:16	10 024	rec_3m_osoba2_ne_filtr.mat
25.03.2015 21:21	10 024	rec_3m_osoba3_ne_filtr.mat

Zdrojové soubory EKG signálu (kompletní, včetně *.hea souborů)

..\soubory\database..

25.03.2015 16:50	346 105	m.he
25.03.2015 16:50	355 105	m.info

25.03.2015	16:49	14 424 105m.mat
25.03.2015	17:05	248 106m.he
25.03.2015	17:05	355 106m.info
25.03.2015	17:05	14 424 106m.mat
25.03.2015	17:08	281 107m.he
25.03.2015	17:08	355 107m.info
25.03.2015	17:08	14 424 107m.mat
08.04.2015	00:29	4 919 107m1.mat
25.03.2015	17:11	400 108m.he
25.03.2015	17:11	355 108m.info
25.03.2015	17:11	14 424 108m.mat
25.03.2015	17:14	283 109m.he
25.03.2015	17:14	355 109m.info
25.03.2015	17:14	14 424 109m.mat
25.03.2015	17:17	286 112m.he
25.03.2015	17:17	355 112m.info
25.03.2015	17:16	14 424 112m.mat
25.03.2015	17:21	246 116m.he
25.03.2015	17:21	355 116m.info
25.03.2015	17:21	14 424 116m.mat
25.03.2015	17:24	247 119m.he
25.03.2015	17:23	355 119m.info
25.03.2015	17:23	14 424 119m.mat
03.04.2015	02:03	4 194 119m1.mat
25.03.2015	17:28	395 200m.he
25.03.2015	17:28	355 200m.info
25.03.2015	17:28	14 424 200m.mat
25.03.2015	17:32	375 201m.he
25.03.2015	17:32	355 201m.info
25.03.2015	17:32	14 424 201m.mat
08.04.2015	00:29	3 455 201m1.mat
25.03.2015	17:58	258 30m_SCDHD.he
25.03.2015	17:58	338 30m_SCDHD.info
25.03.2015	17:57	10 024 30m_SCDHD.mat
25.03.2015	18:06	258 37m_SCDHD.he
25.03.2015	18:06	338 37m_SCDHD.info
25.03.2015	18:06	10 024 37m_SCDHD.mat
25.03.2015	16:49	58 200 chart105_10s.png
25.03.2015	17:04	55 549 chart106_10s.png
25.03.2015	17:07	74 139 chart107_10s.png
25.03.2015	17:11	50 263 chart108_10s.png
25.03.2015	17:14	71 034 chart109_10s.png
25.03.2015	17:16	47 275 chart112_10s.png
25.03.2015	17:21	55 158 chart116_10s.png
25.03.2015	17:23	57 607 chart119_10s.png
25.03.2015	17:27	53 400 chart200_10s.png
25.03.2015	17:32	48 877 chart201_10s.png
25.03.2015	17:57	50 107 chart_SCDHD_30.png
25.03.2015	18:06	32 625 chart_SCDHD_37.png
08.04.2015	01:51	<DIR> minutove

25.03.2015 16:34 1 957 plotATM.m
25.03.2015 16:34 32 677 stažený soubor.htm
04.04.2015 22:39 <DIR> zdrave osoby

..\soubory\databaze\minutove

03.04.2015 15:42 200 103m.he
03.04.2015 15:42 333 103m.info
03.04.2015 15:42 86 424 103m.mat
03.04.2015 15:44 21 626 103m1.mat
03.04.2015 15:44 20 489 103m2.mat
03.04.2015 17:42 247 234m.he
03.04.2015 17:42 356 234m.info
03.04.2015 17:42 86 424 234m.mat
03.04.2015 17:43 21 263 234m1.mat
03.04.2015 17:44 19 770 234m2.mat

..\soubory\databaze\zdrave osoby

25.03.2015 21:08 20 704 osoba1_filtr.png
25.03.2015 21:09 28 613 osoba1_ne_filtr.png
25.03.2015 21:15 20 440 osoba2_filtr.png
25.03.2015 21:15 28 106 osoba2_ne_filtr.png
25.03.2015 21:20 21 091 osoba3_filtr.png
25.03.2015 21:21 210 osoba3_ne_filtr.he
25.03.2015 21:21 339 osoba3_ne_filtr.info
25.03.2015 21:20 36 527 osoba3_ne_filtr.png
04.04.2015 22:38 50 462 osoba4_filtr_rec_1.png
04.04.2015 22:34 52 324 osoba4_filtr_rec_2.png
04.04.2015 22:31 52 591 osoba5_filtr_rec_1.png
04.04.2015 22:26 53 269 osoba5_filtr_rec_2.png
04.04.2015 22:23 51 409 osoba6_filtr_rec_1.png
04.04.2015 22:21 54 102 osoba6_filtr_rec_2.png
04.04.2015 22:39 187 rec_1m_osoba4_filtr.he
04.04.2015 22:39 326 rec_1m_osoba4_filtr.info
04.04.2015 22:39 20 024 rec_1m_osoba4_filtr.mat
04.04.2015 22:39 20 024 rec_1m_osoba4_ne_filtr.mat
04.04.2015 22:33 184 rec_1m_osoba5_filtr.he
04.04.2015 22:33 326 rec_1m_osoba5_filtr.info
04.04.2015 22:33 20 024 rec_1m_osoba5_filtr.mat
04.04.2015 22:32 20 024 rec_1m_osoba5_ne_filtr.mat
04.04.2015 22:25 185 rec_1m_osoba6_filtr.he
04.04.2015 22:25 326 rec_1m_osoba6_filtr.info
04.04.2015 22:25 20 024 rec_1m_osoba6_filtr.mat
04.04.2015 22:24 20 024 rec_1m_osoba6_ne_filtr.mat
25.03.2015 21:10 339 rec_2mosoba1_ne_filtr.info
25.03.2015 21:11 214 rec_2m_osoba1_filtr.he
25.03.2015 21:10 348 rec_2m_osoba1_filtr.info
25.03.2015 21:10 10 024 rec_2m_osoba1_filtr.mat
25.03.2015 21:10 207 rec_2m_osoba1_ne_filtr.he

25.03.2015	21:09	10 024	rec_2m_osoba1_ne_filtr.mat
04.04.2015	22:37	186	rec_2m_osoba4_filtr.hea
04.04.2015	22:37	326	rec_2m_osoba4_filtr.info
04.04.2015	22:37	20 024	rec_2m_osoba4_filtr.mat
04.04.2015	22:37	20 024	rec_2m_osoba4_ne_filtr.mat
04.04.2015	22:28	184	rec_2m_osoba5_filtr.hea
04.04.2015	22:28	326	rec_2m_osoba5_filtr.info
04.04.2015	22:28	20 024	rec_2m_osoba5_filtr.mat
04.04.2015	22:27	20 024	rec_2m_osoba5_ne_filtr.mat
04.04.2015	22:23	185	rec_2m_osoba6_filtr.hea
04.04.2015	22:23	326	rec_2m_osoba6_filtr.info
04.04.2015	22:22	20 024	rec_2m_osoba6_filtr.mat
04.04.2015	22:22	20 024	rec_2m_osoba6_ne_filtr.mat
25.03.2015	21:17	218	rec_3m.hea
25.03.2015	21:17	348	rec_3m.info
25.03.2015	21:17	10 024	rec_3m_osoba2_filtr.mat
25.03.2015	21:16	210	rec_3m_osoba2_ne_filtr.hea
25.03.2015	21:16	339	rec_3m_osoba2_ne_filtr.info
25.03.2015	21:16	10 024	rec_3m_osoba2_ne_filtr.mat
25.03.2015	21:22	216	rec_3m_osoba3_filtr.hea
25.03.2015	21:22	348	rec_3m_osoba3_filtr.info
25.03.2015	21:22	10 024	rec_3m_osoba3_filtr.mat
25.03.2015	21:21	10 024	rec_3m_osoba3_ne_filtr.mat