

Modelování vlivu magnetické rezonance na diagnostickou kvalitu EKG a VKG signálů

Modeling of Magnetic Resonance Influence upon ECG and VCG Signal
Diagnostic Quality

Ing. Lucie Pešková

Diplomová práce

Vedoucí práce: Ing. Jan Kubíček, Ph.D.

Ostrava, 2021

Abstrakt

Cílem této diplomové práce je kvantitativní analýza příznaků vlivu magnetické rezonance na kvalitu signálů EKG a VKG. V teoretické části práce je v základu popsána elektrická aktivita srdce a záznam této aktivity pomocí elektrokardiogramu (EKG) a jeho transformace na vektorkardiogram (VKG). Teoretická část dále popisuje známé metody pro analýzu vlivu magnetické rezonance na deformaci EKG a VKG signálu. V praktické části práce je pak navržen detektor QRS komplexu pro signály EKG snímané vně i uvnitř magnetické rezonance. Detektor je realizován pomocí analýzy nezávislých komponent. Pro splnění cíle práce bylo nutné vytvořit datovou bázi EKG a VKG signálů, snímaných vně i uvnitř MR. VKG signály byly získány čtyřmi transformačními metodami – Korsovo regresní, inverzní Dowerovo, Levkovo a QLSV. Signály EKG, QRS komplexy a VKG křivky byly následně podrobeny analýze. K posouzení změn bylo využito statistických ukazatelů korelační koeficient, MSE, RMSE a MAE. K posouzení VKG křivek parametry maximální velikost vektoru QRS smyčky, vektor křivosti křivky, maximální vzdálenost QRS smyčky a jejího těžiště a obvod QRS smyčky.

Klíčová slova

elektrokardiogram, vektorkardiogram, EKG, VKG, detekce QRS, magnetická rezonance

Abstract

The aim of this diploma thesis is a quantitative analysis of the symptoms of the effect of magnetic resonance on the quality of ECG and VCG signals. The theoretical part of the thesis basically describes the electrical activity of the heart and the recording of this activity using an electrocardiogram (ECG) and its transformation into a vector cardiogram (VCG). The theoretical part further describes known methods for the analysis of the effect of magnetic resonance on the deformation of the ECG and VCG signal. In the practical part of the work, a QRS complex detector is designed for ECG signals sensed outside and inside the magnetic resonance. The detector is realized by analyzing independent components. To meet the goal of the work, it was necessary to create a database of ECG and VCG signals, scanned outside and inside the MR. VCG signals were obtained by four transformation methods - Kors regression, inverse Dower, Levkov and QLSV. ECG signals, QRS complexes and VCG curves were subsequently analyzed. The statistical indicators correlation coefficient, MSE, RMSE and MAE were used to assess the changes. To assess VCG curves, the parameters of the curvature vector of the curve, the maximum size of the QRS loop vector, the maximum distance of the QRS loop and its center of gravity and the circumference of the QRS loop.

Key words

electrocardiogram, vectorcardiogram, ECG, VCG, QRS detection, magnetic resonance

Poděkování

Na tomto místě bych ráda poděkovala vedoucímu práce panu Ing. Janu Kubíčkoví, Ph.D. za jeho rady a trpělivost, a že mi dal šanci práci dopsat. Rovněž bych chtěla poděkovat mému partnerovi Jaroslavu Pošitmovi, že to se mnou vydržel.

Obsah

Seznam použitých symbolů a zkratek.....	5
Seznam ilustrací, tabulek.....	6
1. Úvod	9
2. Elektrokardiografie	10
2.1 Elektrická aktivita srdce	10
2.2 Monitorace - EKG	12
2.3 VKG	15
2.4 Základní metody zpracování EKG a VKG signálu	16
2.5 Transformační techniky mezi EKG a VKG signály	28
3. Rešerše metod pro analýzu vlivu MR na deformaci signálu EKG a VKG.....	32
3.1 Analýza vlivu MR na deformaci signálu EKG a VKG	32
3.2 Zhodnocení výsledků rešerše	52
4. Tvorba datové báze a parametry hodnocení EKG a VKG signálu	53
4.1 Tvorba datové báze signálů.....	53
4.2 Detektor QRS komplexu	55
4.3 Transformace EKG na VKG.....	57
4.4 Parametry hodnocení signálů EKG	58
4.5 Parametry hodnocení signálů VKG	61
5. Kvantitativní analýza příznaků vlivu MR zobrazování	64
5.1 Zpracování výsledků EKG signálů.....	64
5.2 Zpracování výsledků průměrných QRS komplexů	66
5.3 Zpracování výsledků VKG křivek.....	69
6. Evaluace výsledků práce	71
6.1 Vyhodnocení výsledků EKG a průměrných QRS komplexů	71
6.2 Vyhodnocení výsledků VKG	72
7. Závěr	74
8. Literatura	75
Seznam příloh	79

Seznam použitých symbolů a zkratek

AV	atrioventrikulární
CWT	spojitá vlnková transformace (countinous WT)
DWT	diskrétní vlnková transformace (discrete WT)
DTWT	dyadická vlnková transformace s diskrétním časem
EKG	elektrokardiografie (anglicky ECG)
FFT	rychlá Fourierova transformace (fast Fourier transform)
FT	Fourierova transformace
FIR	filtr s konečnou impulzní odezvou (finite impulse response) j
ICA	analýza nezávislých komponent (ndependent component analysis)
IIR	filtr s nekonečnou impulzní odezvou (infinite impulse response)
LDK	levá dolní končetina
LSV	metoda nejmenších čtverců (least-square)
MHD	magnetohydrodynamika (MHD efekt)
MR	magnetická rezonance
MRI	magnetic resonance imaging
mV	milivolt, jednotka elektrického napětí
PDK	pravá dolní končetina
PPG	fotopletysmografie (photoplethysmography)
s	sekunda, jednotka času
SA	sinoatriální
SG	Savitzky-Goalyův filtr
SNR	poměr signálu k šumu (Signal to Noise Ratio)
T	tesla, jednotka elektromagnetické indukce
VKG	vektorkardiograf, vektorkardiografie (anglicky VCG)
WT	vlnková transformace (wavelet transform)

Seznam ilustrací, tabulek

Obrázek 1: Srdeční převodní soustava. [25].....	12
Obrázek 2: 12 svodové EKG. Překresleno. [23]	13
Obrázek 3: Vlny a intervaly popisované na EKG [27]	14
Obrázek 4: Základní princip vektorkardiografie. Převzato. [8].....	15
Obrázek 5: Vektorkardiografické smyčky v rovině: a) sagitální, b) frontální, c) horizontální. [27]	16
Obrázek 6: Relativní výkonové spektrum EKG signálu, se zachycením šumu a pohybových artefaktů [29]	18
Obrázek 7: Příklady vlnkových funkcí: a) sym 2, b) db 5, rekonstrukční vlnky c) bior 1.3, d) bior 3.5 [31]	18
Obrázek 8: a) mateřská vlnka Morlet, b) vizualizace změny měřítka vlnky. [Zdroj vlastní.]	19
Obrázek 9: Ukázka signálu filtrovaného vlnkovou transformací. [Zdroj vlastní.].....	20
Obrázek 10: Ukázka předzpracovaného signálu pro detekci QRS komplexu metodou umocnění filtrovaného signálu. [Zdroj vlastní.].....	24
Obrázek 11: Rozklad signálů bankou filtrů [13].....	25
Obrázek 12: Přehled klasifikátorů. Převzato, upraveno. [18]	25
Obrázek 13: Realizace tříступňové transformace pomocí zrcadlových filtrů.[13]	28
Obrázek 14: Převod EKG na VKG pomocí goniometrických funkcí. Upraveno. [7]	29
Obrázek 15: Převod EKG na VKG pomocí Levkovy a Dowerovy transformace .[7]	30
Obrázek 16: Surové EKG pořízené během MR vyšetření. Převzato.[17].....	33
Obrázek 17: Záznam EKG pořízený polymerovými elektrodami a vodiči modulem BMENG v prostoru MR s barevným odlišením jednotlivých fází činnosti MR. [Převzato 35]	36
Obrázek 18: Porovnání normálních a poškozených (přerušovaná čára) signálů tří elektrod EKG (a) elektrody I, (b) elektrody II, (c) elektrody V a (d) signálu arteriálního tlaku (APS). [Převzato 40]	38
Obrázek 19: Blokový diagram navrhované metody. [Převzato 40].....	39
Obrázek 20: Porovnání normálních (souvislá čára), poškozených (tečkovaná čára) a filtrovaných (přerušovaná čára) signálů EKG pro (a) - (c) časovou doménu a (d) - (f) charakteristiku frekvenční domény svod I, svod II a svod V. [Převzato 40]	40
Obrázek 21: Systém korekce LMS pro jeden gradient. Tento systém je paralelizován třikrát, jednou pro každý gradient. [Převzato 41].....	40
Obrázek 22: Gradienty MR (a), surové EKG (b), „standardní“ LMS korekce EKG (c), optimální LMS korekce EKG (d). [Převzato 41].....	42
Obrázek 23: Integrovaná cyklická koherence pro tři EKG ze svodu I, zaznamenaná vně a uvnitř MRI skeneru v pozicích Ff a Hf. [Převzato 42]	44
Obrázek 24: Ilustrativní příklad zobrazující prvních 60 sekund extrahovaného zdroje cyklostacionarity pomocí algoritmu SOC 2 ze čtyřkanálové směsi {III, aVF, V3, V4} zaznamenaného uvnitř skeneru MRI v poloze Hf a ručně anotovaných R-vrcholů („Hvězdičkové“ značky) vs. ty odhadované navrhovaným postupem („kruhové“ značky). [Převzato 42]	45
Obrázek 25: EKG získané mimo a uvnitř MRI. Porovnání EKG svodů II a V3 datové sady D 1 získané mimo (a) - (b) a uvnitř 7 T MR skeneru v poloze Ff (c) - (d) a Hf (e) - (f). Tečky označují polohy vrcholů R. [Převzato 43]	46
Obrázek 26: Automatizovaný postup pro identifikaci $of^{\wedge}sk_{,EKG}$. [Převzato 43].....	47

Obrázek 27: Automatizovaný postup pro identifikaci of^sk_{EKG} . [Převzato 43]	48
Obrázek 28: Schematický popis algoritmu „cílová vzdálenost“. [Převzato 44].....	51
Obrázek 29: Pozice elektrod při vyšetření srdce na MRI - snímání bezdrátové VKG. Umístění na těle a) celkový pohled, b) detail vodičů zavedených do interface pro přenos signálu, c) detail umístění elektrod bez vodičů. [Převzato 37]	51
Obrázek 30: Znázornění průběhu měření EKG signálu pomocí vektorkardiografie. Ukázka deformace EKG signálu v magnetickém poli při zapnutém RF buzení. [Převzato 37]	52
Obrázek 31: Projekce VKG smyček do tří rovin. [28].....	53
Obrázek 32: a) Detail naměřených hodnot na svodu I u probanda 01 vně a uvnitř MR, surový signál a vyhlazený Savitzky-Golay filtrem. b) Ukázka korekce izolinií. [Zdroj vlastní]	54
Obrázek 33: Ukázka signálu svodu I u probanda 07 vně a uvnitř MR (vliv MHD na signál EKG). [Zdroj vlastní]	55
Obrázek 34: Nezávislé komponenty u probanda 3, signál snímáný uvnitř MR. [Zdroj vlastní].....	56
Obrázek 35: Signál svodu I probanda 03 vně a uvnitř MR: a) vykreslení signálů, b) signál svodu I uvnitř MR s detekovaným kmitem R. [Zdroj vlastní]	57
Obrázek 36: Ukázka transformovaného QRS komplexu čtyřmi transformačními metodami. Nahoře zobrazení v prostoru, dole ve dvourozměrné. [Zdroj vlastní]	58
Obrázek 37: Výkonové a amplitudové frekvenční spektrum - svod I, proband 02, snímáno vně MR. [Zdroj vlastní].....	61
Obrázek 38: Detail křivky VKG se zobrazenými jednotlivými vektory křivosti. [Zdroj vlastní]	63
Obrázek 39: Porovnání transformačních metod OUT/IN u jednotlivých probandů. [Zdroj vlastní]	73
Graf 1: Porovnání korelace u EKG signálů vně a uvnitř MR v časové oblasti. [Zdroj vlastní]	65
Graf 2: Porovnání maximálního výkonu EKG ve výkonovém spektru. [Zdroj vlastní]	66
Graf 3: Korelační koeficient průměrného QRS vs. signálů EKG v časové oblasti. [Zdroj vlastní].....	67
Graf 4: MSE v časové oblasti pro průměrného QRS vs. signály EKG vně/uvnitř MR. [Zdroj vlastní.]....	67
Graf 5: MSE ve výkonovém spektru pro průměrný QRS vs. EKG vně/uvnitř MR. [Zdroj vlastní.]	68
Graf 6: a) Korelace mezi příznaky v rámci metod transformací. b) Korelace metod transformací v rámci příznaků. [Zdroj vlastní].....	69
Tabulka 1: Fáze srdečního cyklu. [21].....	10
Tabulka 2: Korsova transformační matice. [14]	30
Tabulka 3: Koeficienty inverzní Dowerovy transformace. [38]	31
Tabulka 4: Koeficienty pro metodu QLSV. [38]	31
Tabulka 5: Koeficienty pro metodu PLSV. [39]	31
Tabulka 6: Použité mateřské vlnky se stupni rozkladu. Převzato. [17]	33
Tabulka 7: Hodnoty statistických výpočtů porovnání svodů I, II a III záznamu EKG naměřeného mimo a v prostoru MR filtrovaný pásmovou propustí 0,6-25 Hz. [Převzato 35]	36
Tabulka 8: Průměrné odchylky gradientu pro každou sekvenci. [Převzato 41]	42
Tabulka 9: Výsledná optimální teoretická μ pro každou sekvenci. [Převzato 41].....	42
Tabulka 10: Výsledky detekce vlny R za využití různých metod. [Převzato 43]	49
Tabulka 11: Výpočet statistických parametrů mezi signály vně a uvnitř MR – EKG proband 01. [Zdroj vlastní]	60

Tabulka 12: Porovnání MAE v časové oblasti vně a uvnitř MR u 12 svodového EKG. Barevná škála výsledků: tmavě zelená nejhorší shoda, tmavě červená nejlepší shoda. Žlutě označené svody a probandi - nejlepší shoda, modře - nejhorší shoda. [Zdroj vlastní]	65
Tabulka 13: Výsledky neparametrického F-testu shodnosti rozptylů.	69
Tabulka 14: Výsledky testu ANOVA pro diferenci příznaku obvod QRS komplexu. [Zdroj vlastní]	70

1. Úvod

Sledování fyziologických funkcí tvoří nedílnou součást intenzivní, ale i preventivní medicíny. Zejména u pacientů s onemocněním srdce je pro rozšíření anamnézy a fyzikálního vyšetření důležitý elektrokardiogram, zachycující činnost srdce. Elektrokardiograf, přístroj, který snímá elektrickou aktivitu srdce popsanou v článku 2.1 této práce, provádí snímání pomocí elektrod přiložených na hrudník a končetiny člověka a zapojených podle stanoveného schématu. Výsledkem monitorace je už výše zmíněný elektrokardiogram, zkratka EKG. [16]

Při zdraví ohrožujících stavech (např. těžká úrazová traumata, onemocnění srdce) nebo při vyšetřeních pacientů v narkóze (děti, nespolupracující pacienti) je nutné vyšetřované osoby monitorovat soustavně, tedy i v případech, že jsou vyšetřováni magnetickou rezonancí. A také přímo některé metody vyšetření magnetickou rezonancí jsou podmíněny snímáním EKG (například zátěžové vyšetření srdce). A protože princip magnetické rezonance spočívá v umístění pacienta do silného magnetického pole (nejčastěji 1 – 1,5 T) a vysíláním elektromagnetických impulsů s frekvencí pro 1,5 T 64 MHz, je signál EKG, který zobrazuje elektrickou aktivitu srdce, už jen samotným magnetickým polem přístroje silně ovlivněn a deformován. Při magnetické rezonanci vznikají artefakty, neboť se indukují potenciály přímo do snímaného EKG signálu. Zhoršují výpovědní hodnotu elektrokardiogramu a čitelnost a detekci jednotlivých intervalů elektrokardiogramu. [1,17]

Tato práce si klade za cíl analyzovat signály EKG snímaném při vyšetření MR a porovnat je se signály nasnímanými vně MR. Vzhledem k tomu, že v rámci vyšetření MR se v určitých případech snímá signál srdce (zpravidla pouze svody I, II a III, je podstatnou částí této práce převod EKG na VKG a následné porovnání metod.

V první části práce je popsána elektrická aktivita srdce a její popis pomocí signálu v mV – EKG (elektrokardiogram) a jeho variace VKG (vektorkardiogram). Následující část práce se věnuje rešerši metod pro analýzu vlivu magnetické rezonance na deformaci EKG a VKG signálu, respektive různým metodám, kterými lze deformovaný signál EKG odfiltrovat.

Pro praktickou část, realizaci detektoru QRS komplexu pro signály u MR vyšetření, bylo nezbytné vytvořit dostatečnou bázi EKG a VKG signálů, deformovaných vlivem MR. Následně byl vytvořen detektor QRS komplexu a vybrány signifikantní příznaky pro objektivizaci vlivu MR zobrazování. V závěru práce byla provedena kvantitativní analýza statisticky významných příznaků vlivu MR zobrazování na signál EKG a jejich vyhodnocení.

2. Elektrokardiografie

2.1 Elektrická aktivita srdce

Srdce (latinsky cor) je dutý svalový orgán pracující jako pumpa, která pohání krev přes cévy do všech částí těla. Je uloženo v mediastinu, za sternem, dvěma třetinami vlevo od střední čáry trupu a jednou třetinou napravo. Celé srdce je uzavřeno v perikardu, nepružném vakovitém obalu. Je s tvarem nepravidelného kužele orientováno předobochně vlevo svým hrotem (podélná osa srdeční směřuje z ústí vena cava superior seshora doleva a dolů). Hrot srdce se promítá do 5. mezižebří v blízkosti medioklavikulární čáry. Poloha srdečního hrotu není stálá. Mění se s věkem, dechovou aktivitou (přibližně o jedno mezižebří) a také souvisí s věkem - u starších osob je situována v 6. mezižebří, u dětí je spíše výše a laterálněji, asi o jedno mezižebří. Srdce má čtyři dutiny – levou a pravou předsíň a levou a pravou komoru. Mezi dutinami, kterými protéká krev jsou chlopně, které zajišťují, aby krev proudila jen jedním směrem. Průběh fází srdečního cyklu v souvislosti s intervaly EKG je uveden v tabulce 1. [21, 22]

Tabulka 1: Fáze srdečního cyklu. [21]

	Fáze	EKG	Aortální chlopeň	Mitrální chlopeň
A	Předsíňová systola (stah srdeční svaloviny)	vlna P	zavřená	otevřená
B	Komorová systola	QRS	zavřená	zavřená
C1	Komorová systola – ejekce 1	-	otevřená	zavřená
C2	Komorová systola – ejekce 2	vlna T	otevřená	zavřená
D	Předsíňová diastola (srdeční klid, období mezi dvěma stahy)	-	zavřená	zavřená
E1	Komorová diastola – plnicí fáze 1	-	zavřená	otevřená
E2	Komorová diastola – plnicí fáze 2	-	zavřená	otevřená

Srdeční sval je tvořen buňkami, které podněcují jeho smršťování. Díky těmto buňkám je převodním systémem srdečním veden vzruch do všech srdečních oddílů a postupně tak v jednotlivých buňkách dochází ke změně elektrického napětí. Vzniklý elektrický proud je převeden na křivku – elektrokardiogram.

Podle tvaru křivky elektrokardiogramu je možné zjistit odchylky od pravidelného rytmu, poruchy tvorby nebo převodu vzruchu v srdečním svaly, nedostatečnou výživu jednotlivých částí srdce (ischemii), starší poškození srdečního svaly nebo lokalizovat postižení a jeho rozsah. EKG ale může vykazovat odchylky i v případě uvolnění elektrod, snímajících elektrický potenciál nebo při pohybu pacienta, popřípadě vlivem okolí (například elektromagnetické pole magnetické rezonance).

Elektrická aktivita vzniká v převodní srdeční soustavě, kterou tvoří

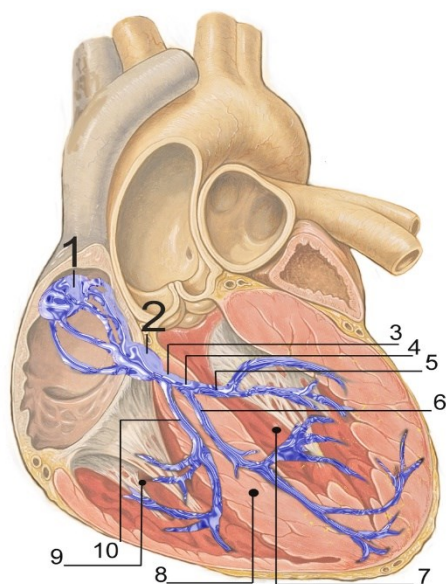
- SA uzel (sinoatriální)
- svazky specifické srdeční svaloviny v pravé síni, které vodivě spojují SA a AV uzel, na Obrázku 1 dráhy označené 1,2, tzv. internodální síňové spoje
- AV uzel (atrioventrikulární)
- Hisův svazek
- pravé a levé Tawarovo raménko (na Obrázku 1 označené 4, 10)
- Purkyňova vlákna

Při normálních stavech vzniká vzruch v sinoatriálním uzlu, který je primárním pacemakerem (kardiostimulátorem). Tento uzel má vyšší frekvenci než ostatní "potenciální pacemakery" (atrioventrikulární uzel, komory), a proto určuje srdeční rytmus, v tomto případě je sinusový. Ze sinoatriálního uzlu se vzruch šíří na srdeční síně. Po jejich povrchu se rozbíhá všemi směry, preferuje ale síňové dráhy, tedy svazky (Thorelův, Wenckebachův, Jamesův a Bachmanův, které vedou vzruch větší rychlostí než ostatní srdeční svalovina.

Vzruch ze sinoatriálního uzlu přechází postupně na atrioventrikulární uzel, který leží pod endokardem na dolní straně pravé síně, nad cípem srdeční chlopně (trikuspidální). Dolní část předmětné chlopně se postupně mění v Hisův svazek, který prostupuje vazivovou přepážkou na mezikomorové septum. Vazivová přepážka je elektricky nevodivá. Přenos vzruchu na komory jde mezi síněmi a komorami cestou atrioventrikulární junkce, kterou tvoří AV uzel a horní část Hisova svazku. Pokud dojde k selhání funkce sinoatriálního uzlu, nahradí jej a přebírá funkci primárního pacemakeru uzel atrioventrikulární.

V případě poruch srdečního rytmu, fibrilaci nebo flutteru síní (aktivace při frekvenci asi 300/min), má atrioventrikulární uzel důležitý význam. Působí jako fyziologická zábrana chránící komory před vysokou frekvencí a povolí převést jen vzruchy, které jsou mimo refrakterní fázi. Vysoká frekvence jinak vede k srdečnímu selhání vyčerpáním komor.

Rozdělením Hisova svazku v oblasti mezikomorového septa vznikají pravé a levé Tawarovo raménko. Levé raménko se vzápětí po rozdělení dále dělí na dvě větve (fascikuly). Zadní silnější větev a přední slabší větev. Z takto vytvořené slabší přední větve odstupují další větve určené k aktivaci septa. Všechna raménka mají za cíl aktivovat určitou část srdečních komor. Pravé Tawarovo raménko aktivuje pravou komoru; přední větev levého Tawarova raménka aktivuje nejen septum, ale také přední papilární sval a anterolaterální část levé komory. Posterolaterální oblast levé srdeční komory se zadním papilárním svalem je aktivována zadní větví levého Tawarova raménka. [1,2]



- 1 – SA uzel
- 2 – AV uzel
- 3 – Hisův svazek
- 4 – levé Tawarovo raménko
- 5 – fasciculus anterior
- 6 – fasciculus posterior
- 7 – dutina levé komory
- 8 – interventrikulární septum
- 9 – dutina pravé komory
- 10 – pravé Tawarovo raménko

Obrázek 1: Srdeční převodní soustava. [25]

2.2 Monitorace - EKG

Elektrickou aktivitu srdce měříme pomocí svodové techniky. Kompletní EKG záznam se skládá z 12 svodů, které dělíme do tří skupin a ty jsou pojmenovány podle svých autorů – jejich názvy a umístění jsou uvedeny na Obrázku 2. Umístění elektrod je přesně dáno, nedodržení umístění znamená špatný odečet výsledné EKG křivky. Ze svodů umístěných na končetinách odečítáme změnu potenciálu ve frontální rovině. Změny potenciálu v transverzální rovině sledují hrudní svody. Podle dohody u unipolárních svodů zaznamenáváme jako pozitivní výchylku šíření depolarizace směrem k elektrodě, jako negativní výchylku šíření směrem od elektrody, a naopak při repolarizaci. U Einthovenových bipolárních svodů je polarita obou elektrod předem určena. [23]

Konkrétní popis systémů snímání EKG, rozložení svodů a principy měření nejsou předmětem této práce, neboť byly předmětem mnoha jiných prací, například [7] nebo [8]. Tato část práce je zaměřena na popis jednotlivých částí signálu EKG, které se opakují v návaznosti na stahy srdeční svaloviny popsané v části 2.1.

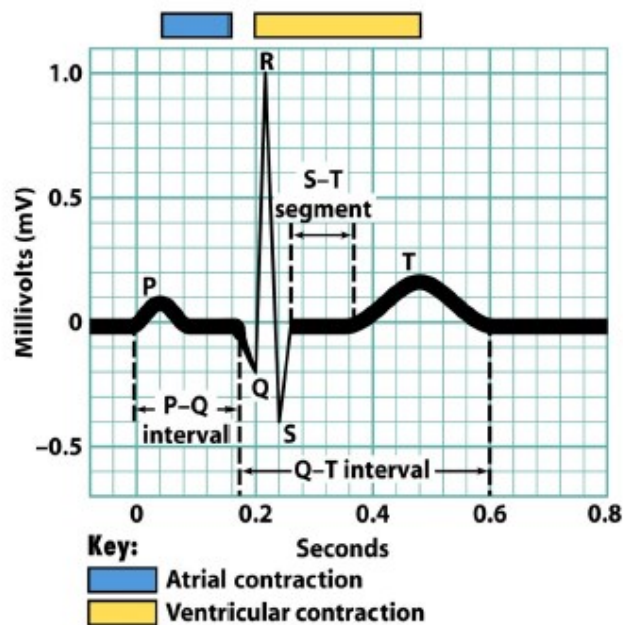
	svod	zapojení svodu				
bipolární končetinové svody Einthovenovy	I		levá horní končetina		pravá horní končetina	
	II	+	levá dolní končetina	-	pravá horní končetina	
	III		levá dolní končetina		levá horní končetina	
unipolární končetinové svody Goldbergerovy	aVR	zvýšený svod na pravé horní končetině				
	aVL	zvýšený svod na levé horní končetině				
	aVF	zvýšený svod na levé dolní končetině				
unipolární hrudní svody Wilsonovy	V1	IV. mezižebří, parasternálně vpravo				
	V2	IV. mezižebří, parasternálně vlevo				
	V3	mezi V2 a V4				
	V4	V. mezižebří (u žen lpíme na linii dolního úponu prsu), levá medioklavikulární čára				
	V5	V. mezižebří, levá přední axilární čára				
	V6	V. mezižebří, levá střední axilární čára				
Připevnění končetinových elektrod:		červená – pravé předloktí, žlutá – levé předloktí, zelená – levý bérec, černá – pravý bérec (uzemnění).				

Obrázek 2: 12 svodové EKG. Překresleno. [23]

EKG je tedy záznam časové změny elektrického potenciálu způsobeného srdeční aktivitou. Velikost měřeného signálu je řádově v mV. Signál je tedy nutné před zpracováním zesílit a odfiltrovat nežádoucí rušení. Běžný záznam má pak průběh jako na Obrázku 3. [3,4]

Popis jednotlivých elementů EKG je následující:

- Vlna P - vzniká depolarizací předsíní. Normální trvání P vlny je 0,11s a výška 2,5mm.
- Kmit Q - je první zápornou výchylkou komplexu QRS. Vyjadřuje depolarizaci se septa a papilárních svalů. Normální kmit Q je široký 0,03s s hloubkou 3 mm.
- Kmit R - je vždy kladný. Normální výška kmitu R v končetinových svodech 10 mm, v hrudních až 25 mm.
- Kmit S - je druhou zápornou výchylkou komplexu QRS.
- Vlna T - depolarizace komor. Trvá 0,2 s a má výšku 1–8 mm.
- Vlna U - (na Obrázku 3 není uvedena) je projevem depolarizace komor. Je patrná jen u některých EKG záznamů. Vlna U následuje za T a je vždy menší než vlna T.



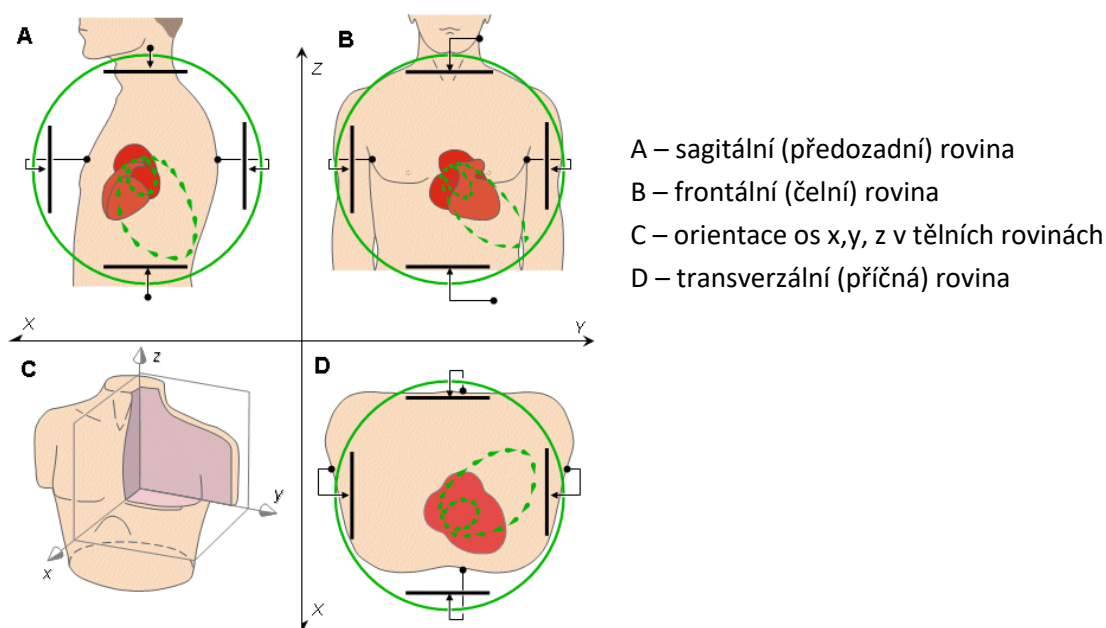
Obrázek 3: Vlny a intervaly popisované na EKG [27]

Části křivky se také dají analyzovat po intervalech:

- Interval PQ – je úsek od začátku vlny P po začátek QRS komplexu. Vyjadřuje vedení vzruchu do SA uzlu přes síňovou svalovinu, Hisův svazek a Purkyněho vlákná. Čas trvání je 0,12–0,20s.
- Interval QT - začíná kmitem Q a končí vlnou T. Je projevem depolarizace a repolarizace komor. Normální hodnoty jsou 0,34–0,42s.
- Úsek ST - představuje časový úsek mezi depolarizací a repolarizací komor. V místě, kde končí QRS komplex a začíná ST úsek se označuje jako junkční bod.
- Komplex QRS – vzniká při kontrakci komor. Skládá se z depolarizační a repolarizační části; má nejvýraznější amplitudu. Celý QRS komplex trvá 0,006–0,120 s. [5]

2.3 VKG

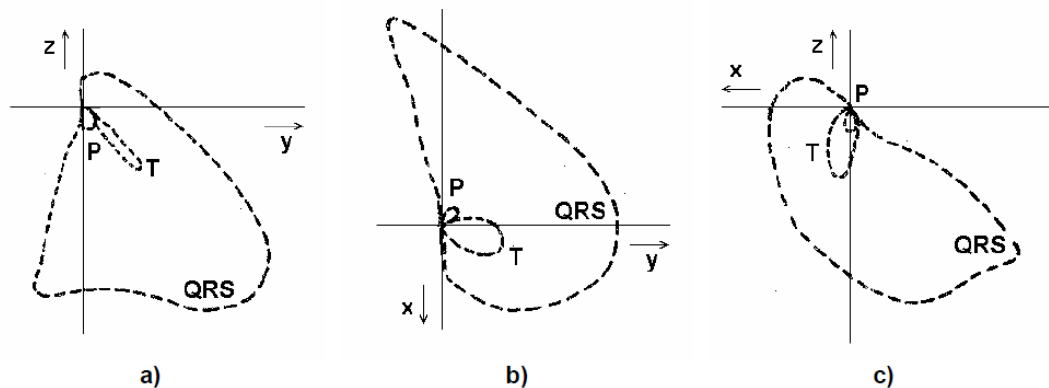
Elektrokardiogram je záznam elektrického signálu srdce za jednotku času. Vektorkardiogram je jiná forma záznamu elektrických projevů srdce z povrchu těla. Vektorkardiografie (VKG) je metoda měření a zobrazení elektrických vektorů srdce, které lze popsat jako tři ortogonální svody ve třech na sebe kolmých rovinách (frontální, horizontální a sagitální). Rozeznávají se tři hlavní svody, svod X v transverzální rovině, svod Y ve vertikální rovině a svod Z v sagitální rovině. Svodový systém je pravoúhlý, lépe odpovídající zobrazení elektrického pole srdečního.



Obrázek 4: Základní princip vektorkardiografie. Převzato. [8]

VKG je přínosnější pro výzkumnou analýzu elektrického projevu srdce a pro některé diagnózy je dokonce nezbytná. Díky VKG lze včas zjistit odmítnutí transplantovaného srdce, či analyzovat průběh elektrické činnosti srdce působením léků. Navíc, jelikož VKG je zdroj a EKG jenom průmět signálu pomocí prostorových transformací (translace, rotace, změna velikosti), je možno eliminovat mimokardiologické faktory ovlivňující elektrokardiogram, např. jiné uložení vývodů, změna polohy srdce během těhotenství atd. Některé studie poukázaly, že výhodou vektorkardiografie je také v možnostech sběru informace zejména změn QRS komplexu, které jsou popsány pouze jediným parametrem. Z praktického hlediska je nejvýznamnější vektorkardiografie ve frontální rovině. [6,7,24]

Každá srdeční buňka tvoří při průběhu akčního potenciálu (viz odstavec 2.1) dipól, což je vektor o daném rozměru i směru. Součtem všech buněčných vektorů v jednom časovém okamžiku vznikne vektor, který prezentuje celé srdce v daném časovém bodě a nazývá se elektrický vektor srdce (EVS). Sledováním pohybu okamžitého EVS v prostoru a čase dostaneme trojici smyček, které odpovídají vlně P, komplexu QRS a vlně T. Pro získání úplné prostorové představy o elektrickém srdečním poli musíme vektorkardiogram vyhodnotit ve třech na sebe kolmých rovinách (frontální, transverzální a sagitální). Úsek, který na EKG reprezentuje vlnu P je nahrazen elipsou, QRS komplex představuje nesymetrickou kardioidu, vlna T má tvar elipsy a P-Q, S-T a T-P jsou segmenty s nulovým EVS. [8]



Obrázek 5: Vektorkardiografické smyčky v rovině: a) sagitální, b) frontální, c) horizontální. [27]

Svodový systém měření signálu VKG je zpracován například [8] nebo [17]. Běžně se smyčky vektorkardiogramu zaznamenávají ve svodech tří na sebe kolmých rovin (tzv. Frankovy ortogonální svody v rovině frontální, horizontální a sagitální). Používá se bipolárních elektrod, které se umísťují v transverzální rovině do 4. mezižebří střední klavikulární čáry vlevo a vpravo, ve vertikální rovině na krk a levou nohu a v sagitální rovině do 4. mezižebří nad hrudní kostí a ve stejné výši nad páteří. Vektrokardiografie není v praktické elektrokardiologii příliš rozšířena, neboť neumožňuje základní analýzu poruch srdečního rytmu. VKG lze, jak bylo výše zmíněno, zaznamenat samostatně svodovým systémem nebo může být výsledkem transformace z EKG. [8,24]

2.4 Základní metody zpracování EKG a VKG signálu

EKG a VKG jsou spojitě elektrické biologické signály, které jsou vyvolány existencí živého organismu a jsou snímány z živého organismu. Jsou nositeli informace o srdeční aktivitě. Jedná se o bioelektrický signál, jehož původcem je skupina svalových buněk. Pro EKG a VKG je charakteristická amplitudová úroveň v rozsahu $50 \mu\text{V} - 5 \text{mV}$ a frekvenční rozsah $0,01 - 150 \text{Hz}$. [18]

Biologické signály jsou zatíženy artefakty, které nemají fyziologický původ ve vyšetřované části organismu a v zásadě je můžeme dělit na biologické a technické. Biologické artefakty souvisí s projevy měřeného organismu, jako například pohybové artefakty. Technické artefakty jsou vázány především na zpracování a jedná se o různá rušení z elektrovedné sítě nebo elektrostatické potenciály vzniklé například nízkou jakostí elektrod.

Snímaný signál je při standardních vyšetřeních zaznamenáván na tzv. registrační (milimetrový) papír, který je posunován tak, že jeden malý čtvereček (1 mm) odpovídá času 0,04 s. Při srdeční frekvenci 60 tepů za minutu je interval R-R roven 1 s a celkem 25 čtverečkům. Výška signálu je dána velikostí elektrické aktivity srdce. Takto zobrazený signál je určen k optickému hodnocení, kdy se zjišťuje srdeční frekvence a případná patologie elektrické aktivity srdce.

V praxi je ale nutné signál analyzovat i jiným způsobem tak, aby bylo možné je vyhodnotit za určité období (např. při vyšetření Holterovým monitorem) nebo detekovat určitou část signálu pro pravidelné snímání (např. detekce QRS komplexu při vyšetření srdce u MR). Nasnímaný signál je tedy nutné zaznamenat a vhodnými postupy z něj extrahovat informace, které mají vypovídací schopnost o stavu vyšetřovaného signálu. V prvním kroku je nutné spojitý analogový signál převést na diskrétní posloupnost vzorků signálu s vybranou pravidelnou časovou periodou. [16,18,19,25]

Jak bylo výše popsáno, signál je zatížen technickými a biologickými artefakty. Před jeho dalším zpracováním je nutné tyto artefakty odfiltrovat a to tak, aby nedošlo ke ztrátě nebo znehodnocení důležitých diagnostických částí signálu EKG. [20]

2.4.1 Filtrace EKG signálu

Dle informací ze zdroje [20] existují závazná pravidla pro filtraci signálu EKG, která definují míru přípustných změn v signálu, způsobných filtrací, aby bylo možné garantovat, že signál je pro danou analýzu v podstatě nezměněn. Jedná se o kritéria věrnosti – doporučení, která je vhodné dodržet pro vizuální analýzu, pro morfologickou analýzu za pomoci výpočetní techniky, dále pro ostatní oblasti využití EKG signálu (přenos, uchování a vzorkování signálu). Zdroj [20] uvádí částečný přehled, sestavený 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“. [20]

Například:

„Morfologická počítačová analýza (For Morphological Diagnosis by Digital Program)

Pro časovou oblast lze maximální povolenou odchylku definovat následujícími pravidly:

F2: směrodatná odchylka v komplexu PQRST nesmí překročit 10 μV ;

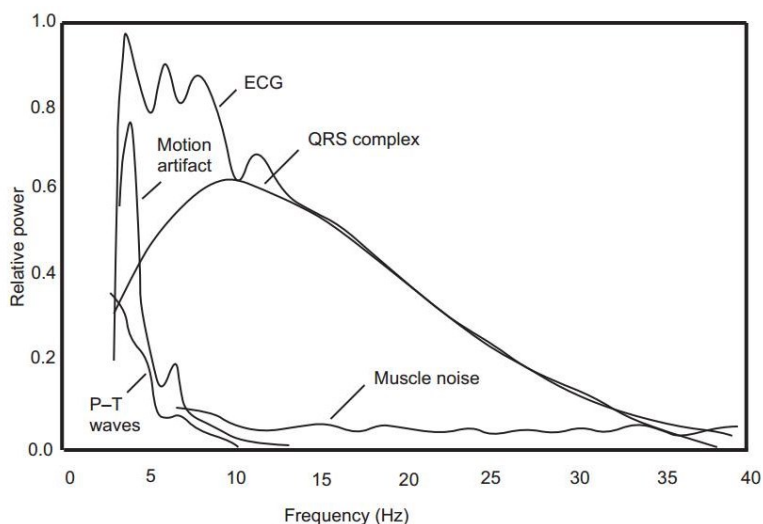
F3: chyba výchylek špička-špička nesmí překročit 10 μV nebo 2 %, je-li signál větší;

F4: střední kvadratická odchylka dělená střední hodnotou čtverce amplitud nesmí překročit 1 %;

F5: výchylky komplexu QRS o velikosti $\geq 20 \mu\text{V}$ a trvání $\geq 6 \text{ ms}$ musí být detekovatelné;

F6: maximální relativní chyba vrcholů kmitů nesmí překročit 10 % pro jakékoliv výchylky komplexů $\text{QRS} \geq 20 \mu\text{V}$ a $\geq 12 \text{ ms}$.“ [20]

The American Heart Association (AHA) doporučuje pro potlačení kolísání nulové izoliny (dech a pohyb pacienta) použít filtr typu horní propust, přičemž filtr by měl mít lineární fázovou charakteristiku (tedy jen FIR filtr). Spektrum EKG signálu se ale může překrývat se spektrem šumu a následně po použití lineárního filtru je signál značně změněn. Pro filtraci je tedy výhodnější využít vlnkové transformace, kde nedojde k úplnému odstranění šumu, ale signál je spolehlivě hodnotitelný a nedochází k deformaci důležitých částí signálu, jako například ořezání extrémů v kmitech QRS. [17, 20,34]



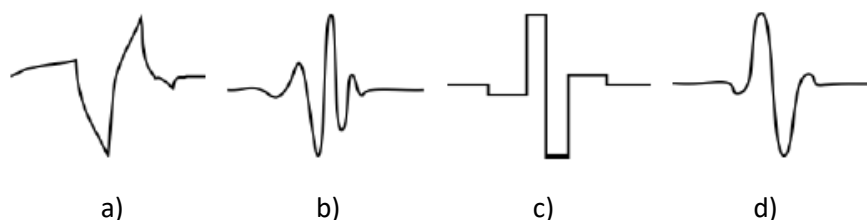
Obrázek 6: Relativní výkonové spektrum EKG signálu, se zachycením šumu a pohybových artefaktů [29]

Součástí diplomové práce [26] je rešerše metod filtrace a vylepšení kvality EKG a rozměření a detekce významných bodů EKG. V hodnocení jednotlivých metod je konstatováno, že nejčastější algoritmus při odstraňování rušení z EKG signálu je diskrétní vlnková transformace, pro její rychlost a schopnost reprezentovat signál v časově frekvenční oblasti.

Analýza filtrace EKG pomocí WT byla také zpracována v diplomové práci [17], a to pro signály snímané při současném vyšetření CT a signály snímané v magnetickém poli MR skeneru. Při hodnocení filtrace signálů snímaných v magnetickém poli MR dosáhly signály filtrované mediánovým filtrem a WT s vlnkou db10 úrovně 6 nejlepších statistických výsledků.

2.4.1.2 Vlnková transformace

Vlnková transformace nebo také Waveletova transformace (angl. Wavelet Transform, WT) má široké uplatnění ve zpracování signálů. Jedná se o integrální transformaci, kterou lze použít při filtraci a analýze signálu. Zatímco Fourierova transformace používá pro rozklad signálu do spektrální roviny periodické sinusové a kosinusové funkce, bázi vlnkové transformace tvoří časově omezené funkce, kterým se říká vlnky.



Obrázek 7: Příklady vlnkových funkcí: a) sym 2, b) db 5, rekonstrukční vlnky c) bior 1.3, d) bior 3.5 [31]

U Fourierovy transformace využíváme jednotné okno pro celou délku signálu, WT zpracuje signál několikrát, pokaždé v jiném měřítku. Fourierova transformace podává informace o zastoupení jednotlivých frekvencí v signálu (jednodimenzionální signál má na výstupu jednodimenzionální

frekvenční spektrum), waveletová transformace navíc podává informace také o tom, kdy došlo ke změnám v signálu v závislosti na čase. Výstupem je tzv. škálogram (angl. Scalogram), tedy graf, ve kterém je navíc barevným kódováním zobrazena hustota energie na daném měřítku. Spojitou vlnkovou transformaci (CWT – continuous wavelet transform) pro signály s konečnou energií lze určit podle vzáhu:

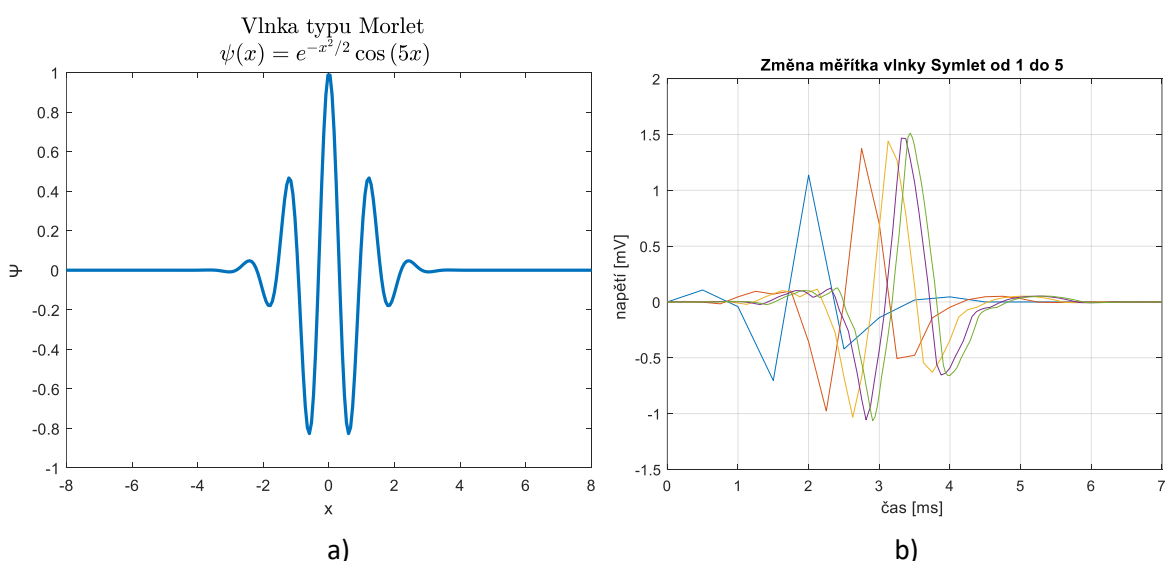
$$C(s, p) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)\psi(s, p, t)dt \quad (1)$$

kde $f(t)$ je analyzovaný signál, $\psi(s, p, t)$ vlnková funkce, s měřítko (scale), p poloha umístění vlnky na časové ose (pozice, posuv), a t je čas. Výsledkem CWT je soubor koeficientů C , které představují míru korelace použité mateřské funkce a příslušné části signálu. Tento způsob zpracování signálu jej rozloží do předem stanoveného počtu úrovní s cílem dosáhnout optimální poměr mezi časem a frekvencí. V zásadě jde o určení a nastavení okna správného tvaru a délky v závislosti na čase. Použitá šíře okna souvisí s frekvencí signálu. V zásadě se používá širší okno pro nízké frekvence a užší okno pro frekvence vysoké. Translace a změna měřítka pro jednorozměrný případ je dána vztahem

$$\psi(s, p, t) = \frac{1}{\sqrt{s}} \cdot \psi\left(\frac{t-p}{s}\right) \quad s, p \in R, s \neq 0 \quad (2)$$

Výběr okna správné délky a tvaru je možný díky předem definovaným běžně používaným okenním funkcím – mateřským vlnkám. Mateřská vlnka ψ určuje tvar základní vlnky, který pokryje celý definiční obor v oblasti zájmu. Měřítko vlnky určuje otcovská vlnka ϕ , která z mateřské vlnky vytváří další vlnky různého měřítka a dovoluje tak vyjádřit details aproximované funkce, které nás zajímají. Ostatním odvozeným vlnkám se říká dceřinné vlnky. Dceřinné vlnky se odvozují z rodičovských vlnek, a to pomocí generující funkce uvedené výše (2). [17,30,31,32,33,34]

Na obrázku 8 je vyobrazena Morletova vlnka a změna měřítka (scaling, aproximace, škálování). Translace (posuv) vlnky je aplikace vlnky vybraného typu a měřítka na signál, kdy se vlnka posouvá po signálu v ose x .



Obrázek 8: a) mateřská vlnka Morlet, b) vizualizace změny měřítka vlnky. [Zdroj vlastní.]

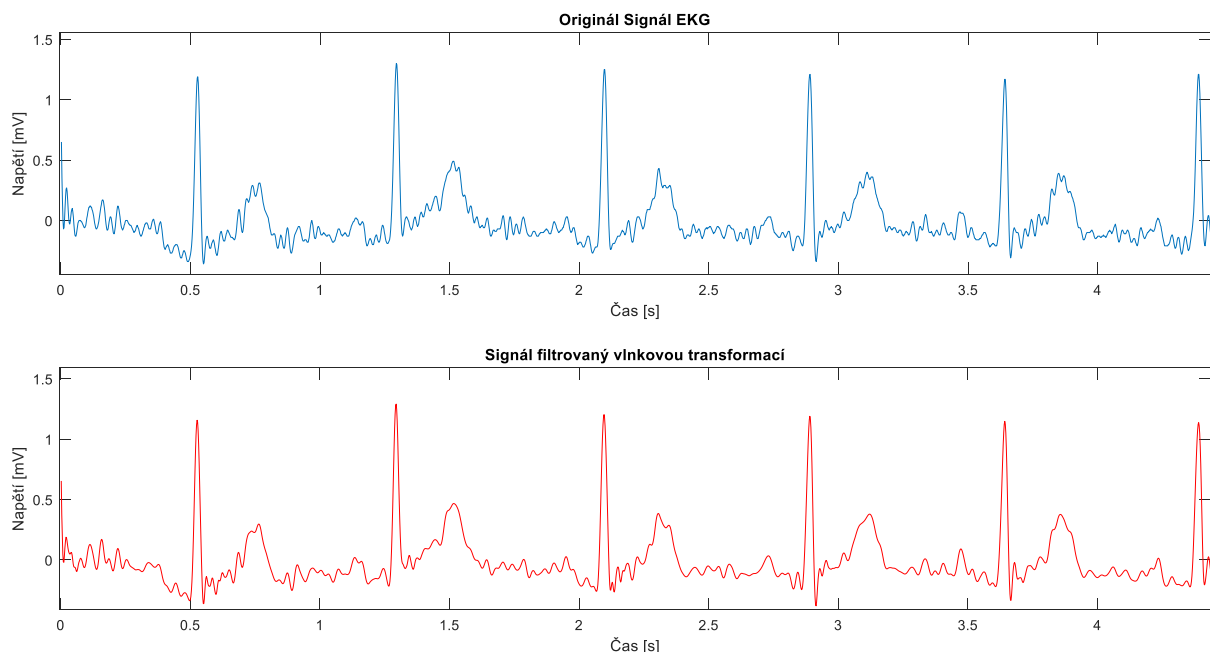
Mimo spojité WT rozeznáváme také diskrétní vlnkovou transformaci (DWT – discrete WT). DWT využívá přesně dané banky filtrů. Požadovaný výsledek bude dosažen při vhodném nastavení dvou parametrů - pásmové propusti a určité vlnky rozkladu.

Potlačení šumu využitím waveletové transformace probíhá na principu prahování. Obraz je nejdříve rozložen diskrétní vlnkovou transformací, například s mateřským waveletem Daubechies typu 5. Poté jsou všechny koeficienty každého měřítka srovnány s prahovou hodnotou

$$Th = C \cdot \sqrt{2 \cdot \log(n)} \quad (3)$$

kde n je číslo analyzovaného vzorku a C je konstanta závisající na mediánu absolutní hodnoty koeficientu. Pokud je absolutní hodnota koeficientu větší než definovaný práh, pak se uloží, v opačném případě je nahrazena nulou. Nakonec se zbývající koeficienty přeškálují, aby se minimalizoval výskyt nespojitostí mezi nulovými a nenulovými hodnotami. Změněné waveletové spektrum je v poslední části procesu zpětně transformováno pro získání signálu s potlačeným šumem. To je možné hlavně díky tomu, že použitý mateřský wavelet je schopen téměř bezztrátové rekonstrukce. [33]

Pro ukázkou filtrace signálu vlnkovou transformací bylo využito programové prostředí MATLAB od společnosti MathWorks a knihovna Toolbox Wavelet, kde lze vybrat vhodný filtr a hledat výpočtem vhodné odvození typu vlnky a její úrovně. Na Obrázku 9 je vidět část nefiltrovaného signálu EKG a stejný signál filtrovaný WT a mediánovým filtrem. Použita byla vlnka typu db10, úroveň 3.



Obrázek 9: Ukázka signálu filtrovaného vlnkovou transformací. [Zdroj vlastní.]

2.4.1.3 Filtr Savitzky-Golay

Savitzky-Golayův (SG) filtr splňuje požadavek na vyhlazení dat při současném zachování trendu signálu. Vyhlazení, filtrace signálu SG filtrem s konečnou impulsní odezvou, je založena na matematických postupech. Jedná se o proces konvoluce, kdy se podmnožiny sousedních datových bodů přizpůsobí polynomu nízkého stupně metodou lineárních nejmenších čtverců. Takto se postupuje postupně v rozsahu křivky. Metoda je popsána například [46]. Metodu byla autory A. Savitzky a M.J.E. Golayem publikována a popsána v roce 1964 v časopise časopise Analytical Chemistry, článek s názvem Smoothing and Differentiation of Data by Simplified Least Squares Procedures. [47]

2.4.2 Detekce QRS komplexu

QRS komplex je nejvýraznější impuls EKG křivky, odpovídající depolarizaci komor srdce. Při studiu základních metod zpracování EKG signálu se proto zaměříme na metody detekce QRS komplexu, jejichž základní složkou je vždy zmíněná filtrace signálu. Od detekce této lokality se dále často odvíjí následná rozměření dalších úseků EKG, např. intervalů ST, PR a dalších. Proto, i když již bylo toto téma mnohokrát zpracováno, se jedná stále o aktuální téma.

Detekce QRS komplexu slouží jako základ pro stanovení srdeční frekvence, klasifikaci srdečního rytmu a často je použita u algoritmů pro kompresi EKG dat. Existuje mnoho typů detektorů QRS, které používají různé algoritmy lišící se složitostí, úspěšností detekce, rychlostí zpracování a dalšími parametry. Proto jsou konstruovány nejrůznější algoritmy, které si kladou za cíl zvýraznit užitečný signál, tedy "vykreslit" komplexy QRS a detekovat je s využitím znalostí morfologie vln EKG záznamu. V dalších odstavcích budou velmi stručně popsány nejčastější metody detekce QRS komplexu. [11,12,14]

2.4.2.1 Detekce založená na derivaci signálu

Tato metoda patří mezi nejstarší. Signál je předzpracován pomocí derivace a využívá se charakteristické strmosti hran QRS komplexu. Největší strmost v signálu dosahuje právě komplex QRS, čímž rozumíme největší rychlost změny napětí ve snímaném srdečním cyklu. Rychlost je dána rychlým vedením vzruchu v komorách. Tato metoda vychází ze skutečnosti, že první derivace udává rychlost změny hodnot funkce. Pro zlepšení poměru SNR (signálu k šumu) je před samotným zpracováním signál filtrován filtry typu horní a dolní propust.

Pro větší zvýraznění peaků využívají některé postupy po filtraci a derivaci signálu také umocnění (například algoritmus Pan-Tompkins pro detekci QRS komplexů v reálném čase). Signál je následně filtrován filtrem typu pásmová propust, popřípadě samostatně filtry horní a dolní propust. Následně je signál podroben derivaci, umocněn a pomocí plovoucího okna s adaptivním prahováním je detekován QRS komplex. Některé výpočetní postupy využívají také druhé derivace, popřípadě lineární kombinace obou derivací. Porovnáváním předzpracovaného signálu proti prahu je detekován QRS komplex.

Metoda je realizována filtrem horní propust, který se počítá rozdílem po sobě jdoucích vzorků, tedy diferencí. Nejčastěji používané diferenční filtry lze popsat rovnicemi

$$y1(n) = x(n + 1) - x(n - 1) \quad (4)$$

$$y1(n) = 2x(n + 2) + x(n + 1) - x(n - 1) - 2x(n - 2) \quad (5)$$

$$y1(n) = x(n) - x(n - 1) \quad (6)$$

kde $y1$ je první derivace a x je originální signál EKG. Je-li využita, pak rovnice druhé derivace je následující

$$y2(n) = x(n + 2) - 2x(n) + x(n - 2) \quad (7)$$

Za výstup lze považovat některý ze signálů $y1(n)$, nebo $y2(n)$. Další možností jsou různé kombinace těchto signálů a jejich absolutních hodnot.

Detekce pozic QRS komplexu se realizuje výpočtem podle rovnice

$$\Theta_A = 0,3 \dots 0,4 \max[x] \quad (8)$$

kde je maximum určováno pro každý segment. Tato metoda bývá často doplněna o určitá korekční pravidla pro odstranění falešných detekcí. Může se jednat o úpravy časových intervalů, nebo dodatečné prahování. [11,13,36]

2.4.2.2 Metody založené na číslicové filtraci

Algoritmy založené na číslicové filtraci využívají sofistikované digitální filtrace. V algoritmu je EKG signál filtrován dvojicí paralelně řazených filtrů typu dolní propust s rozdílnými mezními frekvencemi, pásmovou zádrží, ale i některými nelineárními filtry. Dalším krokem je výpočet rozdílu výstupů vybraných filtrů. Takto vzniklý signál má charakter pásmové propusti. Následně jsou v signálu potlačeny malé hodnoty a vyhlazeny vrcholy. [11,13]

Číslicové filtry lze popsat přenosem, frekvenční charakteristikou, impulsní odezvou nebo diferenční rovnicí. Číslicový filtr je algoritmus nebo obvod, který mění spektrum vstupního diskrétního signálu. Dle účelu lze dělit na frekvenčně selektivní, jejichž účelem je propustit nebo potlačit složky signálu v určitém frekvenčním pásmu. Rozeznáváme základní typy dolní propust, horní propust, pásmová propust a pásmová zádrž. Jsou realizovány jako FIR nebo IIR filtry.

Filtry FIR (Finite Impulse Response - s konečnou dobou odezvy) jsou vždy stabilní, mají lineární fázovou charakteristiku; filtry IIR (Infinite Impulse Response - s nekonečnou dobou odezvy -rekurentní), jsou rekursivní filtry, bývají nižšího řádu a mají nelineární fázovou charakteristiku. IIR filtry ovlivňují fázi a při nesprávném návrhu mohou být nestabilní. Pro zpracování biologického signálu je více vhodný FIR filtr, vzhledem k lineární fázové charakteristice filtru. Jejich fázové zpoždění je konstantní, takže časové poměry zůstanou nezměněny. K tomu postačuje, aby impulsní charakteristika systému splňovala jednu ze základních symetrizačních podmínek filtru, a to:

$$h(n) = h(N - 1 - n) \text{ nebo } h(n) = -h(N - 1 - n) \quad (9)$$

kde N je hodnota odezvy. [9,18] Vhodný filtr lze v prostředí MATLAB definovat v aplikaci Filter Designer.

Metoda založena na filtrování signálu pomocí dvojice paralelních filtrů typu dolní propust s rozdílnou mezní frekvencí. Dalším krokem je výpočet rozdílu výstupů obou filtrů. Takto vzniklý signál má charakter pásmové propusti. Potlačení malých hodnot a vyhlazení vrcholů realizuje rovnice

$$y(n) = y_1(n) \left[\sum_{k=-m}^m y_1^2(n+k) \right]^2 \quad (10)$$

Prahování je zde adaptivní a popisuje ho rovnice

$$\zeta = \max[y(n)]/8 \quad (11)$$

Jiná metoda číslicové filtrace zpracuje signál EKG pásmovou propustí a následně jej derivuje. V dalším kroku je signál umocněn a průměrován, práh je adaptivní s nastavením podle velikosti extrémů. Rozhodovací pravidlo nehodnotí pouze výšku peaku, ale i odhadovanou úroveň šumu. Rozhodovací pravidlo lze popsat rovnicemi:

$$L_P(n) = \lambda_P \cdot L_P(n-1) + (1 - \lambda_P) \cdot A_P \quad (12)$$

$$L_N(n) = \lambda_N \cdot L_N(n-1) + (1 - \lambda_N) \cdot A_P \quad (13)$$

kde L_P je výška peaku, L_N odhadovaná úroveň šumu, λ_P a λ_N určují faktor zapomnění a A_P představuje amplitudu peaku. [36]

2.4.2.3 Detekce na základě počítání průchodů nulou

Tato metoda je založena na četnosti průchodů signálu nulovou linií. Algoritmus se skládá ze tří fází. První z nich je předzpracování původního signálu a to tak, aby byl získán signál, na kterém bude možno odlišit QRS komplex na základě počtu průchodů nulou. Druhým krokem je detekce události, tedy úseku, ze kterého je v poslední fázi lokalizována pozice QRS komplexu.

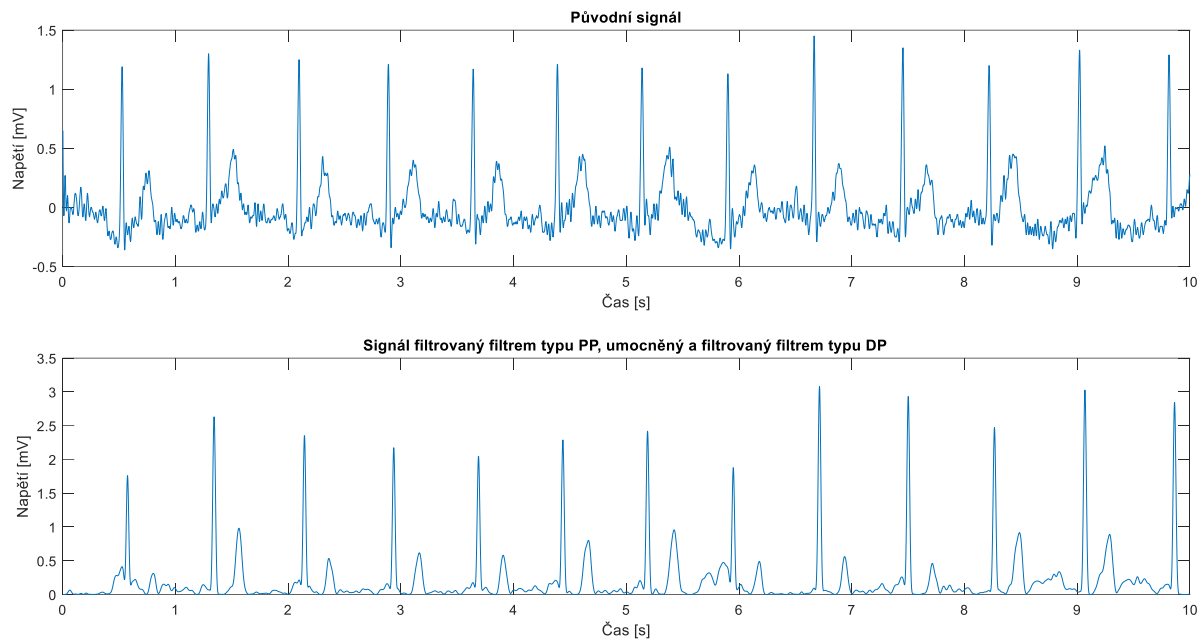
Signál je nejprve filtrován s cílem potlačit vlny P a T a vysokofrekvenční šum. Metoda využívá skutečnosti, že signál má mimo oblast QRS nízkou amplitudu. Pokud je použit filtr typu pásmová propust je utlumena vysokofrekvenční oscilace. Pro zvýšení počtu průchodů nulou mimo QRS komplex je nutné přidat vysokofrekvenční složku. V oblasti výskytu QRS komplexu je průchodů nulou málo. Tato oblast je proto následně zvýrazněna, ale samotná detekce R peaku začne v úrovni poklesu signálu pod úroveň adaptivního prahu a končí jeho překročením. [11,13]

2.4.2.4 Detekce založená na umocnění filtrovaného signálu

Tato metoda detekce vychází z principu analogového detektoru. Vstupní signál je filtrován filtrem typu pásmová propust s mezními kmitočty 10 a 20 Hz. Následně je filtrovaný signál umocněn (dojde ke zvýraznění komplexů QRS) a poté filtrován dolní propustí, která signál vyhladí.

Takto předzpracovaný signál vstupuje do rozhodovací části detektoru, kde jsou detekována jednotlivá maxima z předzpracovaného signálu, které odpovídají R-kmitu. Nejčastěji je využit adaptivní

rozhodovací práh se stanovenými parametry. Výsledná poloha QRS komplexu bývá většinou dána buď nalezením středu mezi průchody prahem, nebo určením extrému (maxima) v tomto úseku. [9,11]



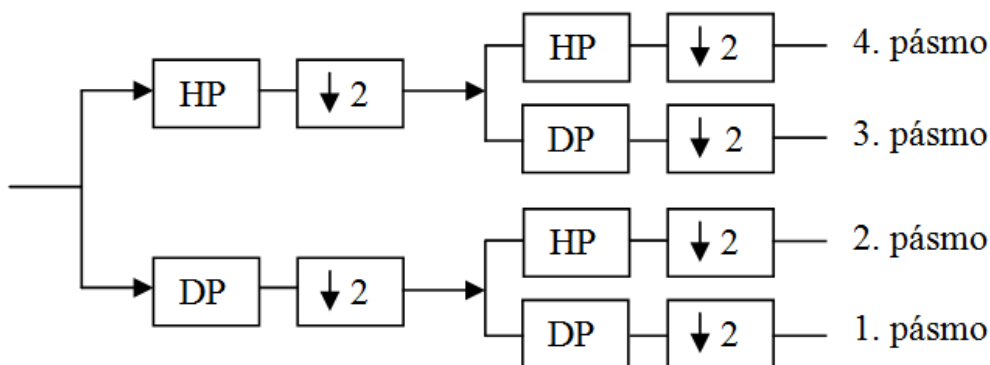
Obrázek 10: Ukázka předzpracovaného signálu pro detekci QRS komplexu metodou umocnění filtrovaného signálu. [Zdroj vlastní.]

2.4.2.5 Detekce založená na obálce filtrovaného signálu

Tento algoritmus je ve velké části shodný s metodou v článku 2.4.2.4. Je pro detekci vhodnější, i když realizačně náročnější. EKG signál je přefiltrován pásmovou propustí a následně je vytvořena obálka filtrovaného signálu. K tomu, abychom získali obálku signálu, potřebujeme vypočítat jeho spektrum pomocí diskretní Fourierovy transformace (DFT). Následně jeho vynulováním v pásmu $f \in (f_{vz}/2; f_{vz})$ a aplikací inverzní diskretní Fourierovy transformace (IDFT) získáme analytický signál. Obálku signálu poté získáme jako absolutní hodnotu analytického signálu. Detekce extrémů a rozhodovací fáze probíhá po umocnění obálky, stejně jako u metody založené na umocnění filtrovaného signálu. [9,11]

2.4.2.6 Detekce založená na rozkladu signálu bankou filtrů

Banku filtrů tvoří několik číslicových filtrů, spojených do skupiny. Banka filtrů má v základu dvě části. Jedná se o analýzu a syntézu signálu. Analýzu signálu zprostředkovávají filtry typu horní a dolní propust, které odfiltrují kmitočtová pásma na dvě části, vysokofrekvenční a nízkofrekvenční část spektra a vzniknou tak dva nové diskretní signály. Každá část spektra nese jiné informace o signálu. Základní informace jsou uloženy v nízkofrekvenční složce, detaily o průběhu ve složce vysokofrekvenční. Tato filtrace, respektive rozdělení, dále pokračuje, viz obrázek 11.

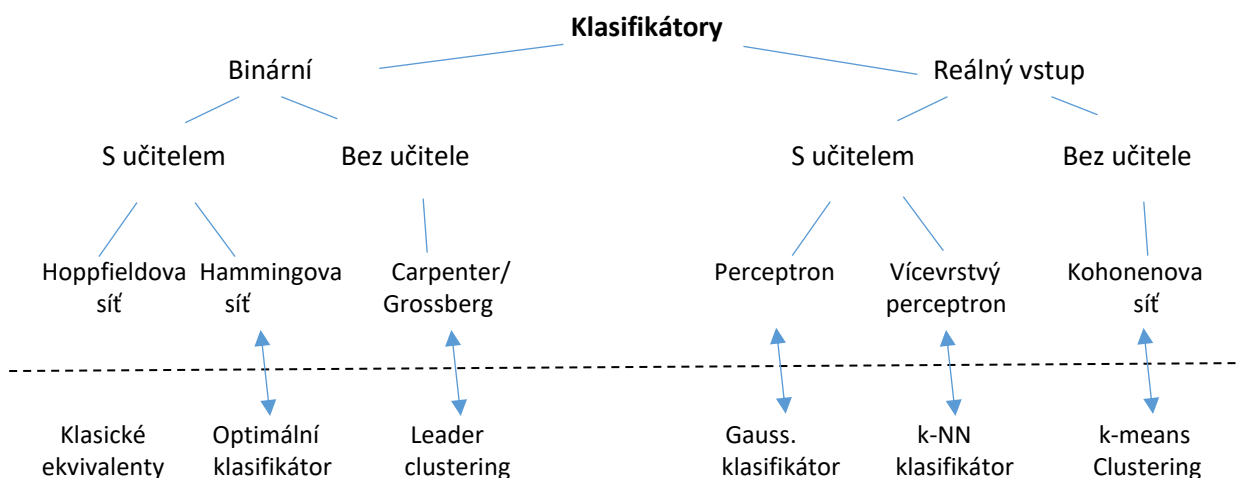


Obrázek 11: Rozklad signálů bankou filtrů [13]

Algoritmus detekce QRS komplexu s využitím banky filtrů je následující: použije se několik filtrů, které rozloží vstupní signál do subpásem jednotné frekvenční šířky. Tato pásma se umocní a nastaví se práh pro detekci R peaku. Pokud je detekován extrém ve více subpásmech, určí se komplexy QRS pomocí shlukové analýzy. [10,13]

2.4.2.7 Metoda založená na neuronových sítích

Neuronové sítě (NN) jsou metody umělé inteligence, simulující funkci lidského mozku. Mají schopnost se učit, tedy navazovat na předchozí výsledek. Neuronové sítě mají specifikovanou trénovací množinu prvků s určitými rysy (příznaky, features) pro klasifikaci a algoritmus. Klasifikátor je algoritmus, který klasifikaci implementuje. Cílem klasifikace je zařadit určitý vzorek (zde komplex QRS) do požadovaného výběru – klasifikační množiny (class). Přehled klasifikátorů je uveden na Obrázku 12. Jedním z nejjednodušších učících se klasifikátorů je perceptron, který převádí vstup pomocí přenosové funkce na výstup. Je určený na dichotomickou klasifikaci, tj. rozdělení do dvou tříd, o kterých se předpokládá, že jsou lineárně separovatelné. Učení perceptronu spočívá v postupném předkládání (trénování) známých vzorů (o kterých víme, do které třídy patří) a postupná úprava vah perceptronu až do konvergence (váhy jsou optimálně nastaveny a přímka - rozhodovací nadplocha rozděluje obě třídy). [18]



Obrázek 12: Přehled klasifikátorů. Převzato, upraveno. [18]

Umělé neuronové sítě mají široké uplatnění při nelineárním zpracování, klasifikaci a optimalizaci nelineárního signálu, kterým EKG signál je. Neuronové sítě se při detekci R vlny využívají jako nelineární prediktory s cílem předpovědět na základě předchozích hodnot hodnotu současnou. Jsou schopny se rychle učit z báze vstupních dat. Úsek QRS v porovnání s celým srdečním cyklem je poměrně krátký a proto neuronová síť se přibližuje do stavu, kdy jsou dobře předvídané úseky signálu, které nenáleží QRS komplexu. Tyto části se vyznačují rychlou změnou hodnot signálu, což vede ke zvýšení chyby predikce. Tuto chybu v předpovědi pak lze použít pro detekci komplexů QRS. [9,13]

Pro zpracování signálu EKG se nejčastěji využívá neuronových sítí typu vícevrstvý perceptron (MLP – multilayer perceptron) funkce s radiální bází (RBF – radial basis function) a samoučící se sítě (LVQ – learning vector quantization). Neuronová síť typu MLP je složena z několika vrstev vzájemně spojených neuronů, kde každý neuron představuje funkci

$$y = f\left(\xi + \sum_{i=1}^N w_i \cdot x_i\right) \quad (14)$$

V této funkci představuje w_i váhu přiřazenou jednotlivým vstupům x_i a $f(.)$ je lineární nebo nelineární přenosová funkce neuronu. [36]

Neuronové sítě typu RBF jsou realizovány funkcí

$$y(n) = \sum_{i=1}^N w_i \cdot \exp\left(-\frac{x(n)-c_i}{\sigma_i}\right) \quad (15)$$

kde $x(n)$ označuje vektor vstupních dat, N je počet neuronů, w_i jsou váhy, c_i jsou centrální vektory a σ_i jsou směrodatné odchylky. Neuronové sítě RBF využívají principu podobnému fuzzy logice, mají tedy možnost interpretovat parametry, a proto dosahují lepších výsledků než sítě MLP. [36]

2.4.2.8 Metoda založená na vlnkové transformaci

Vlnková transformace umožňuje časově-frekvenční analýzu signálu. Existuje několik typů vlnkové transformace použitelných pro detekci QRS komplexu. Jeden z možných přístupů je založen na vlnkové transformaci.

V dnešní době se jedná o jednu z nejrozšířenějších metod detekce. K transformaci se využívá vlnka, se kterou lze manipulovat dvěma způsoby. Prvním je posun vlnky po časové ose a druhým roztažení či stlačení vlnky. Matematicky lze transformace popsat jako korelaci vlnky se signálem. Pokud se vlnka shoduje se signálem, je výsledkem vysoká hodnota, naopak pokud se neshoduje, je hodnota nízká. Výběrem mateřské vlnky lze ovlivnit vliv šumu a artefaktů. Základní informace k vlnkové transformaci byly již popsány v článku 2.4.1.2 se zaměřením na filtraci signálu. [13,14]

Vlnkových transformací a jejich aplikací je využíváno více. Základní je vlnková transformace se spojitým časem, označovaná jako WT – wavelet transform, popřípadě CWT – continuous wavelet transform. Rovnici WT můžeme zapsat takto:

$$y(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi * \left(\frac{t-b}{a} \right) dt \quad (16)$$

kde symbol* značí komplexně sdruženou funkci, parametry a, b popisují výslednou funkci $y(a, b)$ a jsou spojitě proměnné. Parametr a reprezentuje dilataci, parametr b znamená časový posuv.

CWT, používaná při detekci QRS komplexu, má důležité vlastnosti. Patří mezi ně linearita, invariance v čase a dilatace. Invariance v čase znamená, že pokud dojde k posunu signálu $x(t)$ v čase, úplně stejným způsobem se posunou vlnkové koeficienty v poloze. Tento znak se v případě použití diskrétní vlnkové transformace ztrácí. Dilatace určuje frekvenční spektrum dané vlnky. (13)

Specifickým případem transformace signálu se spojitým časem je DWT – diskrétní vlnková transformace (discrete wavelet transform). Při DWT jsou hodnoty dilatace a posunutí diskrétní. Diskretizace vlnky probíhá vzorkováním parametrů dilatace a posun. Logaritmickou diskretizací dilatace a s navazujícím krokem translace b lze vyjádřit vztahem:

$$\psi_{m,n}(t) = \frac{1}{\sqrt{A_0^m}} \psi \left(\frac{t - n b_0 a_0^m}{a_0^m} \right) dt \quad (17)$$

kde a_0 je pevný krok dilatace (hodnota musí být větší než 1), b_0 parametr pozice (hodnota musí být větší než 0), m, n jsou celá čísla řídicí parametry dilatace a translace. Jako integrální funkce má tvar

$$DWT_{m,n} = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi_{m,n}(t) dt \quad (18)$$

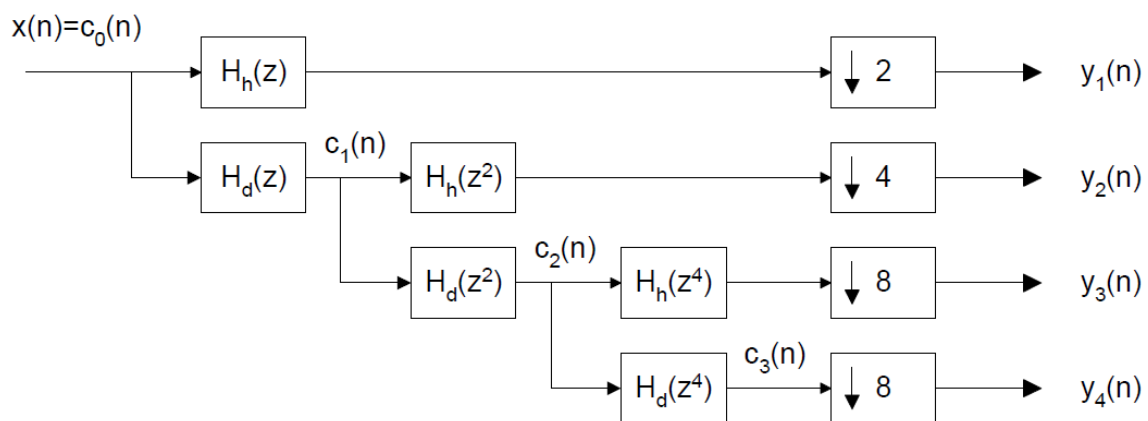
Dyadická vlnková transformace s diskrétním časem (DTWT) je případem DWT. Pro DTWT je výstižná oktávová podoba spekter soustavy vlnek. Tato charakteristika vyplývá z Fourierovy transformace obrazu m -té vlnky, kdy s rostoucím m se krok posunutí zvětšuje $2m$ -krát. Je tak získána množina koeficientů $y(m, k)$, nerovnoměrně rozložených v časově-frekvenční rovině. Tento typ detekce komplexů QRS je nejčastější z algoritmů využívajících vlnkovou transformaci. Při detekci QRS komplexů je hledána podobnost napříč dyadickou škálou měřítek a pro transformaci je zpravidla využita dyadická banka filtrů. (13)

Nejobvyklejší je dyadická DWT pro $a = 2m, b = 2m kT, m > 0$, kdy její koeficienty jsou:

$$y(m, k) = \frac{1}{\sqrt{2^m}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi * (2^{-m}t - kT) dt \quad (19)$$

kde index m značí kmitočtové měřítko, index k reprezentuje časové měřítko. Hustota vzorkování koeficientů je konstanta T . Koeficienty na časové ose jsou pro jednotlivé frekvenční úrovně. Jednotlivé frekvenční úrovně jsou dané indexem m a jsou závislé na šířce pásma B mateřské vlnky, když $T = 1/(2B)$. DTWT bývá velmi často uskutečňována za pomoci kaskády shodných dvojic zrcadlových hornopropustných a dolnopropustných filtrů s modulovými charakteristikami, které jsou vzájemně symetrické (okolo $\omega_{vz/4} = \pi/2$) a bývá nazývána rychlou vlnkovou transformací.

Výstupní hodnoty jsou koeficienty detailu (výstup filtru horní propust) a koeficienty aproximace (výstup filtru dolní propust). Dalším krokem je podvzorkování obou výstupních hodnot s faktorem 2. Do dalšího stupně rozkladu vstupuje pouze výstup z dolní propusti, tedy koeficienty aproximace. Ty ale filtrujeme opět oběma filtry. V případě rekonstrukce signálu je postup opačný k procesu rozkladu, je však nutné u podvzorkovaných posloupností zvýšit vzorkovací frekvenci signálu, tj. podvzorkované posloupnosti interpolovat. Všechny interpolátory jsou tvořeny expanderem a rekonstrukčním filtrem horním nebo dolním. Úkolem expanderu je vkládat nuly mezi sousední vzorky. Pro některé aplikace může být nestejný počet koeficientů v různých měřících problém, je pak použita redundantní forma DTWT. (13)



Obrázek 13: Realizace třístupňové transformace pomocí zrcadlových filtrů.[13]

Další typ WT je tedy redundantní DTWT (dyadická diskretní vlnková transformace). Transformace nemá podvzorkované výstupy filtrů a není nutné při zpětné DTWT zvyšovat vzorkovací frekvenci signálu. Metoda je tedy méně citlivá na použité banky filtrů a zároveň dosahuje lepších výsledků. Někdy je nazývána DTWT bez decimace nebo DTWT s invariantní translací. Nevýhodou redundantní dyadické diskretní vlnkové transformace je velké množství dat po transformaci, které roste úměrně se zvyšujícím se počtem stupňů rozkladu, a to může činit problémy zejména u vícerozměrných signálů. Výpočet této vlnkové transformace je pracnější, neboť filtry pracují se vstupním vzorkovacím kmitočtem. (13)

2.5 Transformační techniky mezi EKG a VKG signály

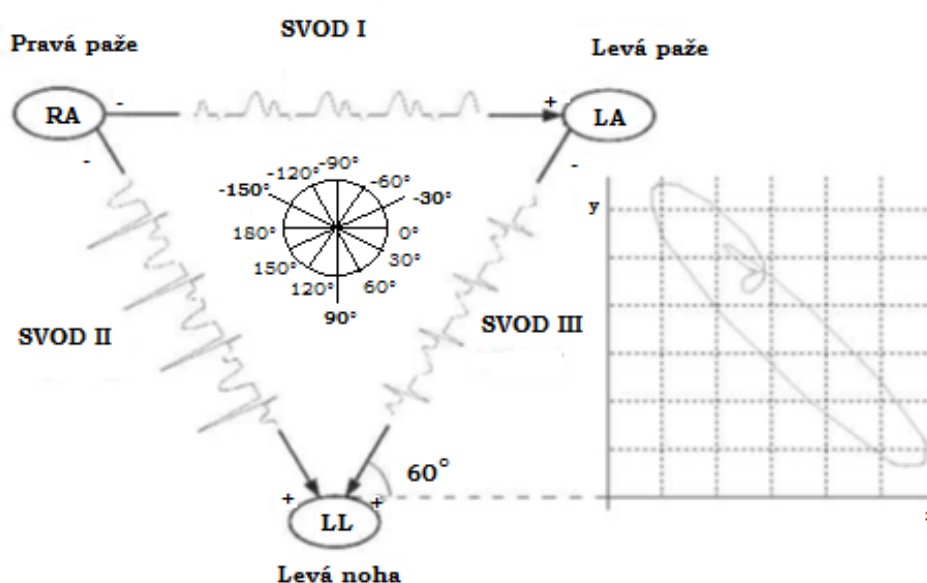
Vektorkardiogram (VKG) se v klinické praxi (pro hodnocení zdravotního stavu) snímá velmi málo, a jen na specializovaných pracovištích. K získání dat se často využívá transformace z EKG svodů. Niže budou představeny různé transformační metody.

Kvazi ortogonální metoda nedosahuje velmi dobrých výsledků a již se nepoužívá. Jde o nejstarší metodu, která využívá podobnosti některých svodů klasického EKG svodového systému s osami X, Y a Z pravouhelného svodového systému. Kde svody X, Y a Z lze popsat následujícími rovnicemi:

$$\begin{aligned}
 X &= V_6 \\
 Y &= II \\
 Z &= -0,5 * V_2
 \end{aligned}
 \tag{20}$$

Další technikou je přepočítání EKG na VKG pomocí goniometrických funkcí. Přepočítání je realizováno ve frontální rovině s použitím tří Einthovenových svodů. Výpočet souřadnic je následující:

$$\begin{aligned}
 x &= I + II * \cos(120^\circ) + III * \cos(60^\circ) \\
 y &= I * \sin(60^\circ) + II * \sin(120^\circ) + III * \sin(60^\circ)
 \end{aligned}
 \tag{21}$$

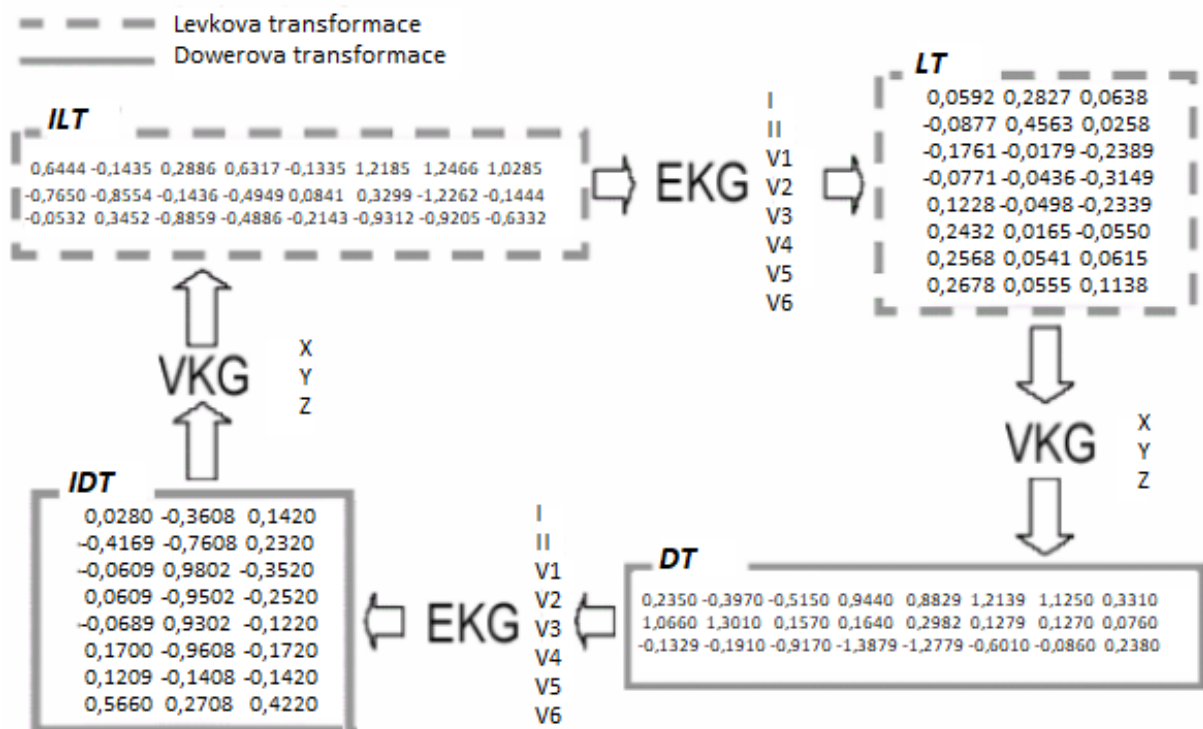


Obrázek 14: Převod EKG na VKG pomocí goniometrických funkcí. Upraveno. [7]

Máme-li k dispozici tři ortogonální EKG svody (X, Y a Z), můžeme vektorkardiogram v prostoru popsat ve sférických souřadnicích pomocí vektoru a dvou úhlů:

$$\begin{aligned}
 A &= \sqrt{x^2 + y^2 + z^2} \\
 \varphi &= \alpha * \tan\left(\frac{-Y}{\sqrt{X^2 + Y^2}}\right) \\
 \lambda &= \alpha * \tan\left(\frac{Z}{X}\right)
 \end{aligned}
 \tag{22}$$

Pro přepočítání lze také použít Levkovu a Dowerovu transformaci. Tímto způsobem lze pomocí signálu z I. a II. Einthovenova svodu a šesti hrudních svodů provádět transformace na trojrozměrné zobrazení výchylky vektoru srdeční osy a zpět rekonstruovat EKG signál. Koeficienty v maticích uvedených na Obrázku 15 vycházejí z mapování potenciálů hrudníku pomocí 256-elektrodového systému a experimentálního vymezení součinitelů.



Obrázek 15: Převod EKG na VKG pomocí Levkovy a Dowerovy transformace .[7]

Korsova regresní metoda je matematickou metodou transformace 12-ti svodového EKG na tři ortogonální VKG svody a využívá statistické regrese. Koeficienty regresní tabulky, uvedené v Tabulce 2, byly odvozeny ze současného snímání signálu EKG a VKG. Koeficienty vytváří matici, kterou se vynásobí matice osmi EKG svodů signálu, který chceme transformovat. Získáme tak hodnoty tři ortogonálních VKG svodů. [7,8,14,17,24]

Tabulka 2: Korsova transformační matice. [14]

Výsledná matice	X	Y	Z
V1	-0,13	0,06	-0,43
V2	0,05	-0,02	-0,06
V3	-0,01	-0,05	-0,14
V4	0,14	0,06	-0,2
V5	0,06	-0,17	-0,11
V6	0,54	0,13	0,31
I	0,38	-0,07	0,11
II	-0,07	0,93	-0,23

Další metodou pro přepočítání EKG na VKG signál je využití inverzní Dowerovy transformace. Původní Dowerova transformace sloužila k převodu VKG na EKG.

K určení ortogonálních svodů X, Y a Z je využito lineární kombinace 8 svodů EKG, které jsou vynásobeny pomocí inverzní transformační matice (viz Tabulka 3). [14,38]

Tabulka 3: Koeficienty inverzní Dowerovy transformace. [38]

	X	Y	Z
V1	-0,172	0,057	-0,229
V2	-0,074	-0,019	-0,31
V3	0,122	-0,106	-0,246
V4	0,231	-0,022	-0,063
V5	0,239	0,041	0,055
V6	0,194	0,048	0,108
I	0,156	-0,227	0,022
II	-0,01	0,887	0,102

Základem další metody, metody nejmenších čtverců (angl. Least-square, LSV) je regresní přístup. Minimalizováním střední kvadratické chyby byly odvozeny koeficienty pro dvě metody zaměřené na jiný EKG interval – QRS komplex (interval $QRS_{\text{počátek}}$ až QRS_{konec}) a P vlnu (interval $P_{\text{počátek}}$ až P_{konec}). Ze středních kvadratických chyb byly odvozeny transformační matice – v Tabulce 4 jsou uvedeny koeficienty pro přepočítání se zaměřením na QRS komplex (metoda QLSV), v Tabulce 5 na P vlnu (metoda PLSV). [38,39]

Tabulka 4: Koeficienty pro metodu QLSV. [38]

	X	Y	Z
V1	-0,147	0,023	-0,184
V2	-0,058	-0,085	-0,163
V3	0,037	-0,003	-0,190
V4	0,139	0,033	-0,119
V5	0,232	0,060	-0,023
V6	0,226	0,104	0,043
I	0,199	-0,146	0,085
II	-0,018	0,503	-0,130

Tabulka 5: Koeficienty pro metodu PLSV. [39]

	X	Y	Z
V1	-0,266	0,088	-0,319
V2	0,027	-0,088	-0,198
V3	0,065	0,003	-0,167
V4	0,131	0,042	-0,099
V5	0,203	0,047	-0,009
V6	0,220	0,067	0,060
I	0,370	-0,131	0,184
II	-0,154	0,717	-0,114

3. Rešerše metod pro analýzu vlivu MR na deformaci signálu EKG a VKG

Rešerše na uvedené téma byla vypracována ze zdrojů souvisejících s tématem práce v odborných databázích IEEEExplore, PubMed, Scopus atd. a to za období od roku 1990 dosud. Klíčovými slovy z databází byla: analýza, vliv, signál, deformace, EKG, VKG, magnetická rezonance, magnetické pole, a to v českém i anglickém překladu. Cílem rešerše bylo získat informace o možných metodách analýzy deformovaného signálu vlivem magnetického pole magnetické rezonance nebo radiofrekvenčních pulsů, vysílaných při vyšetření MR.

3.1 Analýza vlivu MR na deformaci signálu EKG a VKG

3.1.1 Analýza VKG dat – diplomová práce [17]

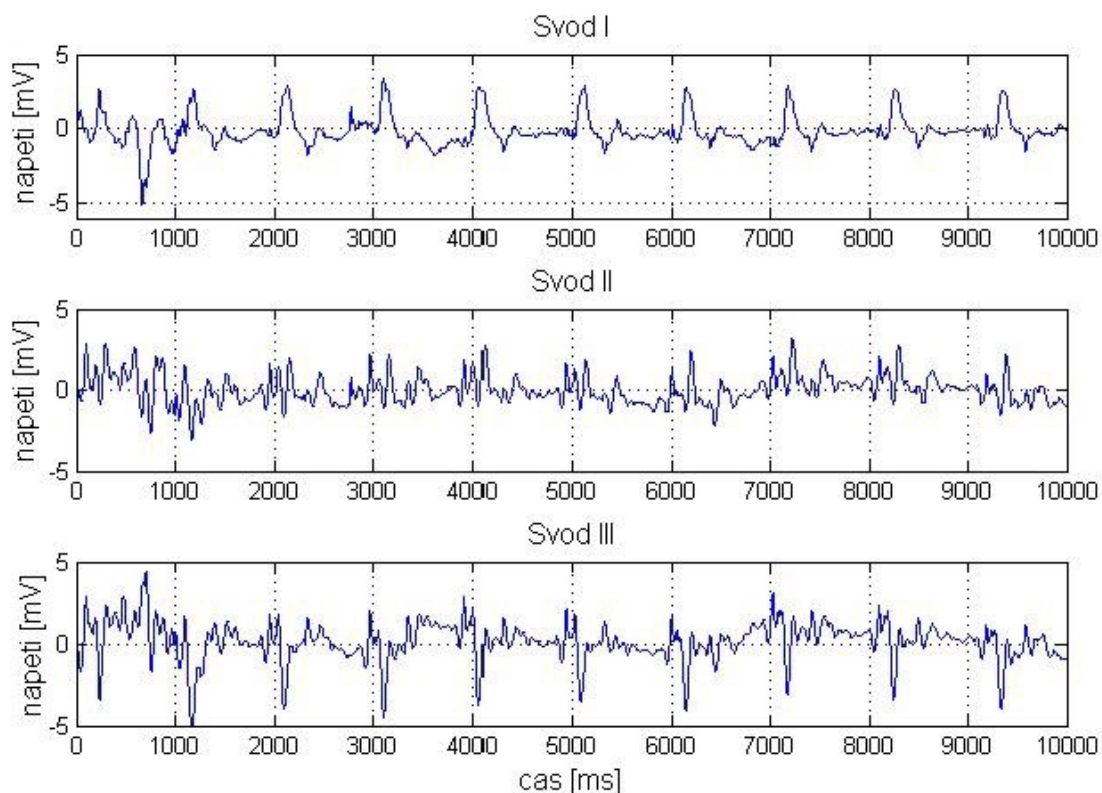
Úvod

Diplomová práce se zabývá analýzou VKG dat. Základním zjištěním práce bylo zjistit míru vlivu zobrazovacích metod na kvalitu měřeného signálu EKG a VKG ze signálu transformovaného. K analýze byly použity záznamy EKG získané před a během CT a MR. Hodnocení vlivu zmíněných přístrojů bylo provedeno na základě statistických ukazatelů korelačního koeficientu, MSE, RMSE a MAE. Jejich vyhodnocením bylo možné zjistit existenci a míru shodnosti a závislosti mezi signály určitého probanda. Ze signálu EKG byl získán průměrný komplex QRS a Korsovo regresní metodou získán vektorkardiogram, včetně jeho zobrazení. U VKG křivky byly vypočteny parametry, kterými lze tyto křivky popsat. V praktické části práce byly porovnány statistické výsledky dat, například porovnání hodnot rozptylu u signálů vně a uvnitř MR a CT nebo velikost změny příznaku VKG křivky během MR. Dále budou v rešerši uvedeny pouze údaje vztahující se k analýze signálu ovlivněného MR.

Materiály a metody

Analýza EKG signálu byla provedena na datech ovlivněných magnetickým polem 3T (ovlivněných pouze magnetohydrodynamickým efektem - tedy projevem magnetického pole, kdy poškozuje EKG signál nežádoucím elektrickým nábojem generovaným ionty krve pohybující se kolmo na směr magnetického pole MR. To má za následek zpomalení krevního toku závislé na průmětu cévy a intenzitě magnetického pole, což může být kompenzováno zvýšením krevního tlaku), bez výskytu gradientních a vysokofrekvenčních polí. Signály byly snímány 12-svodovým EKG se standardním rozmístěním elektrod. Pořízený signál ze tří svodů I, II a III u probanda uvnitř magnetické rezonance je na Obrázku 16.

Nejvíce se projevil magnetohydrodynamický efekt při snímání EKG uvnitř magnetické rezonance během systolického plnění aorty, tedy v úseku S-T signálu EKG. Efekt MHD je tedy nejvíce patrný během dvou komplexů QRS.



Obrázek 16: Surové EKG pořízené během MR vyšetření. Převzato.[17]

Přestože byla k dispozici data z 12-ti svodového EKG, byla provedena pouze analýza svodů I, II a III, a to s odvoláním na běžnou praxi, kdy je pacient monitorován zpravidla pouze 3-svodovým EKG. Signál byl před analýzou filtrován a byla provedena korekce izolinie. Filtrace byla provedena jednak mediánovým filtrem s různými délkami okna a waveletovou transformací s různými typy vlnek a stupni jejich rozkladu, s volbou vhodného prahu.

Tabulka 6: Použité mateřské vlnky se stupni rozkladu. Převzato. [17]

vlnka	db 4	db 10	bior 3.3	bior 5.5	rbio 1.5	rbio 6.8
úroveň	4	4 (6)	4	4	4 (5)	5

Signál EKG byl před statistickým vyhodnocením předzpracován, čímž došlo k zarovnání signálu na izolinii a byly odstraněny rušivé složky signálu. U všech svodů signálu byla aplikována Fourierova transformace a následně byl filtrován pásmovou zádrží - FIR filtrem, který má konečnou impulsní odezvu. Meze filtru byly nastaveny na 0 Hz pro dolní mez a 25 Hz pro mez horní. Tento filtr vynuloval spektrální čáry, které se vyskytovaly mimo sledovanou oblast signálu a poté byl uskutečněn algoritmus pro korekci izolinie.

Autorka podrobila signály snímané uvnitř MR filtraci několika typy filtrů. Následně pro porovnání signálů snímaných vně magnetické rezonance se signály uvnitř magnetické rezonance vypočetla statistické parametry korelace, MSE, RMSE a MAE, a to u jednotlivých svodů a pro signály probandů filtrované různými typy filtrů. Signál vně MR byl brán jako referenční, protože není ovlivněn magneto-hydrodynamickým efektem vysokého magnetického pole přístroje.

V předzpracovaném signálu byl dále detekován QRS komplex. U signálů získaných během MR byl proveden analýzou nezávislých komponent (vlnková transformace se ukázala být nevyhovující). Na EKG signál byl aplikován FastICA algoritmus. Analýzou nezávislých komponent byla vybrána k nalezení R peaku ta komponenta, které vizuálně nejvíce odpovídala nativnímu signálu EKG bez vlivu magnetického pole magnetické rezonance. Na takto vybranou komponentu byl aplikován detektor R vlny s detekčním prahem v oblasti dvou třetin maxima amplitudy peaků. Pro dobrý odhad R vlny byla z počtu detekovaných R vln vypočtena tepová frekvence, díky které byly nastaveny čtyři úrovně odhadu stanovení meze. Pokud byl zjištěn menší rozdíl než stanovená mez mezi maximální amplitudou R vlny a maximální amplitudou T vlny u nasnímaného signálu EKG, byl manuálně zvýšen práh do oblasti tří čtvrtin maximální hodnoty peaků. Pokud byl překročen nastavený práh došlo k nalezení maximální amplitudy. Detekce byla úspěšná pro amplitudu kladnou, i zápornou. Tím byl detekován R kmit. Kontrolou bylo zjištěno, že R vlna detekovaná díky použitému algoritmu FastICA byla v čase shodná s R vlnou v nalezenou v původním nativním signálu EKG.

Takto detekované QRS komplexy byly synchronizovány podle R vrcholu. Ze všech komplexů detekovaných na jednotlivém svodu signálu byl vypočten jeden průměrný komplex QRS. Poté byl signál EKG (průměrný komplex QRS) převeden Korsovo regresní metodou na signál VKG. Pro porovnání parametrů VKG smyček byly vypočteny příznaky, které umožnily popsat a vyhodnotit získané křivky VKG. Hodnocení vlivu zobrazování magnetickou rezonancí na VKG smyčku bylo vyhodnoceno podle vypočítaných hodnot průměrného vektoru křivosti smyčky, obvodu smyčky, maximální velikosti vektoru QRS smyčky a maximální vzdálenosti QRS smyčky od jejího těžiště.

Závěry

V závěru práce bylo konstatováno a statisticky potvrzeno, že vliv MR na EKG a transformované VKG je značný. Před vyhodnocením byly stanoveny hypotézy, že střední hodnoty rozdílů obvodů smyček QRS VKG křivek a průměrných vektorů křivosti VKG uvnitř a vně MR budou nulové. Výsledky byly podrobeny párovému t-testu a v obou případech byla nulová hypotéza zamítnuta. U obou zkoumaných příznaků bylo potvrzeno, že statické magnetické pole o intenzitě 3 T má na VKG signál v těchto parametrech vliv. Průměrná hodnota vektoru křivosti QRS smyčky vlivem magnetického pole klesne. Obvod QRS smyčky vzroste.

U dalších dvou sledovaných příznaků byla taktéž stanovena nulová hypotéza, že střední hodnota rozdílu maximální vzdálenosti QRS smyčky a jejího těžiště a střední hodnota rozdílu maximální velikosti vektoru QRS smyčky uvnitř a vně MR, budou rovny nule. Po provedeném t-testu ale tyto dvě nulové hypotézy zamítnuty nebyly. Z toho vyplývá, že statické magnetické pole B_0 o intenzitě 3 T nemá statisticky významný vliv na tyto dva sledované příznaky vektorkardiogramu.

Kladně lze hodnotit provedené statistické testování VKG smyček, kdy pro detektor QRS komplexu signálu uvnitř MR může být využito příznaků střední hodnota rozdílu maximální velikosti vektoru QRS smyčky a střední hodnota rozdílu vzdálenosti QRS smyčky a jejího těžiště. Jednoznačným nedostatkem je absence měření signálu při vyšetření MR. Analyzován byl pouze signál uvnitř MR, tedy ovlivněný pouze magnetohydrodynamickým efektem MR.

3.1.2 Měření a analýza bioelektrických signálů při vyšetření pacienta zobrazovacími metodami v medicíně – diplomová práce [35]

Úvod

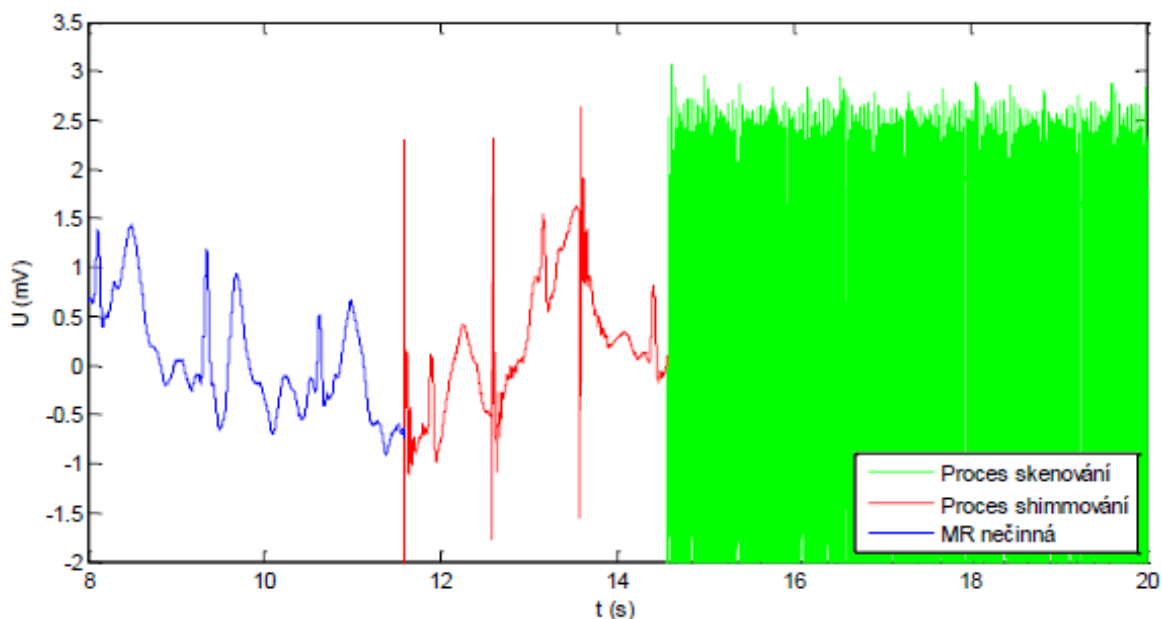
Tato práce se zabývá záznamem biosignálů s využitím nekovových bio-potenciálových elektrod a vodičů vyrobených z vodivého polymeru polyanilinu (PANI) nebo polypyrrolu (PPy) a nosného substrátu tvořeného bavlněnou nebo uhlíkovou tkaninou v prostředí zobrazovacích metod CT a MR. Předmětem je testování vlivů snímací soustavy na pořizované snímky, konkrétně výskyt obrazových artefaktů, a naopak vliv zobrazovací modality na zaznamenávaný EKG signál. V praktická částí práce je mimo jiné zpracováván EKG signál, naměřený na dobrovolnících v MR. Pro potřeby této rešerše nebudou dále uváděny poznatky o měření v CT. Cílem práce je vytvoření nekovových bio-potenciálových elektrod a vodičů pro záznam EKG a jejich otestování v prostředí CT a MR. Pro vyhodnocení jejich správné činnosti byla naměřená data analyzována. Před samotným měřením a analýzou signálů z CT a MR byly porovnány signály naměřené standartními kovovými elektrodami a elektrodami navrženými autorem práce. Pro potřeby rešerše je důležité, že dále uvedené výsledky práce jsou sice snímány pomocí navržených elektrod z polypyrrolu, nicméně naměřené hodnoty jsou srovnatelné s komerčně užívanými elektrodami. Do rešerše nebudou zahrnuty výsledky práce, které řeší artefakty v obrazech ne/způsobených navrženými elektrodami, ale pouze vliv MR na signál EKG.

Materiály a metody

První testování elektrod bylo provedeno v prostředí MR 1,5T, navržené elektrody ve formě končetinových elektrod byly aplikovány na dobrovolníka umístěného do MR. Data snímaná při vyšetření hlavy dobrovolníka (s hlavovou cívkou) byla zpracována v prostředí Matlab. Zaznamenaný graf signálu II. svodu je zobrazen na Obrázku 17. V záznamu jsou patrné artefakty v podobě krátkých impulsů během procesu tzv. aktivního shimování“ značeném červeně, a také během procesu skenování značeném zeleně, ten měl podobu VF šumu s vysokou amplitudou, který vizuálně zcela znehodnotil záznam. Původcem takového rušení byly pravděpodobně gradienty cívek MR, které vytvořily pravidelnou a časově závislou sérii impulsů s vysokou intenzitou.

Dalším krokem byla digitální filtrace II. svodu záznamu EKG pásmovou propustí 0,6-25 Hz, která nechtěně rušení vyšších frekvencí značně redukovala. Ne však zcela, jelikož se šum frekvenčně překrýval s užitečným signálem, proto je část filtrovaného signálu naměřená během fáze skenování MR zkruslena tímto zbylým šumem.

Další měření bylo realizováno se záznamem všech tří končetinových svodů EKG (I až III), a to vně i uvnitř MR a s i bez aktivního procesu snímání MR. Bylo zjištěno, že na kolísání izolinie má vliv umístění elektrod – ideální je umístění na dorzální straně horních končetin.



Obrázek 17: Záznam EKG pořízený polymerovými elektrodami a vodiči modulem BMENG v prostoru MR s barevným odlišením jednotlivých fází činnosti MR. [Převzato 35]

Následně byly signály filtrovány pásmovou propustí 0,6-25 Hz a bylo docíleno částečné eliminace artefaktů a získu kvalitnějšího záznamu tří svodů EKG. Následkem filtrace došlo u signálů z MR bez aktivního procesu snímání ke snížení amplitudy R kmitů, ty však byly ve zbylém šumu EKG křivek identifikovatelné ve všech svodech. Pro porovnání filtrovaných záznamů EKG jednotlivých svodů bylo použito výpočtů několika statistických parametrů, konkrétně se jednalo o střední kvadratickou chybu (MSE), odchylku ze střední kvadratické chyby (RMSE) a střední absolutní chybu (MAE) rozdílů jednotlivých křivek svodů I, II a III naměřených mimo prostor MR a v kabině MR bez její aktivní činnosti. Hodnoty statistických výpočtů porovnání filtrovaných záznamů EKG naměřených mimo a v prostoru MR (viz Tabulka 7) se pohybují v řádu desetin odpovídajících jednotek, což vypovídá o malých rozdílech kolísajících kolem průměrné hodnoty.

Tabulka 7: Hodnoty statistických výpočtů porovnání svodů I, II a III záznamu EKG naměřeného mimo a v prostoru MR filtrovaný pásmovou propustí 0,6-25 Hz. [Převzato 35]

	Svod I	Svod II	Svod III
MSE	0,10	0,10	0,07
RMSE	0,31	0,31	0,26
MAE	0,24	0,24	0,20

V práci byly dále zaznamenány a staticky vyhodnoceny signály EKG snímané během sekvencí difúzní sekvence MR a T2 vážené sekvence MR. K evaluaci míry úspěšnosti detekce EKG signálu v prostorách silně rušících snímaný signál byla proto navržena kombinace odhadu maxima vzájemné korelační funkce (vzorec 23) a statistického „Bootstrap“ testu.

$$VKF_{S_R, S_P}(\tau) = \frac{1}{T} \int_{-\frac{T}{2}}^{\frac{T}{2}} S_R(t) \cdot S_P(t + \tau) dt \quad (23)$$

kde VKF je vzájemná korelační funkce, s_R je referenční signál naměřený mimo MR, s_P je porovnávaný signál naměřený v prostředí MR, τ značí vzájemné posunutí signálů, T je společná perioda a t čas. Mezi EKG signálem naměřeným mimo MR prostředí a v MR prostředí byla odhadnuta maximální odezva vzájemné korelační funkce. Poté byly časové řady signálu naměřeného v rušivém prostředí 10 000krát náhodně převzorkovány s uniformním rozložením pravděpodobnosti výskytu každé hodnoty na libovolné pozici. Poté bylo pro každé takové náhodné převzorkování znovu odhadnuto maximum vzájemné korelační funkce. Z napočítaných odhadů byla vyčíslena dosažená pravděpodobnost, kdy hodnota odhadu vzájemné korelační funkce pro nepřevzorkovaný signál je vyšší než maximální odezvy pro převzorkované signály. Doplněk této pravděpodobnosti následně definuje p-hodnotu potvrzující ($p > 0,05$) nebo zamítající ($p < 0,05$) nulovou hypotézu, že mezi signály není lineární vztah. Výhodou navržené metody je, že je poměrně snadná na implementaci. Její limitací ale zůstává, že nepředpokládá a nebere v potaz variabilitu srdečního rytmu.

Distribuce maximálních hodnot VKF párového signálu se nacházela zcela a výrazně v nižších hodnotách než maximum VKF porovnávaného (nepřevzorkovaného) a referenčního signálu, a také maximum AKF referenčního (fixního) signálu pro všechny svody. Proto se p-hodnoty B-S testu rovnaly 0 pro všechny svody a potvrzovaly výskyt EKG signálu v porovnávaném záznamu naměřeném v prostoru MR filtrovaném pásmovou propustí 0,6-25 Hz obsahující rušení.

Závěr

Statisticky bylo prokázáno, že filtrované záznamy EKG pořízené mimo MR a v prostorách MR bez aktivní činnosti a při snímání difúzní sekvencí v MR, filtrem typu pásmová propust 0,6-25 Hz, obsahují větší nebo menší artefakty, ale stále mají identifikovatelné R kmity. Filtrovaný EKG záznam naměřený během T2 vážené MR sekvence již obsahoval výrazné rušení RF cívek, které zcela deformovalo část signálu ve všech svodech, proto bylo přistoupeno k dodatečné digitální filtraci DP s mezní frekvencí 20 Hz, která rušení sice dále eliminovala, ale neodstranila, a navíc způsobila výrazné snížení R kmitů, které již nebyly dobře rozeznatelné ve zbylém šumu.

Pozitivem práce je analýza na záznamech EKG snímaných při vyšetřeních skutečných osob, tedy deformovaných nejen pouze MHD efektem nebo uměle vytvořených a deformovaných. Předpokládám ale, že vzhledem k prováděnému vyšetření hlavy, se nejednalo o osoby se srdeční vadou, kdy by signál EKG obsahoval i artefakty ze své podstaty.

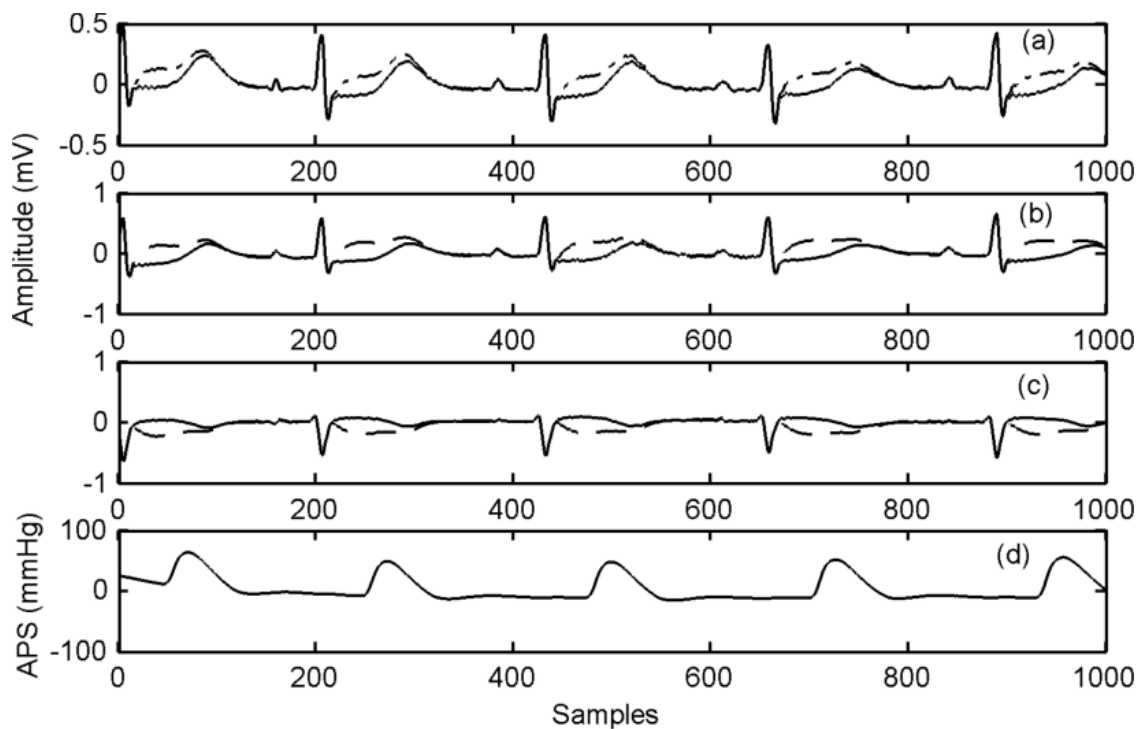
3.1.3 ICA Based Flow Artifact Removal from ECG during MRI [40]

Úvod

V článku z roku 2009 je řešeno odstranění šumu ze signálu EKG poškozeného během magnetické rezonance. Navrhovaná metoda se zaměřuje na odstranění artefaktů metodou standardní nebo okamžité analýzy nezávislých komponent (ICA) s referenčním signálem., a to z vícekanálového snímání EKG. Analýza je prováděna na signálech, které jsou uměle zašuměny, tedy pouze se simulovanými artefakty – magnetohydrodynamickými (MHD) efekty. Výsledkem práce by mělo být získání metody pro potlačení MHD artefaktů způsobných magnetickou rezonancí pro vícekanálové monitorování EKG během vyšetření. Stejná metoda by se týkala i odstranění artefaktů toku (krve).

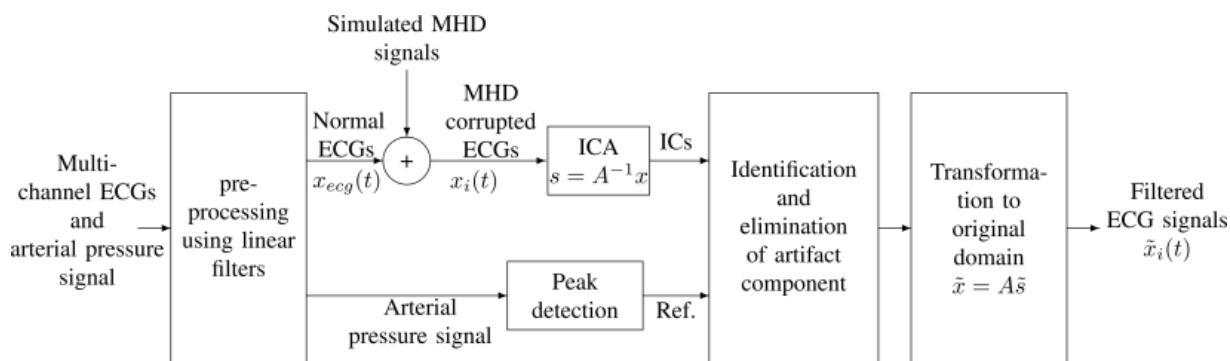
Materiály a metody

Navrhovaná metoda separace signálu a artefaktů je založena na dvou odlišných vlastnostech MHD efektu. K odstranění artefaktů zvažuje tyto vlastnosti: nezávislost zdrojů a korelaci s dalšími hemodynamickými parametry, jako je signál arteriálního tlaku nebo fotopletyzografický signál (z angličtiny PPG, photoplethysmography). Model standardní nebo okamžité analýzy nezávislých komponent (ICA) se používá s referenčním signálem k vyloučení komponenty související s MHD z vícekanálových EKG.



Obrázek 18: Porovnání normálních a poškozených (přerušovaná čára) signálů tří elektrod EKG (a) elektrody I, (b) elektrody II, (c) elektrody V a (d) signálu arteriálního tlaku (APS). [Převzato 40]

Pro analýzu byly použity EKG signál a signál arteriálního tlaku z databáze Physionet. EKG signál deformovaný MHD byl získán přidáním váženého simulovaného signálu artefaktu s různými elektrodami EKG. Normální a poškozené EKG jsou zobrazeny na Obrázku 18. Signál arteriálního tlaku se zde používá jako reference pro identifikaci komponenty související s artefaktem toku. Navrhovanou metodu lze schematicky znázornit na Obrázku 19. Snímaná data jsou předzpracována, odstraněn elektrický brum a upravena izolínie. Následně se přidávají artefakty k získání MHD poškozeného signálu EKG.



Obrázek 19: Blokový diagram navrhované metody. [Převzato 40]

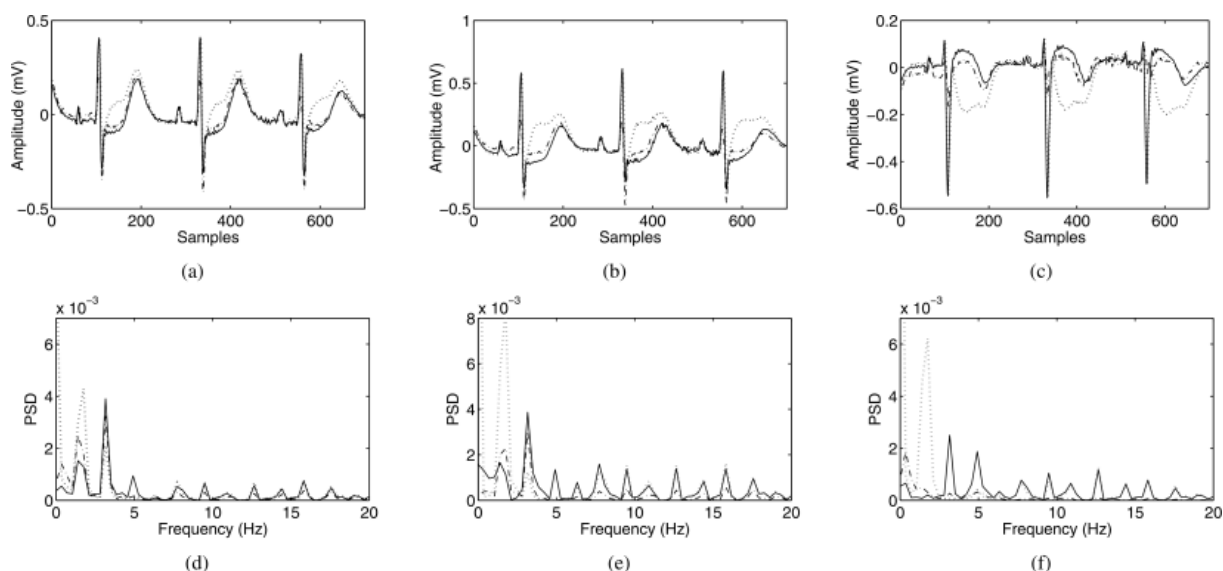
Pro odstranění artefaktů byla použita ICA, vícerozměrná statistická technika, která se používá k odhadu sady zdrojových signálů, z nichž je k dispozici pouze směs. K separaci ze směsi signálů ICA využívá statistickou nezávislost zdrojových signálů. MHD artefakty závisí hlavně na průtoku krve aortou. Signál arteriálního tlaku nebo fotopletysmografický signál dočasně koreluje s průtokem aortální krve, a proto jej lze použít k identifikaci artefaktu MHD. Na rozdíl od elektrofyziologických signálů lze výše uvedené signály měřit s menšími komplikacemi v prostředí MR. Referenční signál je generován ze signálu arteriálního tlaku, který je podroben detekci peaku. Křížová korelace referenčního signálu je poté vypočítána s každou nezávislou složkou a je identifikována a odstraněna složka s maximální korelací. Poté jsou zdrojové signály přeneseny do své původní domény. Algoritmus během procesu filtrování vyřadí jednu z nezávislých komponent. Proto je zavedené zkreslení vyhodnoceno pomocí chybových měření střední kvadratické chyby (MSE) a křížové korelace (CC).

Poškozené EKG se rozkládají v nezávislých součástech (IC). Poté je každý IC porovnán s referenčním signálem odvozeným ze signálu arteriálního tlaku měřením křížové korelace. Nejvyšší korelovaná nezávislá složka je vyřazena a signály jsou rekonstruovány.

Závěr

Filtrované signály jsou porovnány s normálními i poškozenými signály EKG v časové a frekvenční doméně, jak je znázorněno na Obrázku 20. Výkon metody závisí hlavně na počtu kanálů EKG a výběru elektrod. Pokud jsou elektrody EKG vybrány tak, že jeden z nich zaznamenává větší příspěvek z MHD a méně z elektrické aktivity srdce, pak ICA může přesněji oddělit artefakty toku. Použití velkého počtu vodičů může poskytnout dobrý výkon algoritmu.

Výkon také významně závisí na korelaci referenčního signálu se signálem MHD artefaktu. Zde je referenční signál odvozen od signálu arteriálního tlaku, proto jeho kvalita a detekce špiček ovlivňují přesnost navrhovaného algoritmu. Normálně lze signál PPG v prostředí MR zaznamenat bez větších komplikací kvůli jeho principu optické detekce a lze jej také použít pro generování referenčního signálu. Nedostatkem řešení je jednoznačně detekce na uměle zašuměných signálech. Originál snímaná data mohou být více znehodnocena a metoda nebude tak úspěšná. Jako přínosnou vidím myšlenku vzít jako referenční signál PPG, který není znehodnocen MHD a neměl by být při vyšetření znehodnocen ani spínáním gradientních a vysokofrekvenčních polí.



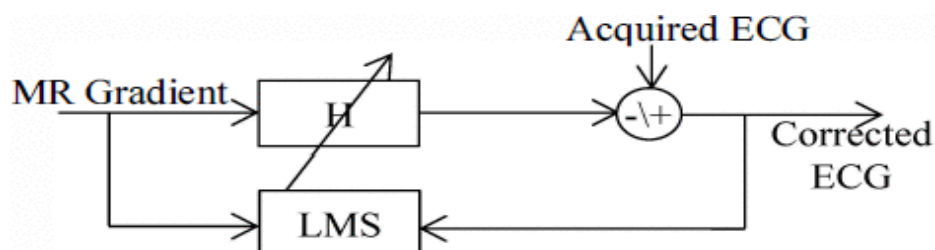
Obrázek 20: Porovnání normálních (souvislá čára), poškozených (tečkovaná čára) a filtrovaných (přerušovaná čára) signálů EKG pro (a) - (c) časovou doménu a (d) - (f) charakteristiku frekvenční domény svod I, svod II a svod V. [Převzato 40]

3.1.4 Adaptive step size LMS for ECG artefact reduction during MRI [41]

Úvod

Aby se zabránilo rozmazání v důsledku pohybu srdce, má detekce srdečních cyklů prvořadý význam pro získání kvalitních MR obrazů a lze ji také použít ke sledování pacienta. Publikovaný článek je zaměřen na velikost kroku algoritmu metody LMS (Least Mean Squares, metoda nejmenších čtverců), jednoho z parametrů této metody. Jedná se o jeden z nejpoužívanějších adaptivních algoritmů používaných pro filtraci zašuměných signálů v současné praxi. Autoři článku uvádí, že pro odstranění artefaktů z EKG, zapříčiněného rychlými spínacími gradienty během srdeční MRI, je tato metoda jednoduchá a efektivní a dosahuje lepších výsledků než standardní LMS.

Výsledkem práce by měla být metoda vhodné parametrizace algoritmu LMS tak, aby signály EKG snímané během vyšetřování MR mohly být optimálně filtrovány. Měřené signály při akvizici MRI jsou součtem tří hlavních složek: skutečného EKG, MHD a artefaktů indukovaných gradienty MR. Tuto poslední komponentu lze modelovat jako výstup filtru, jehož vstupem jsou gradienty MR.



Obrázek 21: Systém korekce LMS pro jeden gradient. Tento systém je paralelizován třikrát, jednou pro každý gradient. [Převzato 41]

Algoritmus LMS aproximuje impulzní odezvu tohoto filtru k odstranění artefaktů gradientu MR z EKG (viz Obrázek 21). Filtr modeluje systém složený z vnitřku otvoru MR, pacienta a zařízení (anténa, snímač

EKG) ...). Reaguje na gradientový signál elektrickou odezvou, která je na EKG vnímána jako artefakt. Impulzní odezva je hlavní charakteristikou tohoto systému a mění se během zobrazování.

LMS používá parametr μ (v úvodu zmíněný krok), který přímo ovlivňuje rychlost adaptace algoritmu na nové události. Příliš velká hodnota pro μ způsobí odklon LMS, zatímco příliš malá hodnota zhorší schopnost LMS filtrace. Parametr μ má velký rozsah možných hodnot (od 10^{-5} do 10^{-1}). Optimální teoretický parametr μ lze vypočítat podle vzorce

$$\mu_{th} = \frac{1}{M} \cdot \frac{2}{\lambda_{max} + \lambda_{min}} \quad (24)$$

kde $\lambda_{max} + \lambda_{min}$ jsou nejvyšší a nejnižší vlastní hodnoty autokorelační matice gradientů zapsaných jako R . M je délka impulzní odezvy, kterou algoritmus hledá, vyjádřená v počtu vzorků. Protože výpočet vlastních čísel R je často příliš složitý, byla použita následující aproximace:

$$\mu_{th} \approx \frac{1}{M} \cdot \frac{1}{tr(R)} \quad (25)$$

Ve skutečnosti musí být doba adaptační fáze krátká ve srovnání s dobou akviziční sekvence. Autoři předpokládají, že znalost gradientu rozptylu magnetického pole umožňuje vypočítat optimální adaptivní personalizovanou hodnotu pro μ .

Materiály a metody

Metoda byla ověřována na 13 zdravých dobrovolnících a 3 dobrovolnících se srdeční vadou, a to během vyšetření MR, za použití různých vyšetřovacích sekvencí. EKG signály byly zaznamenány třemi optickými snímači EKG (snímač EKG typu 3, Schiller Medical, Wissembourg, Francie) upravenými pro větší frekvenční pásmo (1 Hz - 60 Hz) umístěné na trupu. Signály gradientu magnetického pole MRI byly zaznamenávány přímo z MR zobrazovače (GE Healthcare 1.5T). Pro posouzení účinnosti redukce artefaktu novou metodou, byla LMS porovnána s nejlepším možným offline filtrem: 3D Wienerovým filtrem.

Teoretické μ byly vypočteny s využitím (25) pro všechny gradienty: X, Y a Z. Aby mohla být kvantifikována účinnost algoritmu LMS během akvizice, byla vypočtena energie rozdílu mezi LMS korigovaným EKG a 3D Wienerem korigovaným EKG během emise gradientu, děleno časem emise gradientu. To představuje energii zbývajícího šumu P_{fu} . Čím lepší je redukce artefaktu, tím menší je výkon šumu.

Pro každou sekvenci bylo nalezeno minimum této energie, nazvané „experimentální optimální velikost kroku“ a uchováno jako reference pro optimální redukci artefaktu LMS. Energie zbývajícího šumu pomocí predikované optimální parametrizace byla vypočítána a porovnána s experimentální optimální parametrizační energií. Nakonec byla provedena redukce artefaktů pomocí LMS filtru se standardní hodnotou μ , zvolenou jako polovina minima všech optimálních μ .

Výsledkem jsou Tabulky 7 a 8, které uvádějí odchylky gradientu magnetického pole pro různé sekvence zobrazování a pro tytéž sekvence jsou vypočteny optimální hodnoty kroků μ .

Tabulka 8: Průměrné odchylky gradientu pro každou sekvenci. [Převzato 41]

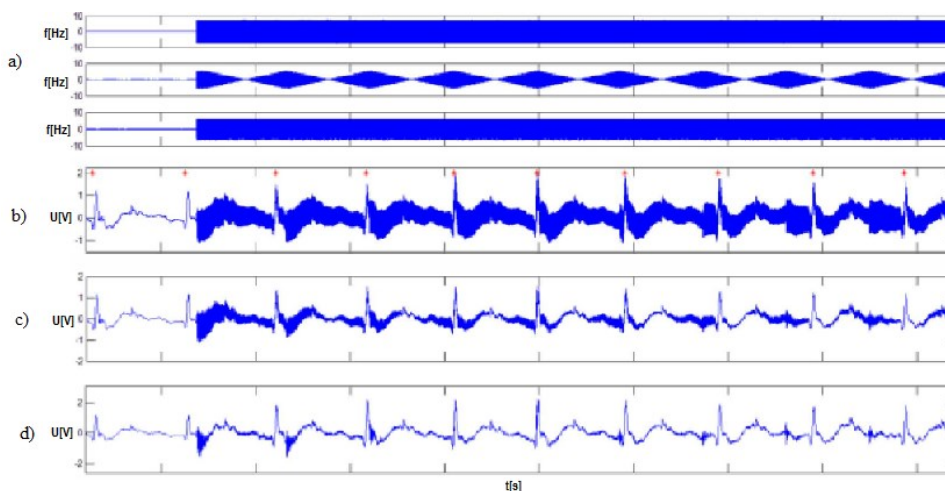
	X-lead	Y-lead	Z-lead
FIESTA	3,47	$2,89e^{-1}$	3,30
FSE	$9,90e^{-2}$	$4,21e^{-2}$	$2,49e^{-1}$
Diffusion	$9,66e^{-1}$	$8,58e^{-1}$	1,14
EPI	$4,70e^{-2}$	$1,14e^{-1}$	$3,92e^{-1}$
SPGR	$1,55e^{-1}$	$7,08e^{-1}$	$2,50e^{-1}$
SSFSE	$3,54e^{-1}$	$4,22e^{-2}$	$1,60e^{-1}$

Tabulka 9: Výsledná optimální teoretická μ pro každou sekvenci. [Převzato 41]

	X-lead	Y-lead	Z-lead
FIESTA	$1,40e^{-3}$	$1,69e^{-3}$	$2,51e^{-3}$
FSE	$1,57e^{-2}$	$2,48e^{-2}$	$3,89e^{-2}$
Diffusion	$3,31e^{-3}$	$4,71e^{-3}$	$5,55e^{-3}$
EPI	$9,73e^{-3}$	$1,62e^{-2}$	$2,47e^{-2}$
SPGR	$3,61e^{-3}$	$1,39e^{-2}$	$3,50e^{-2}$
SSFSE	$9,30e^{-3}$	$1,69e^{-2}$	$3,08e^{-2}$

Závěr

Nejhorší výsledky této metody vyšly pro difúzní sekvenci vyšetření MR. Ale i přesto se ukázala metoda LMS s korigovanou velikostí kroku jako vysoce spolehlivá, což lze dokumentovat Obrázkem 22. Přínosem této metody je myšlenky zabývat se korekcí signálu pro různé sekvence MR a také oceňuji spolehlivé výsledky metody u nejen zdravých osob. Nedostatek spatřuji právě v nemožnosti aplikace určité průměrné hodnoty. Domnívám se také, že hodnoty μ pro různé sekvence se budou lišit také pro různé přístroje, a to nejen dle síly magnetického pole, ale i podle výrobce.



Obrázek 22: Gradienty MR (a), surové EKG (b), „standardní“ LMS korekce EKG (c), optimální LMS korekce EKG (d). [Převzato 41]

3.1.5 Cyclostationary analysis of ECG signals acquired inside an ultra-high field MRI scanner

[42]

Úvod

V tomto článku je navržena strategie pro odhad R-vrcholů v EKG signálech zaznamenaných uvnitř skeneru 7 T magnetické rezonance (MRI), aby došlo ke snížení artefaktů způsobených efektem MHD a konečně bylo dosaženo vysoce kvalitních kardiovaskulárních obrazů magnetické rezonance. Autoři nejprve dokázali, že vlastnost cyklostacionarity signálu EKG narušeného MHD efektem lze kvantifikovat pomocí cyklické spektrální analýzy. Poté jsou tyto informace předány jako vstup do algoritmu extrakce zdroje cyklostacionarity aplikovaného na sadu záznamů EKG získaných uvnitř skeneru MRI v pozicích Feet first (Ff) a Head first (Hf). Nakonec detekce R-vrcholů v odhadovaném cyklostacionárním signálu završuje navrhovaný postup. Ověření metody se provádí porovnáním odhadovaných R-vrcholů s klinickými, poskytnutými reálnými daty. Autoři předpokládají cyklostacionaritu signálu EKG na základě provedené studie, kdy byla potvrzena extrakcí fetálního EKG ze sady EKG pocházejících z elektrod připojených k těhotné ženě. Tlukot srdce plodu i matky není ve skutečnosti strmý periodický, ale oba vykazují určité skryté periodicity, tj. jejich statistické charakteristiky se periodicky mění s časem. V navrhované práci je tato vlastnost testována na signály EKG v reálném světě zaznamenané uvnitř 7 T MRI skeneru a je použit algoritmus extrakce zdroje založený na cyklostacionaritě. Signál, jehož statistické vlastnosti se cyklicky opakují, se nazývá cyklostacionární proces.

Materiály a metody

Pro další výzkum byly definovány pojmy cyklická koherence a integrovaná cyklická koherence. Cyklickou koherenci cyklostacionárního signálu $x(t)$ vypočítáme jako

$$CC_{xx}(f, \alpha) = \frac{S_{xx}(f, \alpha)}{[S_{xx}(f - \frac{\alpha}{2}) S_{xx}(f + \frac{\alpha}{2})]^*} 1/2 \quad (26)$$

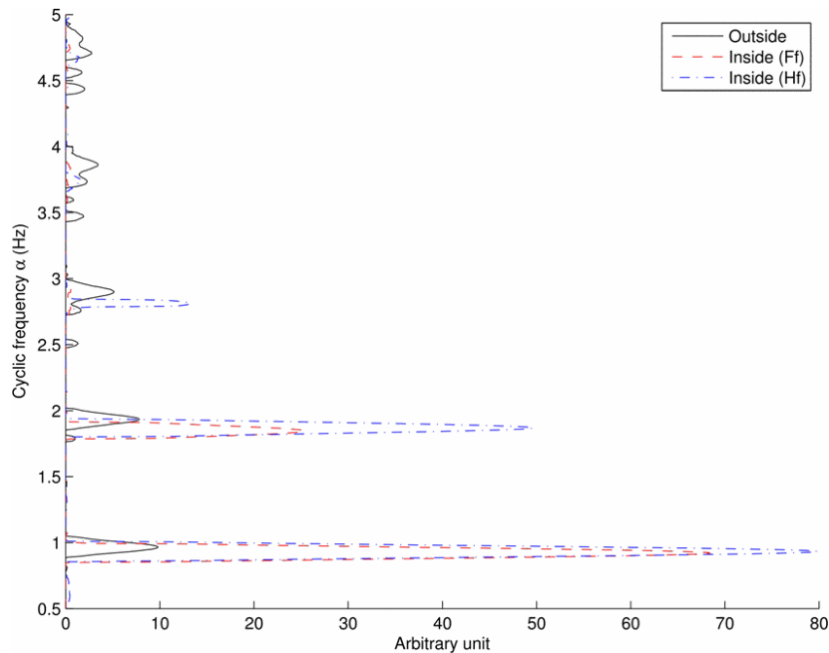
kde operátor * označuje komplexní konjugát, t a T znamenají časový index, respektive časové zpoždění, f a α označují spektrální a cyklické frekvence a $S_{xx}(f, \alpha)$ je Fourierova transformace funkce cyklické autokorelace $R_{xx}^\alpha(\tau)$

$$S_{xx}(f, \alpha) = \int_{-\infty}^{\infty} R_{xx}^\alpha(\tau) e^{-j2\pi f\tau} d\tau \quad (27)$$

Dalším měřítkem cyklostacionarity je integrovaná cyklická koherence (iCC) nad spektrální frekvencí f definovanou jako:

$$iCC(\alpha) = \sum_{f=f_{min}}^{f=f_{max}} C_{xx}(f, \alpha), \alpha \in [\alpha_{min}, \alpha_{max}] \quad (28)$$

Hodnoty CC a iCC byly vypočteny podle (26) a (28) pro data dobrovolníka vně i uvnitř MR a byla kvantifikována cyklická frekvence α .



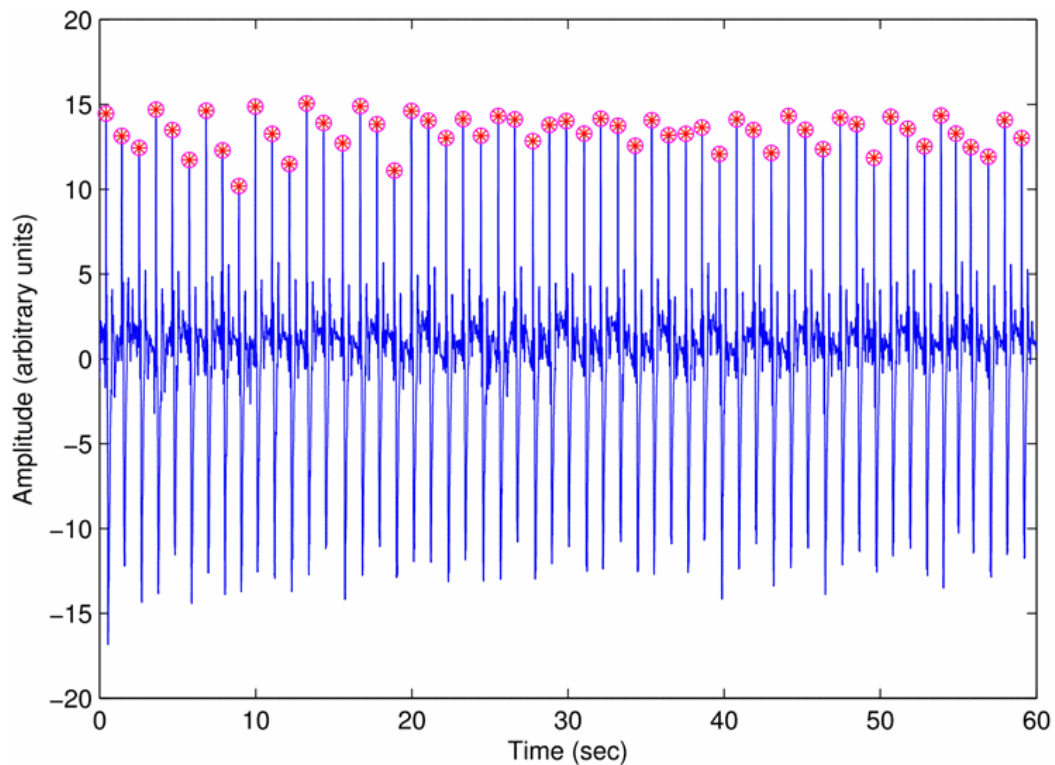
Obrázek 23: Integrovaná cyklická koherence pro tři EKG ze svodu I, zaznamenaná vně a uvnitř MRI skeneru v pozicích Ff a Hf. [Převzato 42]

Znalost základní cyklické frekvence α , tj. EKG bez MHD, bude sloužit jako vstup do algoritmu extrakce zdroje cyclostationary označeného jako kritérium optimalizace statistik cyklostacionární statistiky druhého řádu, který je založen na společné diagonalizaci souboru cyklické korelace matice. Tento algoritmus předpokládá, že všechny zdroje mohou být buď stacionární nebo cyklostacionární, ale na různých základních cyklických frekvencích.

Následně byl navržen postup pro detekci R vlny. V prvním kroku se provede výpočet míry iCC. Ve druhém kroku pro každou pozici záznamu (Ff a Hf) se vytvoří vektor směsi pro účely extrakce zdroje. Experimenty byly provedeny se směsí záznamů čtyř vodičů. Tyto směsi signálů spolu s α hodnotami jsou uvedeny jako vstup do extrakčního algoritmu založenému na cyklostacionaritě pro odhad oblasti zájmu, čímž se získá jediný signál EKG, který by měl být méně zkreslen účinkem MHD. V dalším kroku se zjistí všechny nebo některé z R-vrcholů v odhadované oblasti zájmu. Nakonec je spuštěn algoritmus pro výzkum lokálních maxim ve více či méně bezprostřední blízkosti příštích vrcholů R. Protože odhadovaná oblast zájmu je cyklostacionární, vrcholy R se objevují po ne přesně stejných časových intervalech.

Závěr

Jak je vidět na Obrázku 24 navržená metoda má slibné výsledky. Protože se jedná o novou metodu, bude vhodné ji podrobit dalšímu zkoumání. Dosud bylo provedeno testování na malém počtu osob, kdy z větší části byla detekce správná. Nezbytné bude zejména zjistit proč dochází k určitým odlišnostem, zda má vliv na výsledek použitá směs signálů ze svodů EKG nebo použité elektrody.



Obrázek 24: Ilustrativní příklad zobrazující prvních 60 sekund extrahovaného zdroje cyklostacionarity pomocí algoritmu SOC 2 ze čtyřkanálové směsi {III, aVF, V3, V4} zaznamenaného uvnitř skeneru MRI v poloze Hf a ručně anotovaných R-vrcholů („Hvězdičkové“ značky) vs. ty odhadované navrhaným postupem („kruhové“ značky). [Převzato 42]

3.1.6 ECG-based gating in ultra high field cardiovascular magnetic resonance using an independent component analysis approach [43]

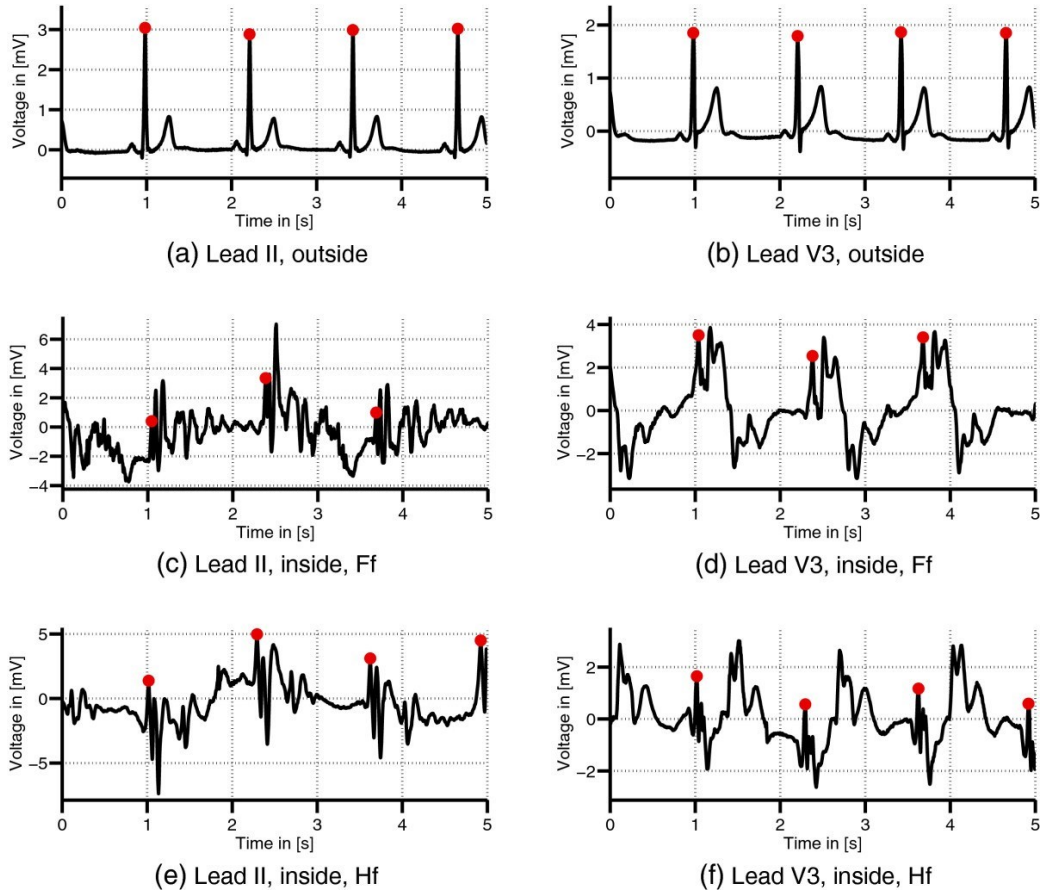
Úvod

V této práci byla pro zmírnění účinku MHD na signál EKG sledována strategie založená na analýze nezávislých komponent (ICA). ICA byla aplikována na 12- svodové EKG signály zaznamenané uvnitř 7 T MR skeneru. Byl navržen automatický postup identifikace zdroje k identifikaci nezávislé složky (IC) dominované signálem EKG. Identifikovaný IC byl poté použit pro detekci R-vrcholů. Presentovaná metoda založená na ICA byla porovnána s jinými metodami detekce R-píku pomocí 1) surového signálu EKG, 2) surového vektorového kardiogramu (VCG), 3) nejmodernější techniky hradlování založené na VCG, 4) aktualizovaná verze přístupu založeného na VCG a 5) ICA VCG. Výsledkem práce je potvrzení, že prezentovaná metoda založená na ICA umožňuje odhad a identifikaci IC dominovaného signálem EKG a detekce R vlny, založená na tomto přístupu, překonává nejmodernější techniku založenou na VCG v prostředí 7 T MR skeneru.

Metody hradlování založené na EKG se spoléhají na prostorovou reprezentaci elektrické aktivity srdce: vektorový kardiogram (VCG). Tyto metody předpokládají, že R-vlna může být prostorově rozlišena od artefaktů indukovaných MRI a konkrétněji od magnetohydrodynamického (MHD) efektu. V prostoru MR 7 T má však vyšší chybovost.

Materiály a metody

Data EKG byla získána od zdravých dobrovolníků uvnitř a vně MR, ale bez spuštění vyšetření, tedy bez gradientních a radiofrekvenčních magnetických polí. 12-svodové EKG bylo měřeno v polohách Head first i Feet first s hrudníkem uprostřed gantry. Na Obrázku 25 jsou vidět EKG ze dvou svodů s detekovanými vlnami R – vně a uvnitř skeneru.



Obrázek 25: EKG získané mimo a uvnitř MRI. Porovnání EKG svodů II a V3 datové sady D 1 získané mimo (a) - (b) a uvnitř 7 T MR skeneru v poloze Ff (c) - (d) a Hf (e) - (f). Tečky označují polohy vrcholů R. [Převzato 43]

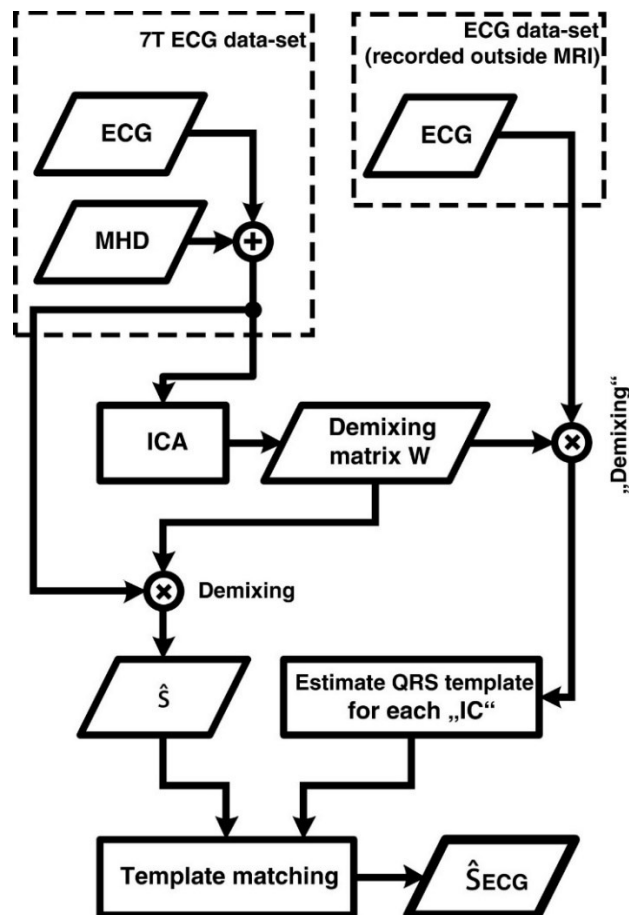
Signály EKG jsou v prostředí MR kontaminovány a je nutné nalézt takovou demixovací matici \mathbf{W} , která oddělí EKG a ostatní šumové složky včetně MHD. Lineární směs signálu lze popsat

$$\mathbf{x}_k = \mathbf{A}\mathbf{s}_k \quad (29)$$

kde \mathbf{A} je takzvaná (lineární) směšovací matice, \mathbf{s}_k je vektor obsahující zdrojové signály a \mathbf{x}_k je vektor měřicího signálu obsahující směs zdrojových signálů v čase k . Aby bylo možné oddělit EKG od MHD a dalších složek šumu, byl vyžadován odhad signálů skutečného zdroje, $\hat{\mathbf{s}}_k$. Proto byl ICA aplikován na měřený datový vektor \mathbf{x}_k k nalezení demixovací matice \mathbf{W} tak, aby:

$$\hat{\mathbf{s}}_k = \mathbf{W}\mathbf{x}_k \quad (30)$$

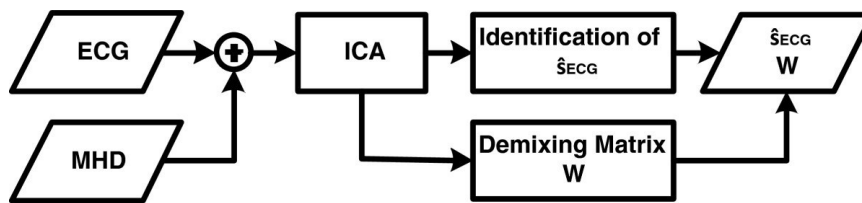
Kde \hat{s}_k jsou odhadované zdrojové signály nebo nezávislé komponenty (IC_s). K řešení tohoto problému bylo navrženo několik algoritmů, které se liší hlavně od nákladové funkce používané pro měření Gaussianity (což je míra nezávislosti) signálů. V této práci byl použit algoritmus FastICA, nepřizpůsobený konkrétnímu problému diskutovanému v této práci. Tam, kde to bylo požadováno, byla rozměrnost \mathbf{x}_k snížena omezením počtu vlastních čísel nebo hlavních komponent (PC) před aplikací ICA. Z odhadovaného $IC_s \hat{s}_k$ bylo třeba identifikovat jeden $IC_s \hat{s}_{k, EKG}$, kterému dominoval R-peak nebo QRS komplex. Pro praktické použití navrhované metody byla nutná automatická identifikace $of \hat{s}_{k, EKG}$.



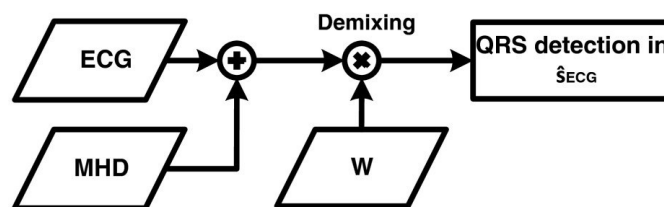
Obrázek 26: Automatizovaný postup pro identifikaci $of \hat{s}_{k, EKG}$. [Převzato 43]

Pro identifikaci $of \hat{s}_{k, EKG}$ (viz Obrázek 26) byl použit algoritmus shody šablon. Demixovací matice W získaná ze signálů EKG získaných uvnitř MR skeneru (\mathbf{x}_k) byla aplikována na signály EKG získané mimo MR skener ($\mathbf{x}_{k,out}$). Z každého $IC_s \hat{s}_{k, EKG}$ byla vygenerována šablona QRS, EKG bylo identifikováno vzájemnou korelací každé šablony QRS s odpovídajícím $ICin \hat{s}_k$.

Navrhovaná metoda počítá s extrakcí $of \hat{s}_{k, EKG}$ ze vstupních EKG signálů a následnou detekcí Rvln ve dvoustupňovém procesu – viz obrázek 27.



(a) First stage



(b) Second stage

Obrázek 27: Automatizovaný postup pro identifikaci $of \hat{s}_{k,EKG}$. [Převzato 43]

V první fázi procesu byla ICA aplikována na 30 s referenční segment $\mathbf{x}_{Ref,k}$ 12-svodového EKG signálu, který byl zaznamenán uvnitř MR skeneru. Výsledná demixovací matice \mathbf{W} byla použita k transformaci referenčního vektoru $\mathbf{x}_{Ref,k}$ na vektor obsahující odhadované zdroje, tj. $\hat{\mathbf{s}}_{k,\cdot}$, dle (30). Odhadované signály obsažené v $in\hat{\mathbf{s}}_k$ obsahovaly různé (fyziologické) zdroje signálu, např. samotný signál EKG, MHD, artefakty respiračního pohybu. Po identifikaci $of \hat{s}_{k,EKG}$ byla demixovací matice \mathbf{W} redukována na demixovací vektor \mathbf{w} , protože pro detekci R-píku byl vyžadován pouze $\hat{\mathbf{s}}_{k,EKG}$. Odhad $of \hat{s}_{k,EKG}$ lze shrnout jako skalární součin \mathbf{w} a \mathbf{x}_k :

$$\widehat{\mathbf{s}}_{k,EKG} = \mathbf{w} \cdot \mathbf{x}_k \quad (31)$$

kde \mathbf{w} je vektor řádku a \mathbf{x}_k je vektor sloupce, přičemž každý řádek v \mathbf{x}_k odpovídá jednomu z dvanácti svodů EKG v okamžitém čase k . Odhadovaný demixovací vektor \mathbf{w} zůstal nezměněn, tj. u každé datové sady byl odhadován pouze jednou.

Ve druhé fázi procesu byl demixovací vektor \mathbf{w} aplikován na nejnovější vzorek EKG \mathbf{x}_k , což vedlo k odhadu v reálném čase $\widehat{\mathbf{s}}_{k,EKG}$. Po procesu demixování následovala aplikace detekčního algoritmu pro R-vlnu. Aplikovaný algoritmus detekce R vlny využívá první derivaci signálu EKG ke zlepšení komplexu QRS.

Následovala aplikace ICA na různé kombinace a počty zaznamenaných EKG svodů a hodnocení různých metod detekce R-peaku. Účinnost detekce QRS pomocí různých metod byla hodnocena podle citlivosti (S_e) a pozitivní prediktivní hodnoty ($+P$):

$$S_e = \frac{TP}{TP+FN}; \quad +P = \frac{TP}{TP+FP} \quad (32)$$

kde TP je počet správně detekovaných QRS, FP počet falešně detekovaných QRS a FN počet nedetekovaných skutečných QRS komplexů. Autoři také prověřili stabilitu demixovací matice \mathbf{W} – zda bude metoda účinná dlouhodobě, tedy pokud bude výpočet proveden pouze jednou, na začátku měření.

Závěr

Výsledky získané v této studii ukazují, že navrhovaná metoda pro odhad $\widehat{s_{k,EKG}}$ je aplikovatelná po dlouhou dobu a je odolná proti změnám způsobeným normálním dýcháním.

Nejlepší výsledky detekce R-píku byly dosaženy s konfigurací pro odhad ICA použito osm elektrod EKG (I, II, V1-V6). U kombinací pouze tří elektrod EKG použitých s ICA bylo prokázáno, že nejlepších průměrných výsledků detekce R-píku bylo dosaženo kombinací dvou končetinových elektrod I a II a prekordiálního elektrody V4. Nepoužívání prekordiálních vodičů způsobilo podstatné snížení výkonu detekce QRS. Z ostatních technik detekce R-vlny (metody nebyly v článku blíže popsány) poskytla nejlepší výsledky metoda M2 - detekce špiček R v jednom vodiči VCG, kdy byla detekce provedena ve všech třech svodech $\mathbf{v}(k) = (v_x(k), v_y(k), v_z(k))$. Výsledky jednotlivých metod uvádí Tabulka 10.

Tabulka 10: Výsledky detekce vlny R za využití různých metod. [Převzato 43]

Metoda	Datová sada školení		Testovací datová sada					
	Zobrazit [%]	+ P [%]	μ_{pd} [ms]	σ_{pd} [ms]	Zobrazit [%]	+ P [%]	μ_{pd} [ms]	σ_{pd} [ms]
ICA LC1	99,5	99,4	3.5	6.5	99.2	99,1	5.8	5.0
M1	86.8	88.4	0.2	2.3	87.1	89,4	23.8	19.1
M2	89,2	96,7	4.1	4.7	88,9	91.2	3.4	2.3
M3	78,3	54.4	7.1	4.4	72.1	57,5	8.9	3.8
M4	79.3	82.3	5.0	5.9	75.6	77.2	6.1	5.4
M5	88.7	86.3	6.9	9.2	84.3	87,5	5.2	10.7

Tuto práci považuji za přínosnou v několika směrech. Navrhovaná metoda je úspěšná v prostředí 7 T MR. Potvrdila, že aplikace metody nezávislých komponent je úspěšná při odstranění nežádoucích složek záznamů EKG. V práci byly pro detekci R vln odzkoušeny další metody, zejména detekce QRS z VKG. Data VKG byla získána inverzí Dowerovou maticí.

I zde šlo ale pouze o data kontaminovaná pouze MHD, bez deformací způsobených spínanými gradientními magnetickými poli MR.

3.1.7 Novel real-time R-wave detection algorithm based on the vectorcardiogram for accurate gated magnetic resonance acquisitions. [44]

Úvod

V této studii se autoři zabývají přesností vybraných algoritmů detekce R vln a mají za cíl vyvinout nový přístup k eliminaci nepřesného spouštění při zobrazování srdce MR. Vektorkardiogram (VKG) byl

snímán na zdravých dobrovolnících v MR s magnetickým polem 1,5T. Vybrané algoritmy detekce R vln v reálném čase a nový algoritmus založený na VKG s „cílovou vzdáleností“ byly použity buď na standardní povrchové vodiče vypočítané ze zaznamenaného VKG, nebo přímo na VKG. Výsledkem práce by mělo být potvrzení, že navržená metoda má menší chybovost detekce R vln než dosud používané metody.

Materiály a metody

Popis detekce R vln z VCG je dán

$$\mathbf{s}(t) = (s_x(t), s_y(t), s_z(t)); \mathbf{r} = (r_x, r_y, r_z) \quad (33)$$

kde $\mathbf{s}(t)$ je VCG a vlna R je \mathbf{r} . Vektor R použitý pro srovnání lze získat buď před MR vyšetřením mimo magnet, nebo může být upraven od rytmu k rytmu podle dosaženého průměru předchozích R vln.

Pro maximalizaci amplitudy $A_1(t)$ R vlny je VCG promítané na virtuální elektrody rovnoběžné se směrem vlny R, což je skalární součin \mathbf{r} a \mathbf{s} . Standardní algoritmus detekce R vlny může být aplikován na optimální svod. Pro optimální projekci R-vln je použit algoritmus detekce QRS založený pouze na první derivaci.

Pro navrhovaný algoritmus je třeba vypočítat rozdíl napětí mezi referencí a aktuálním VKG (viz Obrázek 28) a jsou přijata preventivní opatření, aby se zabránilo „vzdálenosti“ 0 V. Tato vzdálenost se používá ke změření EKG každého svodu „optimální“ projekce vln R nebo amplitudy VCG. Jinými slovy, čím menší je vzdálenost $d(t)$, tím více pravděpodobně dojde k vlně R. $d(t)$ je vypočítáno

$$d(t) = \max(|\mathbf{s}(t) - \mathbf{r}|, 0,01) \quad (34)$$

Tato pravděpodobnostní funkce může být vylepšena snížením pravděpodobnosti pro vlnu R pomocí čtverce vzdálenosti k referenční R-vlně.

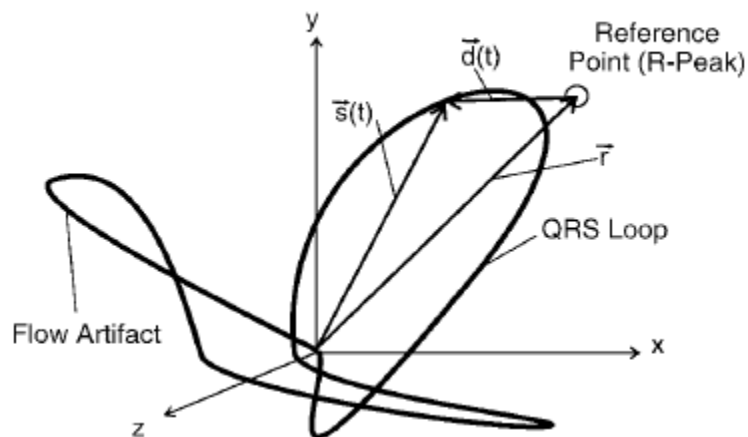
$$A_2(t) = A_1(t) / d^2(t) \quad (35)$$

Další možnost detekce vlny R lze stanovit vzhledem k úhlu mezi vektorem R-vlny a skutečný vektorem pomocí

$$A_3(t) = A_2(t) / \arccos \frac{\vec{r} \cdot \vec{s}(t)}{|\vec{r}| |\vec{s}(t)|} \quad (36)$$

Pravděpodobnost identifikace R vln klesá se zvětšujícím se úhlem mezi skutečným vektorem a referenčním R-vrcholem.

Výsledky z použitých metod detekce R vlny byly srovnány s referenčním souborem dat pro zjištění falešně pozitivních, falešně negativních nebo nedetekovaných R vln. Autoři dále konstatovali, že VKG je náchylné na změny nejen síly magnetického pole, ale také polohy vyšetřovaného.



Obrázek 28: Schematický popis algoritmu „cílová vzdálenost“. [Převzato 44]

Závěr

Algoritmus detekce R-vln „cílová vzdálenost“ poskytl skóre 100% pro detekci s 0,2% falešně pozitivních výsledků a byl lepší než všechny ostatní vybrané metody. VCG probandů vystavených silnému magnetickému poli lze tedy použít k oddělení magnetohydrodynamického artefaktu a skutečné vlny R, a výrazně zlepšuje přesnost spouštění při snímání magnetickou rezonancí s hradlem.

3.1.8 MRI srdce: praktické využití z pohledu kardiologa [37]

Úvod, materiály, metody

Kniha se zabývá vyšetřením srdce MRI. Konstatuje, že detekce EKG je při vyšetření srdce pomocí MR obtížná, protože dochází k deviaci EKG signálu a potlačení QRS vrcholu. Kniha je určena pro širokou veřejnost k objasnění celého procesu vyšetření srdce magnetickou rezonancí, včetně seznámení s přístrojovou technikou, její funkcí a konstrukcí. Autoři mají cíl přiblížit MRI (nejen srdce), aby vešla tato možnost do povědomí a byla snížena obava z podobných vyšetření.



a)

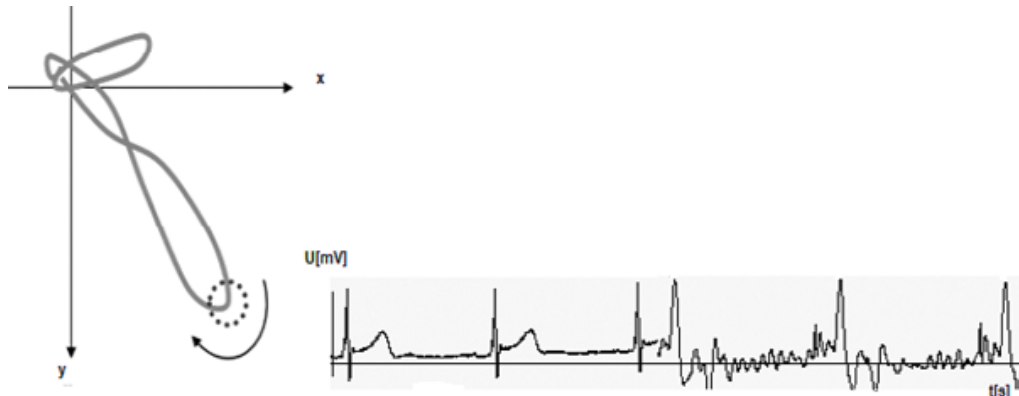
b)

c)

Obrázek 29: Pozice elektrod při vyšetření srdce na MRI - snímání bezdrátové VKG. Umístění na těle a) celkový pohled, b) detail vodičů zavedených do interface pro přenos signálu, c) detail umístění elektrod bez vodičů. [Převzato 37]

Závěr

Pro potřeby řešerše je pozitivní konstatování, že lze prakticky bezproblémově sledovat pacienta uvnitř MR pomocí snímání vektorkardiografie (VKG), která vyžaduje umístění 4 elektrod podle určitého pravidla (Obrázek 29). Průběh EKG signálu se kříží a vytváří tzv. horký bod (hot spot), který je pak zdrojem dobrého signálu i při snímání srdce (Obrázek 30).



Obrázek 30: Znárodnění průběhu měření EKG signálu pomocí vektorkardiografie. Ukázka deformace EKG signálu v magnetickém poli při zapnutém RF buzení. [Převzato 37]

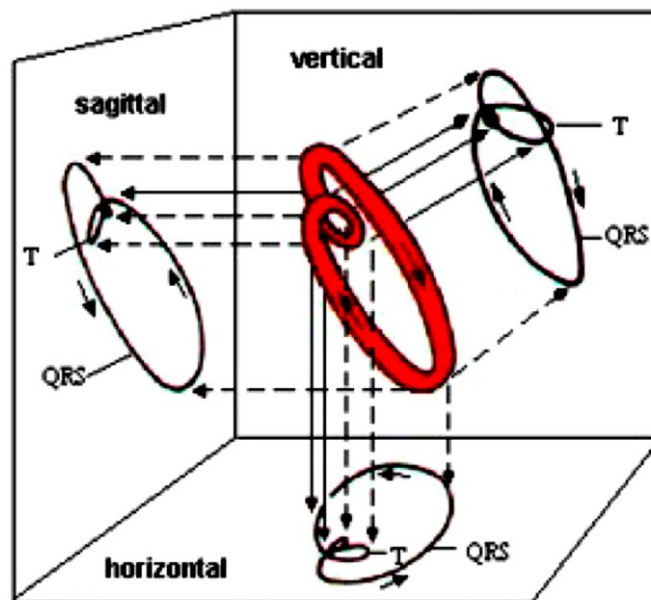
3.2 Zhodnocení výsledků řešerše

Z výše uvedených řešerší vyplývá, že pro realizaci QRS detektoru pro signály deformované vlivem magnetické rezonance, bude vhodné aplikovat analýzu nezávislých komponent s algoritmem FastICA, který umí separovat nezávislé signály.

Pro detekci R vlny z dat VKG bude nejlepší variantou získat data VKG z EKG pomocí inverzní Dowerovy matice a metodou QLSV, která dle [39] dosahuje lepších výsledků než inverzní Dowerova matice. Třetí variantou je Korsova regresní metoda, která byla použita i zde [17]. Jako další byla zvolena metoda Levkova, které je v různých pracích zmiňována (např. [38]), ale praktické výsledky nebyly nalezeny.

4. Tvorba datové báze a parametry hodnocení EKG a VKG signálu

Cílem této diplomové práce je kvantitativní analýza příznaků vlivu magnetické rezonance na signál EKG a VKG. Signál EKG, jak bylo popsáno výše, je bioelektrický signál, jehož původcem je skupina svalových buněk. Naměřené, surové EKG, je stochastickým, náhodným signálem, u kterého nelze jednoznačně určit jeho hodnotu v určitém časovém okamžiku. Mimo užitečný signál (signál elektrické aktivity srdce), obsahuje je artefakty technického i fyziologického původu. Stochastické signály se popisují z hlediska struktury hodnot a z hlediska frekvenční nebo časové struktury. Nelze je popsat rovnicí, ale sadou statistických parametrů, které budou popsány níže. Pro analýzu budou dále data EKG převedena na VKG signál. Vektorkardiogram, jak bylo popsáno výše, je prostorová křivka, kde QRS komplex představuje tu největší ze tří smyček – viz Obrázek 31. Vzhledem k tomu je nutné i zde určit sadu parametrů, které bude možné porovnat. [45]



Obrázek 31: Projekce VKG smyček do tří rovin. [28]

4.1 Tvorba datové báze signálů

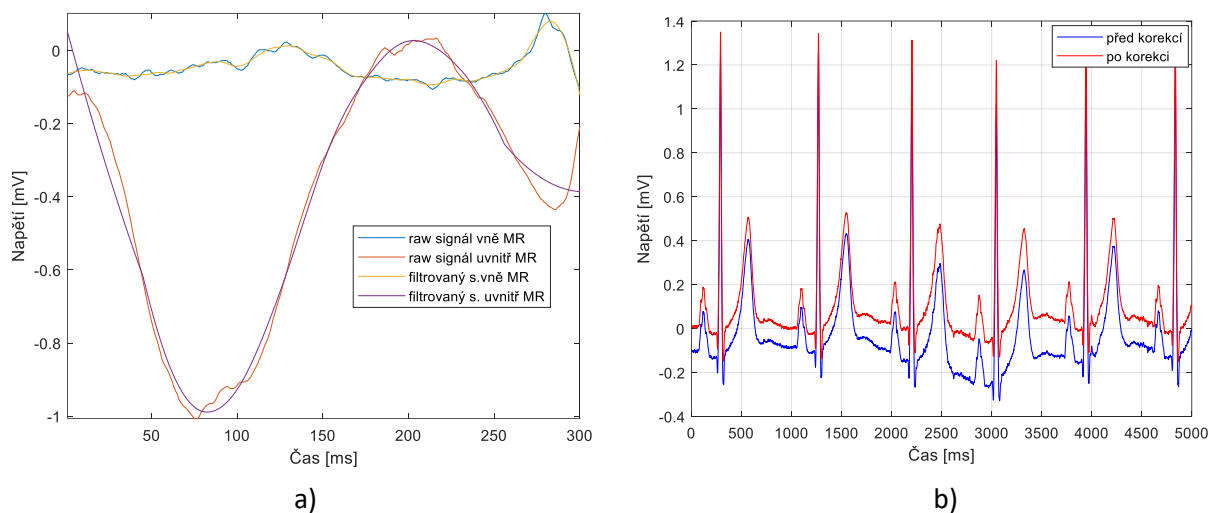
Pro analýzu byly k dispozici signály EKG deseti probandů, které byly získány vně magnetické rezonance a uvnitř magnetické rezonance s magnetickým polem 3 T. Na signály uvnitř MR působí pouze magnetické pole přístroje, bez vlivu gradientních a VF cívek. Signály jsou z databáze vytvořené zástupci univerzity v německém Magdeburgu. [51]

Měřeny byly dvěma přístroji:

- 12-lead Holter ECG (CardioMem 3000, Getemed AG, Germany) s vzorkovací frekvencí 1024 Hz a napěťovým rozsahem ± 6 mV,
- Wireless ECG device of an MRI-conditional patient monitoring system (Tesla M3, MIPM GmbH, Germany),

se vzorkovací frekvencí 1024 Hz, napětovým rozsahem $\pm 2.4 \text{ mV}$ a rozlišením 24 bit. Průměrný věk probandů byl $27,1 \pm 3,2$ roku, průměrná váha $73,8 \pm 13,1$ kg a průměrná výška $181,7 \pm 10,5$ cm. QRS komplexy byly manuálně anotovány 3 nezávislými klinickými experty, výsledky byly průměrovány. Záhloví každého signálu obsahuje technické parametry MR skeneru, HW parametry EKG zařízení a informace o probandovi. [51]

Pro tvorbu datové báze i statistické výpočty bylo využito programové prostředí MATLAB od společnosti MathWorks. Raw data byla před samotným hodnocením podobnosti podrobena filtraci a korekci izolinie. Použitý filtr splňuje požadavek na zachování tendence signálu, a přitom vyhlazení signálu. Detekce QRS signálu a filtrace dat EKG byla provedena již ve více pracích [např. 14, 17, 38, 39]. Zejména na základě využití poznatků práce [17], která porovnává signály VKG vně a uvnitř CT a MR, byl pro filtraci dat použit filtr Savitzky-Golayův (SG). Filtrace dat pomocí vlnkové transformace pro data snímaná uvnitř MR byla v práci [17] vyhodnocena jako neúspěšná. Použita byla metoda automatického vyhlazení s pevnou délkou okna určenou heuristicky. Tato možnost je v Matlabu k dispozici od roku 2017. Vizuálně bylo odzkoušeno, že odpovídající filtr SG má filtrační okno 21, stupeň polynomu pro aproximaci 4.



Obrázek 32: a) Detail naměřených hodnot na svodu I u probanda 01 vně a uvnitř MR, surový signál a vyhlazený Savitzky-Golay filtrem. b) Ukázka korekce izolinie. [Zdroj vlastní]

K odstranění vlivu kolísání elektrické linie byla použita metoda interpolace. Nejprve byly signály filtrovány filtrem typu pásmová zadrž s parametry dolní mez 0 Hz, horní mez 25 Hz. Následně byl na referenčním signálu určen R kmit. Detekce R kmitu je popsána v kapitole 4.2. V rozmezí mezi 60 a 70 vzorky od detekovaného R kmitu se nacházíme v oblasti PQ signálu. V této oblasti byla spočtena průměrná hodnota amplitudy a výsledek byl odečten od původního signálu.

Několikrát zmiňovaná práce [17] je v části odstranění vlivu kolísání elektrické linie a následné detekce R vln počátkem této práce. Na základě tam zjištěných skutečností nebyly hledány varianty detekce QRS komplexů například pomocí vlnkové transformace, ale bylo přímo přistoupeno k detekci pomocí analýzy nezávislých komponent. Výpočetní skripty do prostředí Matlab jsou v těchto dvou oblastech konkrétně upravené kódy z práce [17].

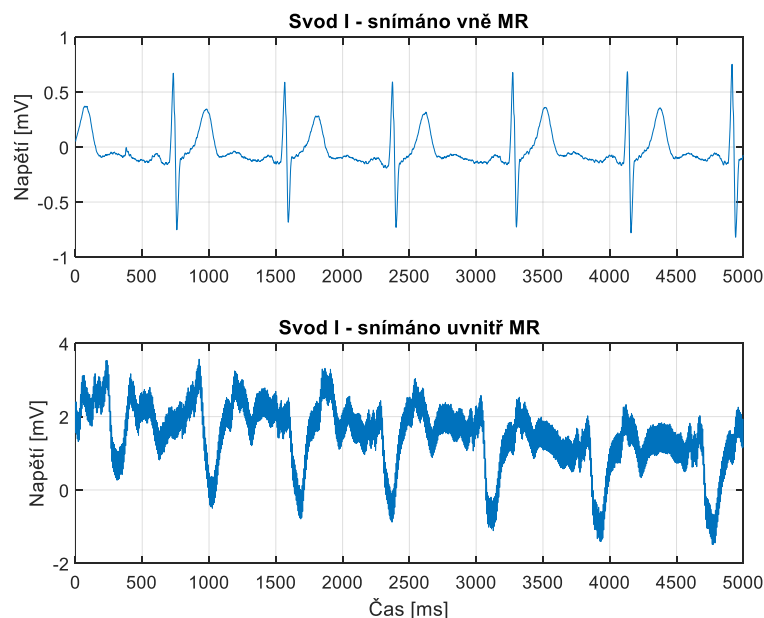
Po detekci QRS komplexu ze signálu EKG a následné transformaci středních hodnot komplexů na VKG signál, byla vytvořena datová báze VKG signálů vně a uvnitř MR. Databáze signálů je přiložena k této práci. Vytvořená datová báze pro analýzu obsahuje:

- 12 svodové signály EKG, filtrované SG filtrem,
- detekované QRS komplexy na signálech EKG, 8 svodové signály (Einthovenovy svody I, II a hrudní svody V1 až V6),
- VKG smyčky signálů získané transformací průměrného QRS komplexu na signálu EKG pomocí čtyř transformačních metod.

4.2 Detektor QRS komplexu

Pro následný převod EKG signálu na VKG je nutné realizovat detektor QRS komplexu, který je zásadní částí signálu EKG. Na základě výsledků rešerší a zejména s odkazem na práci [17] byla detekce R kmitu provedena pomocí analýzy nezávislých komponent.

Signály EKG můžeme považovat za směs signálů pocházející z několika kanálů, svodů. Navíc jsou rušené například vlivem dýchání pacienta a v případě snímání uvnitř magnetické rezonance na ně působí magnetohydrodynamický (MHD) efekt. Jedná se o vliv magnetického pole přístroje a změny signálu jsou tím větší, čím větší je síla magnetu. Vlivem magnetického pole se v těle tvoří indukované potenciály, které působí na membránový potenciál buněk. MHD působí na krev proudící v cévách, má za následek snížení rychlosti toku krve v místě působení. MHD roste se zvětšujícím se průměrem cévy a intenzitou magnetického pole.



**Obrázek 33: Ukázka signálu svodu I u probanda 07 vně a uvnitř MR (vliv MHD na signál EKG).
[Zdroj vlastní]**

Metodou pro separaci „smíchaných“ signálů je analýza nezávislých komponent - Independent Component Analysis (ICA) je metoda separace signálů, která se snaží oddělit nezávislé signály, které byly nějakým způsobem smíchány. Pro matici Y , která je maticí smíchaných signálů platí

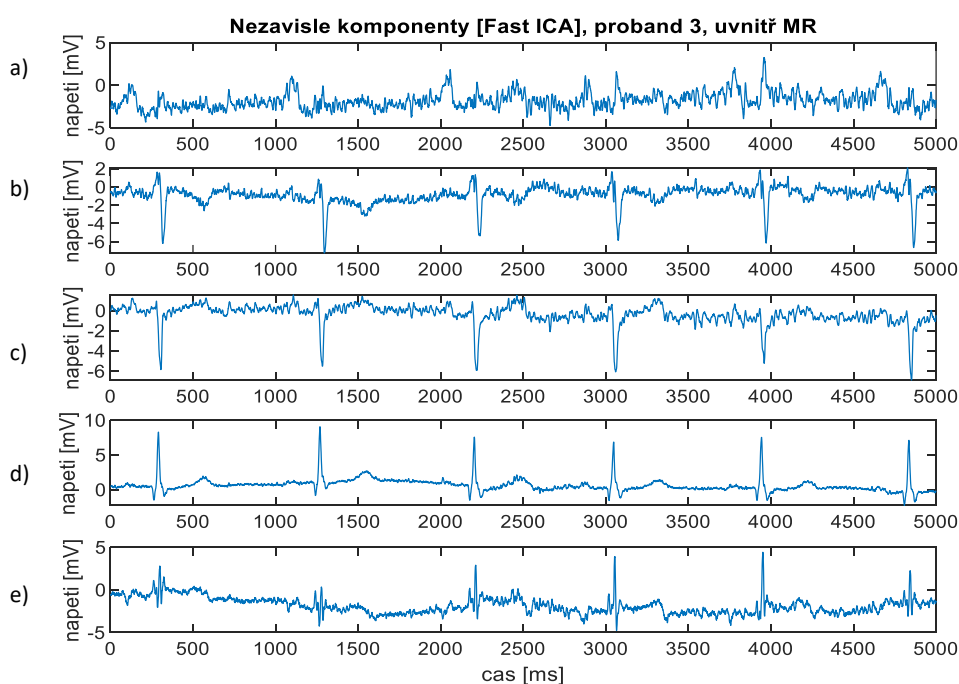
$$Y = M \cdot C, \quad (37)$$

Kde M je směšovací matice a C je matice jednotlivých komponent. Hledáme takovou inverzní matici W , pro kterou platí

$$W = M^{-1} \quad (38)$$

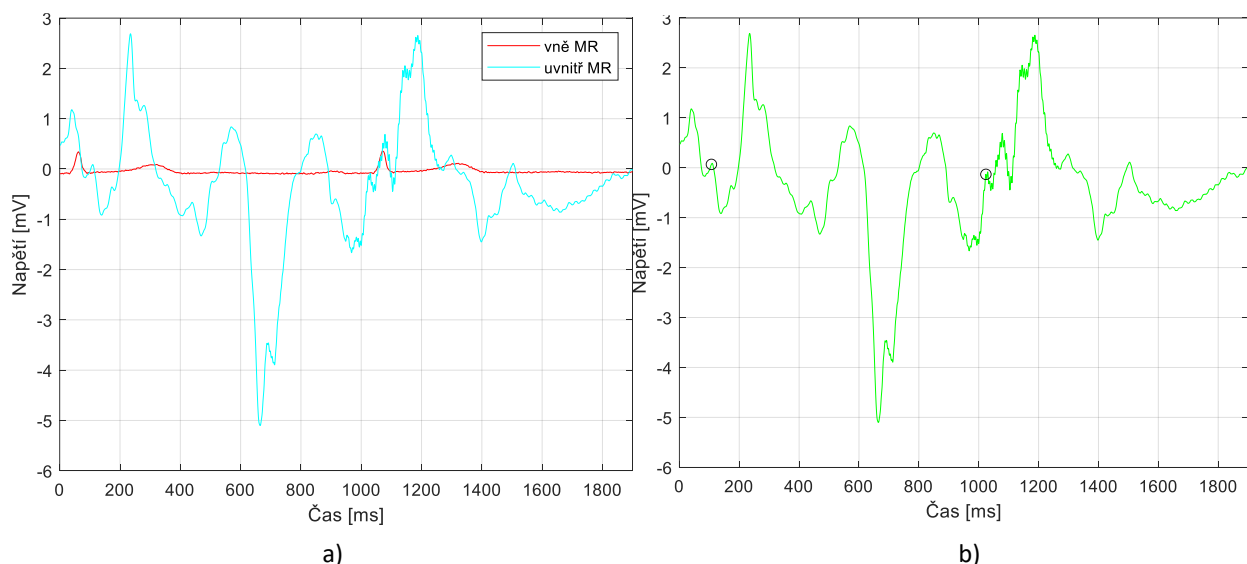
Nezávislé komponenty jsou skryté proměnné, které nemohou být přímo měřeny nebo pozorovány. V ICA tedy odhadujeme matici W a podle ní získáme nezávislé komponenty matice Y . Základní omezení pro ICA je, že nezávislé komponenty nesmí být Gausova typu. ICA také neposkytuje jednoznačný výsledek. Nemůžeme určit energii nezávislých komponent a jejich pořadí. Před aplikací ICA je nutné signály předzpracovat a zlepšit tak podmínky pro odhad jednotlivých komponent. První částí předzpracování je centrování y . Provádí se odečtením střední hodnoty y od vzorků signálu y . Druhá část je vybělení pozorovaných proměnných. To znamená, že transformujeme pozorovaný vektor y lineárně tak, že získáme nový vektor \tilde{y} , který je vybělený. Bělení redukuje počet odhadnutých parametrů z n^2 na $n(n-1)/2$. [52]

Jako matice Y byly určeny signály z EKG svodů I, II, V1 – V6. Po předzpracování (centrování a bělení) byl na signály aplikován algoritmus FastICA pro nalezení hlavního trendu EKG, tedy té komponenty, která nejvíce odpovídá nativnímu EKG signálu, bez artefaktů. Na obrázku 35 je nejlépe odpovídající komponenta vidět v grafu d). Algoritmus pro FastICA i předzpracování signálu je dostupný zde [53].



Obrázek 34: Nezavisle komponenty u probanda 3, signál snímaný uvnitř MR. [Zdroj vlastní]

Pro detekci R kmitů byla použita vybraná komponenta, která transformovala extrémny zpracovávaného signálu (svodu EKG) na průchody nulou a inflexní body převedla na extrémny. Lokální maximum signálu svodu EKG lze stanovit ve shodném čase, kdy signál prochází nulovou hodnotou. Signál je následně rozdělen na jednotlivé části a v každém z těchto úseků je detekován vrchol s nejvyšší amplitudou. K nalezení nejvyšší hodnoty amplitudy slouží mezní prahová hodnota. Pro její nastavení je nutné stanovit výpočtem tepovou frekvenci probanda. Pro výpočet odhadu tepové frekvence bylo zvoleno okno šířky 100 ms a krok 50 ms. V každém kroku byla vypočtena směrodatná odchylka signálu. Vzniklá křivka vytvoří z R kmitů výrazné peaky. Při detekci zde byla tato mezní prahová hodnota nastavena do oblasti dvou třetin nejvyšší amplitudy peaků. Výpočet tepové frekvence byl získán z počtu nalezených R kmitů. Díky znalosti tepové frekvence byla stanovena mez, při jejímž překročení došlo k detekci maximální amplitudy a tím nalezeny informace o umístění R kmitu. Nejvyšší amplituda byla lokalizována kladná i záporná. Lokalizace R vlny na signálu je ve shodném čase s nejhodnějši komponentou, v závislosti na odhadnuté tepové frekvenci. [17]



Obrázek 35: Signál svodu I probanda 03 vně a uvnitř MR: a) vykreslení signálů, b) signál svodu I uvnitř MR s detekovaným kmitem R. [Zdroj vlastní]

Na základě detekce R kmitu byl vybrán úsek z obou stran R kmitu manuálně tak, aby byl extrahován cyklus komplexu QRS (zpravidla 50 vzorků z každé strany). Takto byly stanoveny úseky kolem všech detekovaných R kmitů, zarovnány podle vrcholu R a z takto synchronizovaných úseků byla vypočítána průměrná křivka QRS komplexu. [17]

4.3 Transformace EKG na VKG

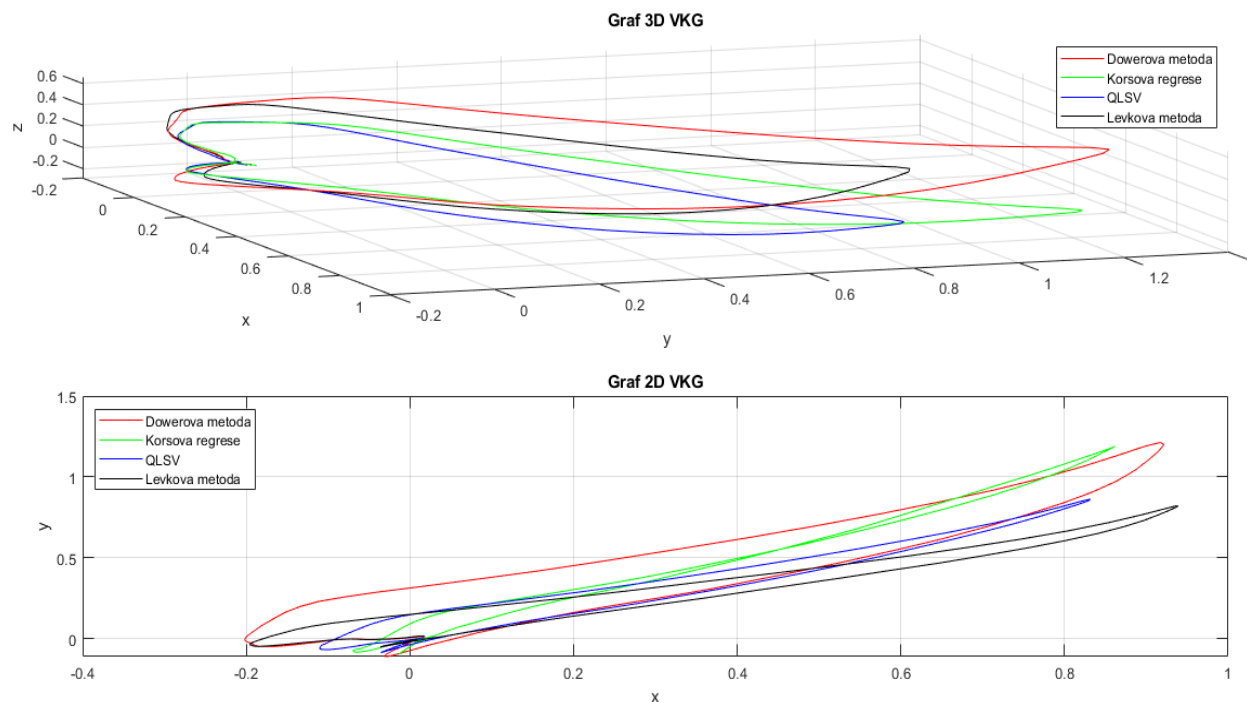
Pro analýzu VKG křivek byly vybrány z metod popsanych v kapitole 2.5 následující čtyři metody:

- inverzní Dowerova metoda,
- metoda QLSV,
- Korsova regresní metoda,
- Levkova metoda.

K určení ortogonálních svodů x , y a z , respektive tří řádkové matice VKG , je využito lineární kombinace osmi svodů EKG (Einthovenových svodů I, II a hrudních svodů V1 – V6), které jsou vynásobeny pomocí transformačních matic koeficientů M pro každou metodu dosazením do vzorce

$$VKG = M \cdot E, \quad (39)$$

kde E je matice, jejíž řádky znázorňují svody EKG. Výsledkem jsou tedy tři svody, odpovídající svodům Frankovým, které je možné zobrazit v grafu 2D nebo 3D a vytvořit tak vektorkardiogramy.



Obrázek 36: Ukázka transformovaného QRS komplexu čtyřmi transformačními metodami. Nahoře zobrazení v prostoru, dole ve dvourozměrné. [Zdroj vlastní]

4.4 Parametry hodnocení signálů EKG

4.4.1 Hodnocení v časové doméně

Pro objektivní zhodnocení signálů EKG snímaných vně a uvnitř magnetické rezonance byly vybrány níže uvedené parametry, které umožní zhodnotit míru podobnosti (nebo rozdílnosti) signálů v časové doméně. Vyhodnoceny byly níže popsané parametry korelace, MSE, RMSE a MAE.

Dvě náhodné veličiny jsou vzájemně nezávislé, když libovolná hodnota jedné náhodné veličiny nemá vliv na pravděpodobnost realizace druhé náhodné veličiny. Závislost/nezávislost vzájemného vztahu dvou hodnot lze zjistit dle hodnot korelačního a kovariančního koeficientu.

Kovariance, je charakteristika, která nám dává informaci o síle vztahu mezi veličinami x a y . Velká kovariance znamená, že je silná vazba mezi proměnnými. Pro správnou interpretaci je u kovariance vhodné porovnávat veličiny se shodnými jednotkami. Kovariance je střední hodnota součinu centrovaných veličin, tj. po odečtení jejich příslušných středních hodnot:

$$K_{xy}(i, j) = \frac{1}{M} \cdot \sum_{i=0}^M [x(i) - E(i)] \cdot [y(j) - E(j)] \quad (40)$$

Korelační koeficient nabývá hodnot v intervalu $\langle -1, 1 \rangle$, popřípadě lze uvádět -100 % až 100 %. Nulová hodnota korelačního koeficientu značí lineární nezávislost a sledované hodnoty jsou nezávislé, nekorelované. Čím více se blíží výsledek 1, lze konstatovat zvyšující se přímou závislost, hodnota -1 pak znamená nepřímou závislost. Korelace mezi dvěma různými signály, tedy vzájemná korelace (angl. cross-correlation) Korelace je střední hodnota součinu dvojice náhodných proměnných signálů x a y :

$$R_{xy}(i, j) = \frac{1}{M} \cdot \sum_{i=0}^M x(i)y(j) \quad (41)$$

Korelace je bezrozměrná (na rozdíl od kovariance), při interpretaci výsledku není problém s různými měřítky u jednotlivých veličin. Nejpřesnější kvantifikační parametr je výše zmíněný (Pearsonův) korelační koeficient [17,45]:

$$\rho_{xy} = \frac{K_{xy}}{\sigma_x \cdot \sigma_y} \quad (42)$$

kde σ je směrodatná odchylka příslušného signálu. Při hodnocení míry podobnosti vycházíme z absolutní hodnoty korelačního koeficientu, kdy se v praxi zpravidla závislost menší než 0,3, respektive 30 % považuje za neprokázanou.

Mezi další parametry, které zkoumají charakter rozdílů mezi dvěma hodnotami, je průměrná (střední) kvadratická (čtvercová) chyba (MSE z angl. mean squared error nebo MSD z mean squared deviation). Jedná se o veličinu vyjadřující přesnost odhadů pomocí střední hodnoty druhých mocnin rozdílů mezi odhadem či měřením a skutečností a platí, že čím je odhad přesnější, tím je střední kvadratická chyba menší. V našem případě bude naměřená hodnota EKG vně MR brána jako referenční, hodnoty uvnitř jako naměřené.

$$MSE = \frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n (x(i) - y(j))^2 \quad (43)$$

Ukazatel RMSE získáme odmocninou MSE. RMSE z anglického root-mean-square error (nebo root-mean-square error (RMSD)) je vždy nezáporné a hodnota 0 (téměř nikdy nedosažená v praxi) by znamenala dokonalé přizpůsobení datům. Obecně je nižší RMSD lepší než vyšší. Ukazatel má největší přínos tam, kde nejsou žádoucí velké chyby.

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n (x(i) - y(j))^2} \quad (44)$$

Ve statistice je průměrná absolutní chyba (MAE z anglického mean absolute error) mírou rozdílu mezi dvěma spojitými proměnnými. Měří průměrnou velikost chyb v předpovězených hodnotách, tedy signálech měřených vně (x) a uvnitř (y) MR. Zda se jedná o záporné nebo kladné hodnoty není bráno v potaz.

$$MAE = \frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n |x(i) - y(j)| \quad (45)$$

Výše uvedenými parametry byly porovnány signály z 12 svodového EKG vně a uvnitř MR a dále střední hodnoty signálů QRS komplexu. Analýza dat je v příloze k této práci, vyhodnocení v kapitolách 5 a 6. Porovnání signálů bylo provedeno v časové i frekvenční oblasti.

Tabulka 11: Výpočet statistických parametrů mezi signály vně a uvnitř MR – EKG proband 01.
[Zdroj vlastní]

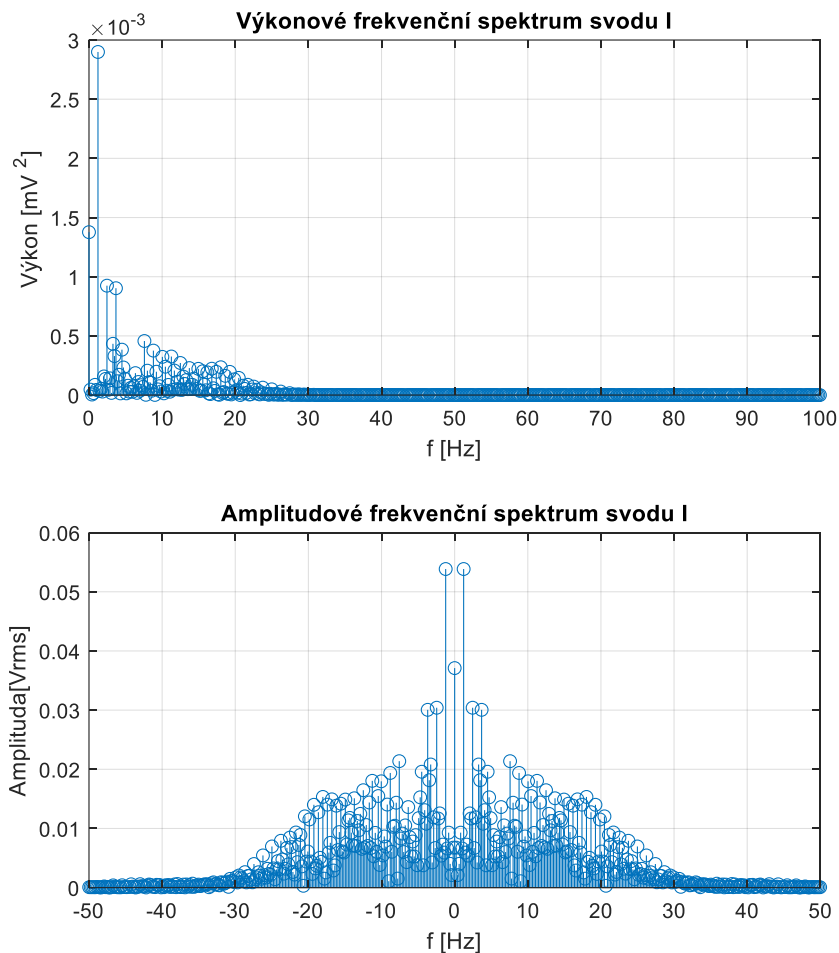
Svod u probanda 01	COR [%]	MSE	RMSE [mV]	MAE [mV]
I	0,5791	0,2592	0,5091	0,4397
II	6,5579	0,4930	0,7021	0,5712
III	11,3268	0,4939	0,7028	0,5291
aVR	1,6292	0,2494	0,4994	0,4229
aVL	11,0805	0,2562	0,5061	0,3865
aVF	9,2249	0,4389	0,6625	0,5149
V1	15,0807	0,0859	0,2931	0,2353
V2	6,5792	0,0972	0,3118	0,2452
V3	6,2745	0,1571	0,3964	0,3268
V4	13,9323	0,1760	0,4201	0,3387
V5	13,4269	0,1845	0,4295	0,3387
V6	15,9864	0,1702	0,4126	0,3199
průměr	9,3065	0,2551	0,4871	0,3891

4.4.2 Hodnocení ve frekvenční doméně

Popisem signálu ve frekvenční oblasti získáme frekvenční spektrum, sloužící k rozboru frekvenčních složek signálu. Zjišťuje, jaká spektra jsou zastoupena v jednotlivých signálech a jaké jsou jejich změny. Matematickým základem těchto metod jsou ortogonální transformace, které přiřazují časovému průběhu signálu spektrum, a naopak spektru signál.

Nejčastější metodou pro získání tohoto spektra je Fourierova transformace (FT). Jedná se o integrální transformaci, která slouží pro převod signálů z časové oblasti (ve spojitém i diskretním čase) do oblasti frekvenční. Rychlá Fourierova transformace (Fast Fourier transform, FFT) je algoritmus, který snižuje výpočetní náklady FT nebo jinými přímými transformacemi. Výhodou Fourierovy transformace je skutečnost, že transformací se neztrácí informace o čase, jak je tomu například při analýze vlnkovou transformací. [17,18]

Statistické vyhodnocení, porovnání vypočtených parametrů, bylo provedeno téměř analogicky jako pro signály v časové doméně, tedy byly vyhodnoceny parametry korelace, MSE, RMSE. MAE ve frekvenční doméně nelze řešit (nejedná se o spojitou proměnnou), doplněna byla ale maximální frekvence ve spektru a maximální výkon v daném svodu u jednotlivých probandů vně a uvnitř MR. Ve vyhodnocovací tabulce je uveden rozdíl hodnot OUT – IN, to znamená, že záporná hodnota o kolik je vyšší maximální frekvence uvnitř MR oproti signálu uvnitř. Příklad grafického výstupu výkonového a amplitudového frekvenčního spektra je vidět na obrázku 37.



Obrázek 37: Výkonové a amplitudové frekvenční spektrum - svod I, proband 02, snímáno vně MR. [Zdroj vlastní]

4.5 Parametry hodnocení signálů VKG

Vektorkardiogram je trojrozměrný signál, který získáme po zaznamenání velikosti, a i směru vektoru osy srdeční v každém časovém úseku. Po propojení hrotů všech takto získaných vektorů vznikne vektorkardiografická smyčka, jejíž klasifikace a hodnocení je složitá. Protože tato práce z část navazuje na výzkum a zjištění práce [17], byly pro hodnocení parametrů křivky VKG použity shodné příznaky. Konkrétně se jedná o maximální vzdálenost smyčky QRS a jejího těžiště, obvod QRS smyčky, maximální velikost vektoru QRS smyčky a průměrný vektor křivosti. [24,38]

Těžiště každého objektu (prostorového i rovinného) je dáno souřadnicemi os prostoru. Při výpočtu parametru maximální vzdáleností QRS smyčky od jejího těžiště byly souřadnice těžiště vypočteny jako průměry jednotlivých svodů X, Y a Z. Dále byla vypočtena euklidovská vzdálenost těžiště ke každému bodu smyčky QRS komplexu a následně nalezena maximální hodnota z těchto vzdáleností. Maximální vzdálenost mezi těžištěm a QRS smyčkou byla vypočtena

$$T = \sqrt{(X_T - X_S)^2 + (Y_T - Y_S)^2 + (Z_T - Z_S)^2} \quad (\text{mV}) \quad (46)$$

X_T, Y_T, Z_T jsou souřadnice těžiště a X_S, Y_S, Z_S souřadnice bodů QRS smyčky ve zvolených svodech. [17] Obvod smyčky QRS je obvodem křivky. Křivku můžeme definovat jako objekt, který vznikne spojitou deformací intervalu na reálné ose. V případě QRS smyčky se jedná o prostorový objekt. Pro určení obvodu byla smyčka QRS komplexu promítnuta do roviny, a to pomocí analýzy hlavních komponent. Metoda snižuje počet proměnných a transformuje je na nové, vzájemně související. Při analýze komponent QRS smyčky získáme ze tří původních souřadnic dva nové prvky. První, hlavní, prvek popisuje největší část rozptylu původních dat. Druhý prvek obsahuje další část rozptylu, která nebyla obsažena v prvku prvním. Komponenty jsou navzájem kolmé a představují tak souřadnice roviny. Obvod smyčky pak vypočítáme

$$O = \int \sqrt{x'(t)^2 + y'(t)^2} dt \quad (47)$$

kde x a y jsou první a druhá hlavní komponenta. [17,48]

Maximální velikosti vektor QRS komplexu dosahuje při depolarizaci komor, kdy R vlna EKG dosahuje maximálních hodnot. Maximální vektor byl vypočten jako absolutní hodnota z velikosti R kmitu ve svodech x, y a z průměrného QRS komplexu podle vzorce

$$|V| = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2} \quad (48)$$

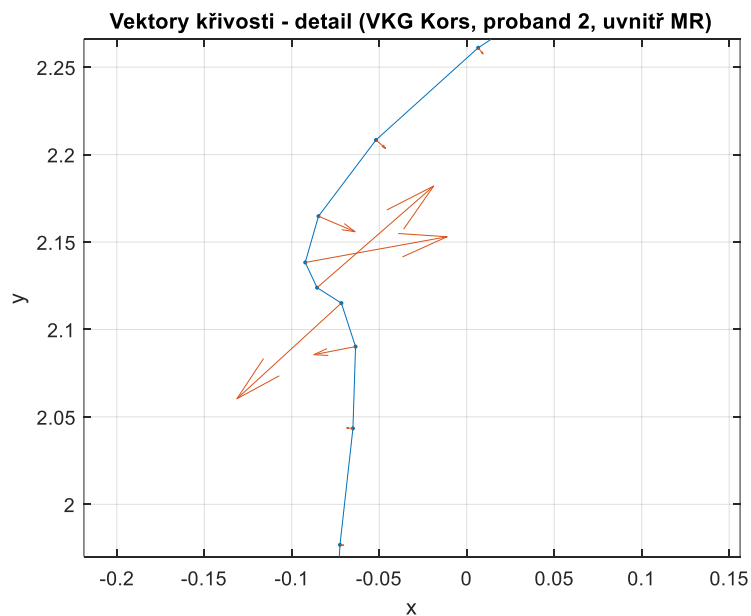
[17]

Při hledání průměrného vektoru křivosti byla základní úvaha taková, že průměrná křivost charakterizuje celkové zakřivení oblouku. V různých částech oblouku bude ale zakřivení různé. Průměrná křivost bude tím přesněji charakterizovat zakřivení oblouku křivky v různých bodech, čím menší bude délka oblouku. Průměrná křivost oblouku je dána

$$K = \frac{\alpha}{MM'} \quad (49)$$

kde α je úhel který svírají dvě tečny ke křivce v bodech M a M' . Pro změnu polohy bodů M a M' po křivce v rovině platí, že při stejném úhlu, o který se otočí tečna, je zakřivení tím větší, čím kratší je délka oblouku. Jestliže sledovaná křivka je kružnice o poloměru r , pak v každém jejím bodě platí

$$K = \frac{1}{r} \quad (50)$$



Obrázek 38: Detail křivky VKG se zobrazenými jednotlivými vektory křivosti. [Zdroj vlastní]

Hledáme tedy průměrný vektor křivosti křivky složený z jednotlivých křivostí kružnic se středy P . Předpokládáme, že souřadnice x , y a z , tedy $P_i = [x_i, y_i, z_i]$ jsou souřadnicemi křivky. Jednotlivé body P jsou umístěny na křivce. Vzniklá kružnice prochází vrcholy trojúhelníku tvořenými sousedními body P_{i-1} , P_i a P_{i+1} a nazývá se kružnice opsaná. Výpočetní skript pro Matlab byl získán [50]. [17,49,50]

5. Kvantitativní analýza příznaků vlivu MR zobrazování

Základním předpokladem pro splnění zadání bylo získat ukazatele, podle kterých by bylo možné provést analýzu signálů EKG, separovaných průměrných QRS komplexů a z nich transformovaných VKG křivek. Signály EKG průměrné QRS komplexy byly podrobeny časově frekvenční analýze a byly vypočteny korelační koeficient, střední kvadratická chyba MSE a odmocnina střední kvadratické chyby RMSE mezi signály vně a uvnitř (out/in) magnetické rezonance. V časové oblasti byla také vypočtena střední absolutní chyba MAE a v oblasti frekvenční maximální hodnota amplitudy a výkonu signálu, resp. průměrného komplexu. QRS.

U signálů EKG byl proveden výpočet mezi signály v rozpětí 0 až 5000 ms u všech 12 svodů EKG. Průměrné QRS komplexy byly porovnávány již jen na 8 svodech. Konkrétně dvou Einthovenových svodech I a II a 6 hrudních svodech V1 až V6, a to ze dvou důvodů:

- vykazují nejlepší výsledky při hodnocení v časové oblasti,
- jsou využity při transformaci EKG na VKG pomocí transformačních matic.

Transformací získané VKG křivky byly vyhodnoceny z hlediska morfologického. Byly vypočteny výše popsané příznaky: obvod smyčky, křivost smyčky, maximální velikost vektoru QRS smyčky a maximální vzdálenost QRS smyčky od jejího těžiště. Celkově pak byl vypočten korelační koeficient mezi hodnotami příznaků vně a uvnitř magnetické rezonance, a to za jednotlivé příznaky a jednotlivé metody transformace (inverzní Dowerova transformace, Levkova metoda, metoda QLSV a Korsova regresní metoda). Mezi příznaky vně a uvnitř MR byl vypočten rozdíl. Jednotlivé křivky byly také graficky zobrazeny a subjektivně posouzeny v souvislosti se získanými hodnotami příznaků.

Veškeré výsledky jsou uvedeny v příloze VII. Tabulky a grafické zpracování parametrů a příznaků získaných analýzou dat (statistika_EKG_VKG.xlsx). V následujících podkapitolách budou uvedeny výsledky sumárně a pouze ukázky grafických výstupů.

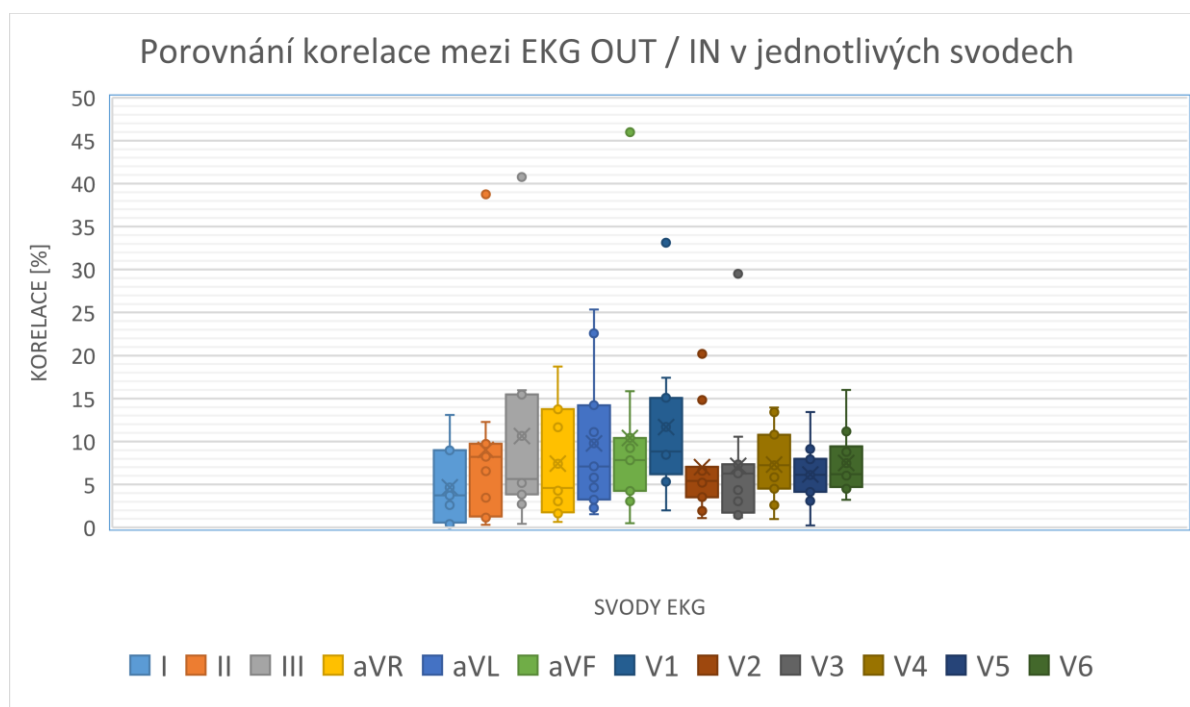
5.1 Zpracování výsledků EKG signálů

Statistické výpočty byly provedeny na 12 svodových signálech deseti probandů v časovém úseku 5 s, pro všechny svody vně a uvnitř magnetické rezonance. Signály byly před výpočty vyhlazeny filtrem typu Savitzky-Golay. Před touto analýzou nedošlo k jiným úpravám z důvodu co nejmenšího zkreslení naměřených dat. V rámci hodnocení u jednotlivých statistických parametrů byly vyhodnoceny svody a data probandů s nejlepší nebo nejhorší charakteristikou. Tento poznatek bude v závěru diskutován s výsledky analýzy transformovaných VKG křivek.

Korelační koeficient vyjadřuje vzájemnou závislost nebo nezávislost dvou náhodných veličin a nabývá hodnot v intervalu $(-1,1)$, vyjádřeno v procentech -100 % až 100 %. Nulová hodnota korelačního koeficientu značí lineární nezávislost sledovaných veličin, hodnoty jsou nekorelované, při hodnotě koeficientu 1 je tomu naopak.

V případě EKG signálů v časové doméně měřených vně a uvnitř magnetické rezonance dosáhl koeficient maximální hodnoty 45,97 %. Tato hodnota je ale ojedinělá, statisticky odlehlá, průměrná hodnota v rámci všech 12 svodů a všech probandů je 8,23 %.

Největší shodu vykazují v průměru svody III, aVF a V1 (korelační koeficient 10,41 % - 11,68 %) a signál probanda 4 (18,80 %). Nejmenší rozptyl v rámci svodu vykazují svody hrudní svody V1 až V6. Obecně ale lze konstatovat, že signály naměřené vně a uvnitř magnetické rezonance jsou vzájemně nezávislé.



Graf 1: Porovnání korelace u EKG signálů vně a uvnitř MR v časové oblasti. [Zdroj vlastní]

Tabulka 12: Porovnání MAE v časové oblasti vně a uvnitř MR u 12 svodového EKG. Barevná škála výsledků: tmavě zelená nejhorší shoda, tmavě červená nejlepší shoda. Žlutě označené svody a probandi - nejlepší shoda, modře - nejhorší shoda. [Zdroj vlastní]

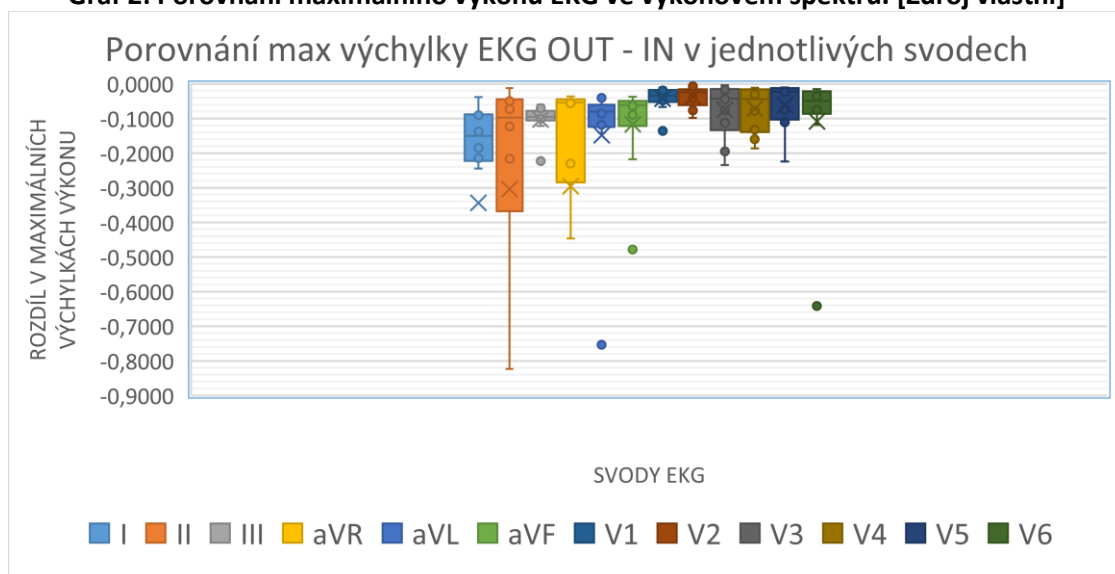
MAE														
Prob. / Svod	I	II	III	aVR	aVL	aVF	V1	V2	V3	V4	V5	V6	CELK.PROB.	
1	0,44	0,57	0,53	0,42	0,39	0,51	0,24	0,25	0,33	0,34	0,34	0,32	0,39	
2	0,69	0,86	0,74	0,70	0,58	0,69	0,54	0,55	0,46	0,56	0,49	0,62	0,62	
3	0,77	0,76	0,98	0,58	0,79	0,79	0,62	0,56	0,46	0,53	0,51	0,57	0,66	
4	0,71	1,02	0,76	0,78	0,49	0,82	0,36	0,34	0,53	0,43	0,32	0,29	0,57	
5	0,61	0,42	0,58	0,45	0,54	0,42	0,32	0,36	0,41	0,42	0,37	0,33	0,43	
6	0,92	0,82	0,77	0,76	0,74	0,69	0,47	0,42	0,69	0,68	0,45	0,49	0,66	
7	1,59	1,28	0,88	1,38	1,09	0,79	0,44	0,45	0,65	0,68	0,65	0,88	0,90	
8	0,84	0,71	0,70	0,68	0,69	0,59	0,41	0,50	0,57	0,56	0,48	0,48	0,60	
9	0,80	0,81	0,93	0,64	0,76	0,79	0,45	0,59	0,77	0,77	0,60	0,51	0,70	
10	0,75	0,71	0,89	0,56	0,74	0,72	0,34	0,58	0,84	0,77	0,67	0,57	0,68	
CELK.SVOD	0,81	0,80	0,78	0,70	0,68	0,68	0,42	0,46	0,57	0,57	0,49	0,51	0,62	

Pro parametry kvadratická čtvercová chyba MSE, odmocninu z MSE a průměrnou absolutní chybu MAE platí, že čím je výsledek menší, blíží se nule, dají se zkoumané veličiny považovat za shodné. Ve všech třech parametrech dosahuje průměrná hodnota parametru 0,62. Signály tedy nelze považovat za

shodné, což jen potvrzuje výsledky korelačního koeficientu. Nejlepší shodu v průměru vykazují signály probanda 5 a hrudní svody V1 a V2.

Ve frekvenční oblasti vykazují statistické hodnoty významně lepších výsledků. Hodnota korelačního koeficientu ve výkonovém spektru dosahuje hodnoty 36,71 % a u amplitudového spektra dokonce 60,18 %. Hodnoty MSE i RMSE se významně blíží nule a lze konstatovat, že ve frekvenční oblasti můžeme na signály pohlížet jako na závislé. Čtvrtým zjišťovaným parametrem ve frekvenční oblasti byla maximální hodnota amplitudy a výkonu signálu EKG vně a uvnitř MR. Ve všech případech (jednotlivých svodech i u všech probandů), jsou maximální hodnoty vyšší uvnitř magnetické rezonance. Magnetické pole má menší vliv na hrudní svody, které i v těchto parametrech vykazují lepší výsledky než svody ostatní.

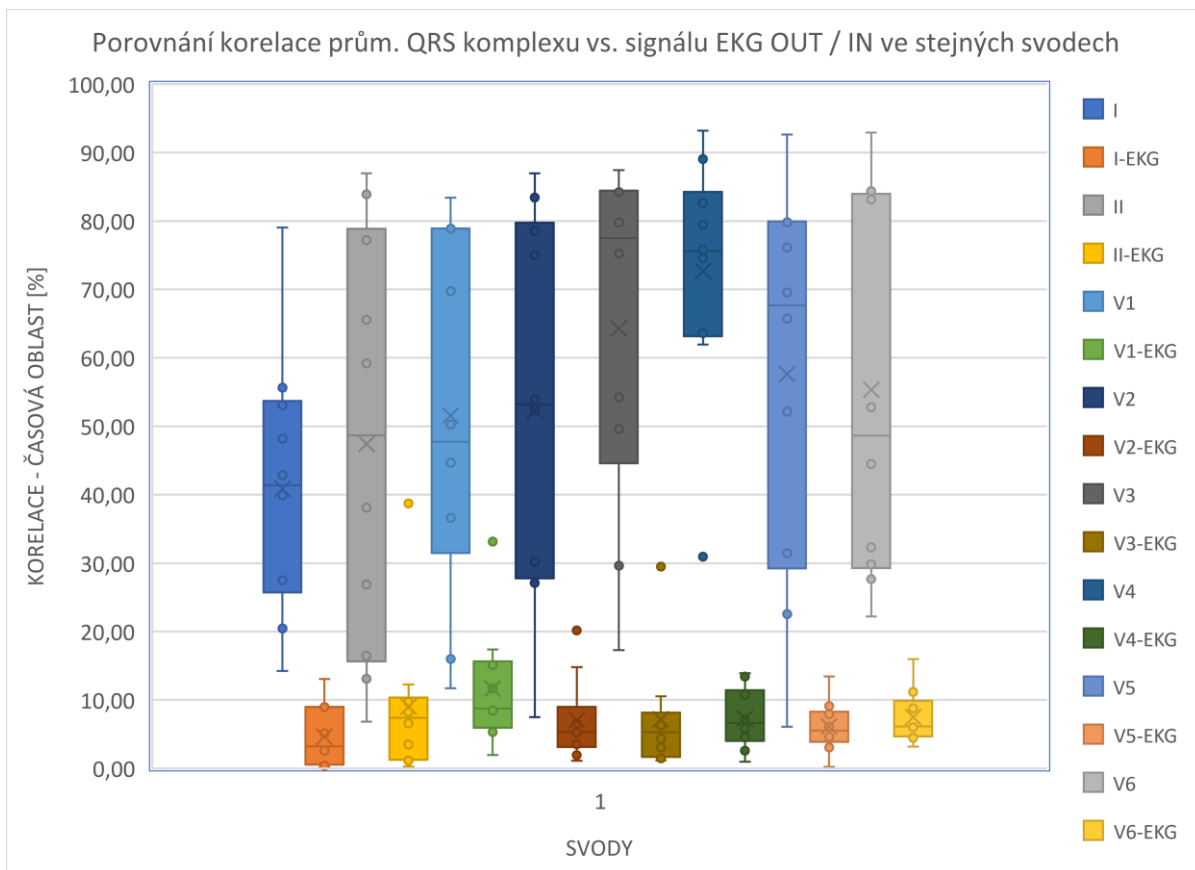
Graf 2: Porovnání maximálního výkonu EKG ve výkonovém spektru. [Zdroj vlastní]



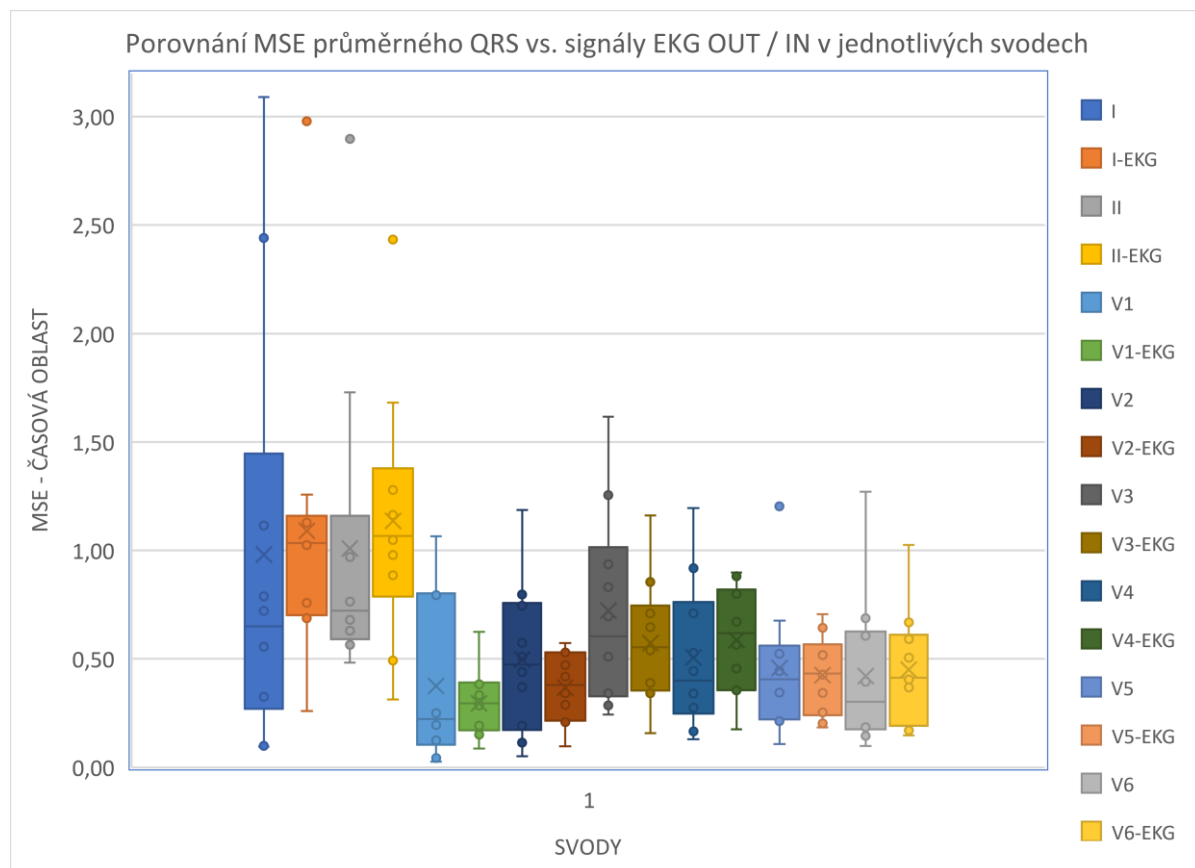
5.2 Zpracování výsledků průměrných QRS komplexů

Analýza QRS komplexů byla uskutečněna na vypočteném průměrném komplexu QRS u Einthovenových svodů I, II a hrudních svodů V1 až V6 u všech měřených probandů vně a uvnitř magnetické rezonance. Databáze těchto signálů byla získána z vyhlazených EKG dat, u nichž byla provedena korekce izolínie. Na takto předzpracované signály byl aplikován detektor R kmitů, který lokalizoval vlnu R na signálu v čase shodném s nejhodnější komponentou, v závislosti na odhadnuté tepové frekvenci. Příslušná komponenta byla vybrána z výsledků metody nezávislých komponent.

Korelační koeficient vypočtený pro signály v časové oblasti by měl být podle předpokladů na vyšších hodnotách než u samotných EKG signálů. U komplexů se jedná o stejné úseky signálů, kdy R kmit je středem hledané části křivky. Tento předpoklad se potvrdil. Průměrná hodnota za všechny probandy a svody dosáhla hodnoty 55,25 %, což se dá považovat za střední stupeň závislosti. U třech probandů vyšel průměrný korelační koeficient vyšší než 70 %. Hrudní svody u většiny probandů vykazují větší míru závislosti než hodnoty analyzovaných končetinových svodů.



Graf 3: Korelační koeficient průměrného QRS vs. signálů EKG v časové oblasti. [Zdroj vlastní]



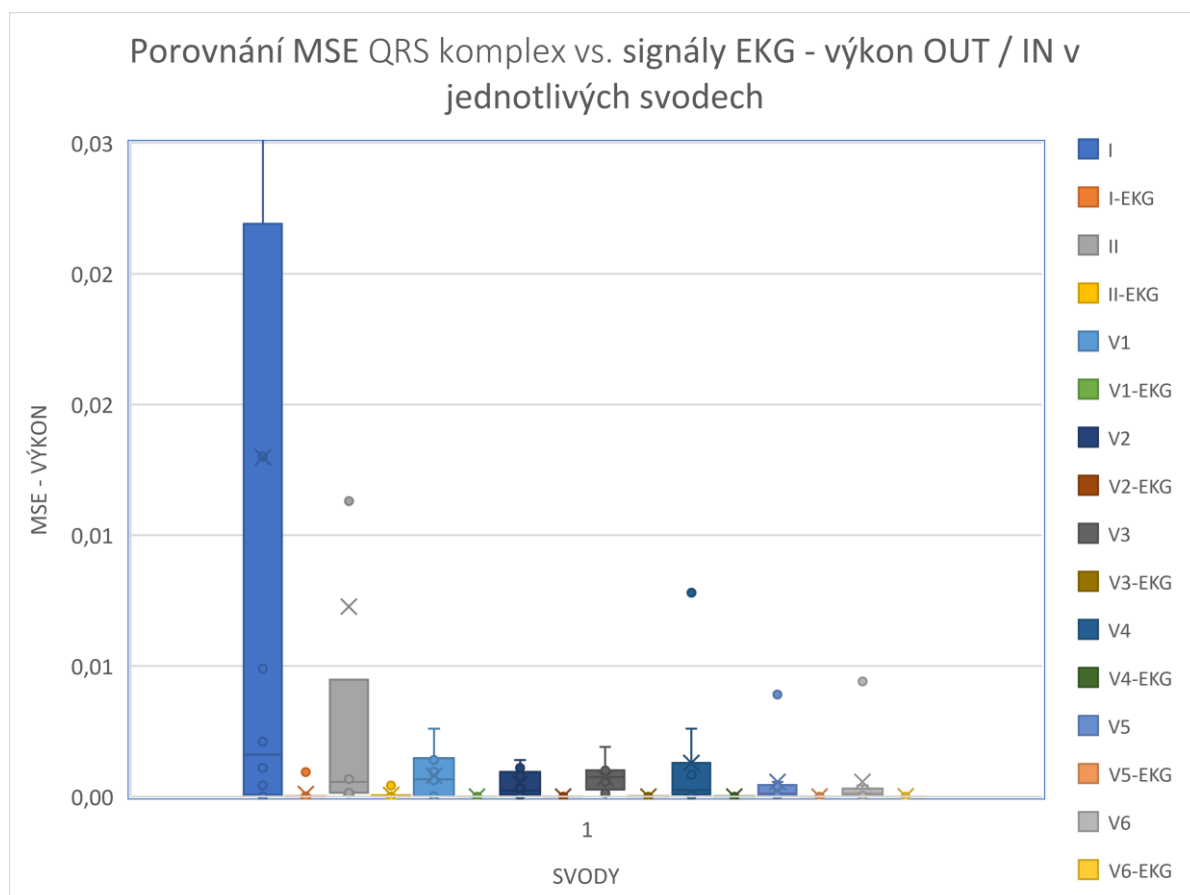
Graf 4: MSE v časové oblasti pro průměrného QRS vs. signály EKG vně/uvnitř MR. [Zdroj vlastní.]

I parametry MSE, RMSE a MAE v časové oblasti potvrzují závislost signálů vně a uvnitř magnetické rezonance. Průměrná hodnota MSE mezi komplexy QRS vně a uvnitř MR za všechny probandy vykazuje hodnotu 0,621, RMSE 0,723 a MAE 0,604. Při porovnání s hodnotami u EKG signálů (při přepočtu pouze za shodné svody) byly zjištěny hodnoty MSE 0,615, RMSE 0,739 a MAE 0,578. V parametrech rozdílů středních hodnot (MSE a RMSE) vykazují průměrné komplexy QRS větší závislost než signály EKG. Při porovnání střední absolutní chyby MAE mají lepší průměrný parametr z vybraných svodů signály EKG.

Přestože komplexy QRS vykazují ve všech statistických parametrech průměrně lepší výsledky než signály EKG ve srovnatelných svodech, je v rámci jednotlivých probandů větší rozsah hodnot ve všech hodnocených parametrech.

Ve frekvenční oblasti při hodnocení amplitudového a výkonového spektra dosahuje korelační koeficient v průměru 87,77 % u hodnocení amplitudového spektra a 80 % u výkonového spektra. Přestože nejnižší hodnoty se pohybují okolo 10 % vykazují hrudní svody u většiny probandů hodnot nad 90 %. Průměrné komplexy ve frekvenčním spektru vykazují vysokou závislost.

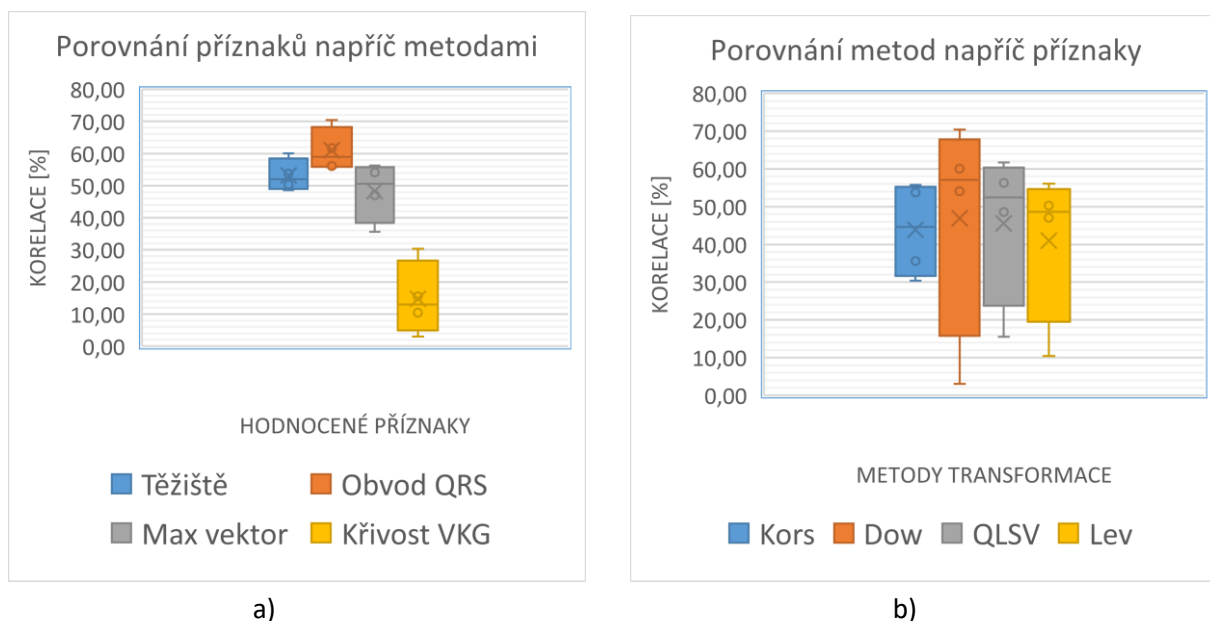
Rozdílné výsledky jsou u hodnocení MSE a RMSE ve frekvenční oblasti. Zde střední kvadratická chyba a odmocnina střední kvadratické chyby vykazují vyšší hodnoty. Při porovnání mezi QRS komplexy a signály EKG je zřejmé, že i rozsah hodnot je vyšší u QRS komplexů. Nelze ale mluvit o nezávislosti. Maximální dosažená hodnota činí 0,0486, limitně se tedy blíží nule.



Graf 5: MSE ve výkonovém spektru pro průměrný QRS vs. EKG vně/uvnitř MR. [Zdroj vlastní.]

5.3 Zpracování výsledků VKG křivek

Průměrné komplexy QRS byly transformovány na VKG křivky pomocí metod inverzní Dowerovy transformace, Levkovy transformace, QLSV a Korsovy regresní, popsanych v kapitole 2.5, kde jsou uvedeny i jednotlivé transformační matice. U takto získaných VKG křivek byl vypočten rozdíl mezi příznaky vně a uvnitř MR za jednotlivé probandy. Sledovanými příznaky jsou obvod smyčky, křivost smyčky, maximální velikost vektoru QRS smyčky a maximální vzdálenost QRS smyčky od jejího těžiště. Celkově pak byl vypočten korelační koeficient mezi hodnotami příznaků vně a uvnitř magnetické rezonance, a to za jednotlivé příznaky a jednotlivé metody transformace.



Graf 6: a) Korelace mezi příznaky v rámci metod transformací. b) Korelace metod transformací v rámci příznaků. [Zdroj vlastní]

Při porovnání příznaků nejlepší shodu vykazuje příznak obvod QRS, což je potvrzeno i neparametrickým F-testem, kdy hodnoty rozptýlů vně a uvnitř nejsou shodné, ale blíží se nulové hodnotě. Veškeré statistické výpočty byly provedeny v aplikaci Microsoft Excel.

Tabulka 13: Výsledky neparametrického F-testu shodnosti rozptýlů.

F-TEST	Kors	Dow	QLSV	Lev
Těžiště	0,2538	0,0376	0,1864	0,0830
Obvod QRS	0,0001	0,0011	0,0076	0,0052
Max vektor	0,0269	0,0057	0,0693	0,1118
Křivost VKG	0,0013	0,0837	0,0000	0,0039

Obvod QRS komplexu je ve všech případech větší uvnitř magnetické rezonance, v průměru za všechny metody transformace došlo k nárůstu o 37,66 %. U Korsovy regresní metody byl nárůst 60,51 %, u ostatních metod transformace představoval nárůst kolem 30 %. Nejlepší hodnoty transformace dosahuje metoda QLSV.

Všechny příznaky byly podrobeny testu ANOVA pro testování více výběrových hodnot. Zde byly porovnány čtyři výběrové skupiny a testovány na hladině významnosti $\alpha = 0,05$, zda se liší difference příznaků vně a uvnitř MR u vybraného příznaku. Každá skupina hodnot byla jedna transformační metoda. Podobně byl proveden i test ANOVA dvou faktorový (OUT, IN) s opakováním (4 metody).

U testování příznaku obvod QRS komplexu hodnota $P = 0,327$ je větší než hladina významnosti, a proto zamítáme nulovou hypotézu rovnosti diferencí příznaku obvod QRS. U příznaků křivost smyčky, maximální velikost vektoru QRS a maximální vzdálenost QRS smyčky od jejího těžiště hodnota P vychází významně vyšší než hladina významnosti, i zde he nulová hodnota zamítnuta. U příznaku křivosti se $P = 0,579$, u dalších dvou příznaků je vyšší než $0,9$.

Tabulka 14: Výsledky testu ANOVA pro diferenci příznaku obvod QRS komplexu. [Zdroj vlastní]

Anova: jeden faktor						
OBVOD						
Faktor						
<i>Výběr</i>	<i>Počet</i>	<i>Součet</i>	<i>Průměr</i>	<i>Rozptyl</i>		
Kors	10	-26,6862	-2,66862	6,4562743		
Dow	10	-15,0368	-1,50368	3,3175573		
QLSV	10	-11,3282	-1,13282	2,1433399		
Lev	10	-14,0971	-1,40971	3,5462342		
ANOVA						
<i>Zdroj variability</i>	<i>SS</i>	<i>Rozdíl</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>	<i>Hodnota P</i>	<i>F krit</i>
Mezi výběry	13,809142	3	4,6030473	1,191	0,327	2,866
Všechny výběry	139,17065	36	3,8658514			
Celkem	152,97979	39				

6. Evaluace výsledků práce

Při analýze vlivu magnetické rezonance na diagnostickou hodnotu snímaných signálů EKG a VKG byly kvantitativně vyhodnoceny signály u deseti probandů, nasnímané vně a uvnitř magnetické rezonance. V různých zdrojích, jako například ve zde zmíněných rešerších v kapitole 3., bylo konstatováno, že magnetické pole rezonance má vliv na signál EKG (a tedy i VKG). Jedná se o vliv magnetického pole známý pod názvem magnetohydrodynamický efekt a změny signálu jsou tím větší, čím větší je síla magnetu. MHD roste se zvětšujícím se průměrem cévy a intenzitou magnetického pole.

6.1 Vyhodnocení výsledků EKG a průměrných QRS komplexů

V rámci analýzy EKG signálů bylo provedeno srovnání signálů 12 svodového EKG deseti probandů vně a uvnitř MR pouze na vyhlazených signálech bez další úprav (např. korekce izolinie), aby nemohlo dojít ke snížení, popřípadě ztrátě diagnostické informace. Průměrná hodnota korelačního koeficientu při hodnocení v časové oblasti dosahuje hodnoty 8,23 %, Nejvyšší hodnoty dosahuje svod V1, a to 11,68 %. Tento svod vykazuje dobré výsledky oproti ostatním svodům i v dalších hodnocených parametrech – MSE, RMSE a MAE. Průměrná hodnota MSE se pohybuje na hodnotě 0,71, pro svod V1 je na hodnotě 0,3. Obecně lze konstatovat, že hrudní svody vykazují větší míru shody než ostatní svody.

Ve frekvenční oblasti dosahují výsledky korelačního koeficientu vyšších hodnot: průměrná hodnota v amplitudovém spektru dosahuje hodnoty 60,18 %, ve výkonovém 36,71 %. Nejvyšší průměrná hodnota za parametry MSE a RMSE v obou spektrech je 0,0092 a lze ve frekvenčním spektru hovořit o shodnosti signálů. Ve většině měření dosahují lepších výsledků i ve frekvenční oblasti hrudní svody V1 až V6, tedy vliv magnetického pole je na hrudní svody nižší. Tuto skutečnost lze podpořit analýzou maximální amplitudy ve výkonovém a amplitudovém spektru. Hrudní svody vykazují menší rozdíly při měření vně a uvnitř MR, než svody ostatní, přičemž platí, že hodnoty uvnitř magnetické rezonance se zvyšují, u amplitudy v průměru o 0,26 a u výkonu o 0,14 mW.

Při analýze průměrných QRS komplexů existoval předpoklad, že korelační koeficient by měl dosahovat vyšších hodnot, protože se jedná o části EKG signálů s detekovaným R kmitem. Tento předpoklad se v časové oblasti potvrdil a korelační koeficient dosahuje průměrné hodnoty 55,25 %. Analýze bylo podrobeno pouze 8 svodů EKG. Vyjmuty byly svody III, aVF, aVR a aVL. Pro porovnání ze signály EKG – korelační koeficient stejných 8 svodů je v průměru 7,56 %. Maximální hodnoty MSE, RMSE a MAE se snížili (např. pro MSE 0,62), ale nelze tvrdit, že průměrné komplexy QRS jsou shodné.

Ve frekvenční oblasti vychází průměrná hodnota korelačního koeficientu pro amplitudu 87,77 %, pro výkon 80 %. Hrudní svody V1 až V6 vykazují lepší výsledky, než svody I a II. Hodnoty MSE a RMSE jsou stále nízké, ale nejvyšší dosažená průměrná hodnota 0,0384 je vyšší než u signálů EKG. Shodnost QRS komplexů je stále značná, ale hodnota se oproti signálům EKG zvýšila. A došlo i ke snížení hodnot v amplitudovém a výkonovém spektru. Tyto výsledky mohou být způsobeny v důsledku několika skutečností:

- správnost detekce QRS komplexů

- průměrný QRS komplex je uvnitř MR počítán z více komplexů (vyšší počet detekovaných komplexů souvisí se zvýšenou tepovou frekvencí, tedy lepší odhad hodnot)
- QRS komplexy jsou zároveň na izolínii

Nejhorší výsledky ve frekvenčním spektru za signály EKG i QRS komplexy obecně vykazují bipolární svody I a II (s jedinou výjimkou – korelační koeficient ve výkonovém spektru u EKG signálů). Je potvrzeno, že MHD roste se zvětšujícím se průměrem cévy a intenzitou magnetického pole. Výsledky analýzy naznačují souvislost umístění svodů EKG, MHD a vlivem na snímané signály. Lze konstatovat, že hrudní svody vykazují menší diference z důvodu absence větších cév v místě snímání signálu.

Při porovnání korelačních koeficientů svodů EKG signálů a QRS komplexů v časové oblasti bylo zjištěno, že korelace QRS komplexů je vyšší, ale rozsah hodnot u jednotlivých probandů a svodů je vyšší. Ve frekvenčním spektru je tento poměr obrácený, korelace je vyšší, rozsah hodnot menší.

6.2 Vyhodnocení výsledků VKG

VKG smyčky byly získány pomocí čtyř různých transformací. Analyzovány byly rozdíly mezi příznaky vně a uvnitř magnetické rezonance. Hodnocenými příznaky byly obvod smyčky, křivost smyčky, maximální velikost vektoru QRS smyčky a maximální vzdálenost QRS smyčky od jejího těžiště.

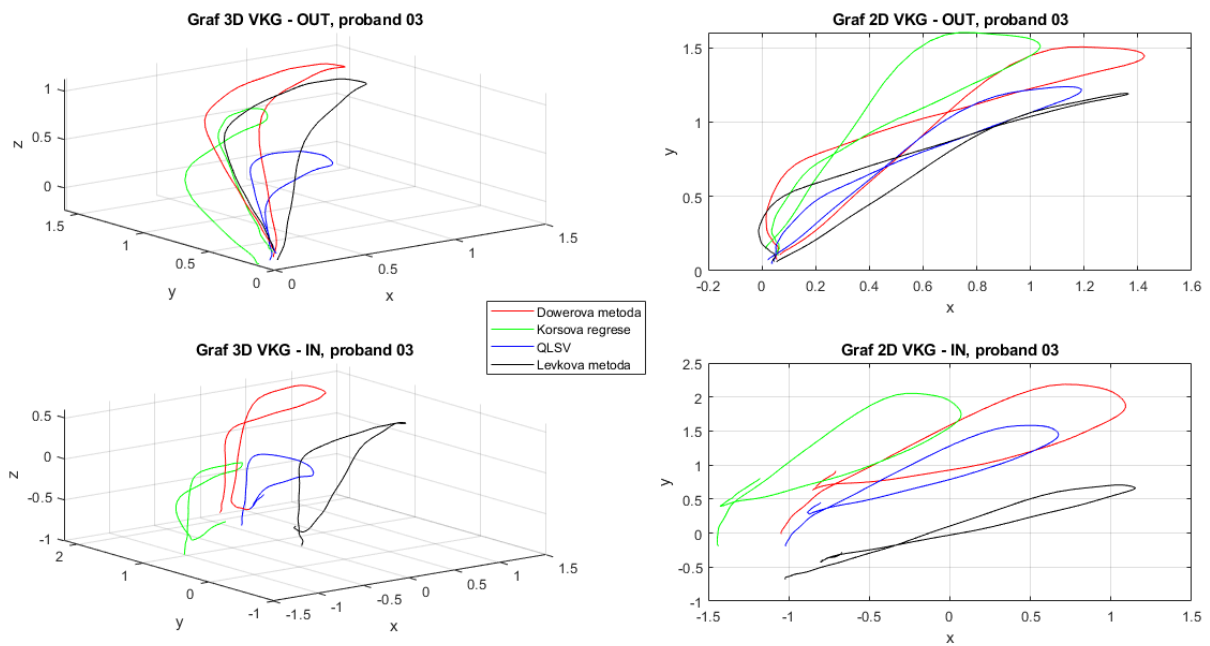
Výsledky příznaků byly podrobeny testu ANOVA pro data s více výběry a dvěma faktory s opakováním. Výstupem analýzy je skutečnost, že mimo dvou příznaků obvod QRS smyčky a maximální velikost vektoru QRS smyčky pro VKG vně a uvnitř MR nelze zamítnout nulovou hypotézu. Lze tedy tvrdit, že magnetické pole rezonance nemá statisticky významný vliv (na hladině významnosti $\alpha = 0,05$) na sledované příznaky křivost smyčky a maximální vzdálenost QRS smyčky od jejího těžiště, ani na zvolené metody transformace.

Při vyhodnocení diferencí jednotlivých příznaků vně a uvnitř MR bylo zjištěno, že obvod smyčky QRS vykazoval v průměru nejvyšší korelační koeficient. Nejvyšší míru shody 70,42 % dosáhla transformace pomocí Dowerovy metody, nejnižší shodu 55,78 % vykazuje Korsova regresní metoda. Z výsledků ANOVA je zřejmé, že vlivem magnetického pole rezonance se obvod QRS smyčky zvětší. Nejvíce vlivem Korsovy regresní metody, nejmenší vliv na obvod QRS smyčky má metoda QLSV.

Maximální velikost vektoru QRS smyčky dosahoval v průměru korelačního koeficientu 48,25 %, z metod dosáhla nejvyššího koeficientu metoda QLSV 56,27 %, nejnižší Korsova. Z výsledků ANOVA bylo zjištěno, že vlivem magnetického pole rezonance dochází ke snížení velikosti vektoru QRS smyčky. Nejvíce vlivem Dowerovy metody, nejmenší vliv má na velikost vektoru metoda QLSV.

Průměrné hodnoty korelačního koeficientu pro příznak křivost smyčky a maximální vzdálenost QRS smyčky od jejího těžiště jsou 14,83 % a 53,16 %. Z hodnocení jednotlivých metod vyplývá, že na základě nejmenšího rozptylu hodnot měřených příznaků vně a uvnitř rezonance, se jako nejvýhodnější metoda transformace jeví QLSV.

Při vizuálním subjektivním hodnocení transformovaných VKG křivek u jednotlivých probandů bylo zjištěno, že vlivem magnetického pole rezonance se mění pozice souřadnic jednotlivých bodů smyčky v prostoru. Změna u jednotlivých souřadnic pravděpodobně souvisí s elektrickým vektorem srdce. Změny hodnot souřadnic bodů x , y , z transformovaných křivek se mění i s použitou metodou transformace. Vizuálně bylo prokázáno, že nejmenší vliv na obvod VKG smyčka má transformační metoda QLSV.



Obrázek 39: Porovnání transformačních metod OUT/IN u jednotlivých probandů. [Zdroj vlastní]

7. Závěr

Cílem diplomové práce byla kvantitativní analýza příznaků vlivu magnetické rezonance na kvalitu signálů EKG a VKG. Analyzovány byly signály deseti probandů, kterým bylo snímáno 12 svodové EKG vně a uvnitř magnetické rezonance o síle magnetického pole 3 T.

Signály byly před prvotní analýzou vyhlazeny Savitzky-Golay filtrem, pro další analýzy byla provedena korekce izolinie metodou interpolace. Dalším krokem bylo nalezení R kmitu a detekce QRS komplexu na signálech vně i uvnitř magnetické rezonance. Pro nalezení R vlny byla použita metoda nezávislých komponent. Z detekovaných QRS komplexů byl vypočítán průměrný QRS komplex pro každý svod a probanda. Pomocí čtyř transformačních metod byly získány VKG smyčky, které byly, stejně jako signály EKG a na nich detekované QRS komplexy, podrobeny analýze.

Výpočty korelačních koeficientů u signálů EKG v časové oblasti potvrzují nezávislost signálů vně a uvnitř magnetické rezonance. Hodnoty MSE, RMSE a MAE vykazovaly hodnoty vzdálené nule, což potvrzuje, že signály jsou rozdílné. Ve frekvenční oblasti vliv magnetického pole na amplitudové a výkonové spektrum signálu je významně nižší. Korelační koeficient dosahuje pro amplitudové spektrum v průměru osmkrát vyšší hodnoty. Při hodnocení průměrných QRS komplexů v časové oblasti vykazuje korelační koeficient nadpoloviční závislost signálů. Ve frekvenční oblasti jsou výsledky o dalších 25 % lepší. Obecně lepších výsledků dosahují hrudní svody V1 až V6.

Na základě testu ANOVA pro data s více výběry a dvěma faktory s opakováním lze tvrdit, že magnetické pole rezonance nemá statisticky významný vliv (na hladině významnosti $\alpha = 0,05$) na sledované příznaky křivost smyčky a maximální vzdálenost QRS smyčky od jejího těžiště, ani na zvolené metody transformace. Vliv magnetického pole rezonance nelze zamítnout u příznaků obvod QRS smyčky a maximální velikost vektoru QRS smyčky pro VKG vně a uvnitř MR.

Výpočty bylo prokázáno, že obvod QRS smyčky se působením magnetického pole zvětšuje a dochází ke snížení velikosti vektoru QRS smyčky. Další příznaky vykazují změny vně a uvnitř MR, ale změny nejsou statisticky významné. Jako nejlepší metoda transformace EKG na VKG, měřena velikostí rozptylu, byla vyhodnocena metoda QLSV.

Z jednotlivých analýz je jednoznačně prokázán a kvantifikován vliv magnetické rezonance na kvalitu EKG a VKG. Subjektivním hodnocením vizualizovaných VKG křivek u jednotlivých probandů lze konstatovat, že vlivem magnetického pole rezonance se mění pozice souřadnic jednotlivých bodů smyčky v prostoru. Změna u jednotlivých souřadnic pravděpodobně souvisí s elektrickým vektorem srdce. Pro další práce se tak nabízí rozpracovat analýzu příznaku maximální velikost vektoru QRS smyčky v jednotlivých bodech souřadnicového systému v porovnání se směrem srdečního vektoru u zkoumaných probandů.

8. Literatura

- [1] EKG [online]. [cit. 2020-05-13]. Dostupné z: <https://www.kardiochirurgie.cz/ekg>
- [2] HAMAN, Petr. SRDEČNÍ PŘEVODNÍ SOUSTAVA. Ekg.kvalitne.cz [online]. [cit. 2020-05-13]. Dostupné z: <http://ekg.kvalitne.cz/system.htm>
- [3] Kardiograf. Wikipedia.org [online]. [cit. 2020-05-13]. Dostupné z: <https://cs.wikipedia.org/wiki/Kardiograf>
- [4] Elektrokardiogram. Wikipedia.org [online]. [cit. 2020-05-13]. Dostupné z: <https://cs.wikipedia.org/wiki/Elektrokardiogram>
- [5] HAMPTON, John R. EKG stručně, jasně, přehledně. Vyd. 1. čes. Praha: Grada, 1996. ISBN 80-716-9153-4.
- [6] EKG Kardioblog. Odhad elektrické osy srdce. [online]. [cit. 2020-05-13]. Dostupné z: <https://prezi.com/drzbws2o2eoj/odhad-elektricke-osy-srdce/>
- [7] SZPYRC, B. Měření parametrů kardiovaskulárního systému. Brno, 2008. Bakalářská práce. VUT. Vedoucí práce Ing. Jana Bardoňová, Ph.D.
- [8] GAVRONOVÁ, E. Analýza vlivu umístění elektrod při měření Frankovými svody. Ostrava, 2014. Diplomová práce. VŠB. Vedoucí práce Ing. Marek Penhaker, Ph.D.
- [9] BALÍK, Z. Detektor QRS komplexu. Brno, 2011. Bakalářská práce. VUT. Vedoucí práce Ing. Lukáš Smital.
- [10] PALÍK, O. Porovnání metod softwarové detekce QRS komplexu. Ostrava, 2018. Bakalářská práce. VŠB. Vedoucí práce Ing. Radana Kahánková.
- [11] LYSÁK, K. Metody detekce QRS komplexu. Brno, 2014. Bakalářská práce. VUT. Vedoucí práce Ing. Lukáš Smital.
- [12] QRS detektor založený na vlnkové transformaci. <http://www.elektrorevue.cz/> [online]. [cit. 2020-05-14]. Dostupné z: <http://www.elektrorevue.cz/clanky/05040/index.html>
- [13] BUCSUHÁZY, K. Detekce komplexu QRS u experimentálních záznamů EKG. Brno, 2013. Bakalářská práce. VUT. Vedoucí práce Ing. Martin Vítek, PhD.
- [14] PLAČKOVÁ, L. Detekce QRS komplexu s využitím oktantů. Ostrava, 2017. Diplomová práce. VŠB. Vedoucí práce Doc.Ing. Martin Černý, Ph.D.
- [15] THAKOR, NITISH, JOHN WEBSTER a WILLIS J. TOMPKINS. Estimation of QRS Complex Power Spectra for Design of a QRS Filter [online]. [cit. 2020-05-15]. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=4121752>
- [16] HAMPTON, John R. EKG stručně, jasně, přehledně. Vyd. 1. čes. Praha: Grada, 1996. ISBN 80-7169-153-4.
- [17] SLANINOVÁ, Lucie. Analýza VKG dat [online]. Ostrava, 2019 [cit. 2020-11-19]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/10084/136090>. Diplomová práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava.

- [18] MOHYLOVÁ, Jitka a Vladimír KRAJČA. Zpracování biosignálů [online]. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita, [2008] [cit. 2020-11-19]. ISBN isbn978-80-248-1491-9.
- [19] HAVLÍK, Jan. Biologické signály a jejich artefakty [online]. [cit. 2020-11-19]. Dostupné z: https://cw.fel.cvut.cz/b181/_media/courses/bam31let/01_biologicke_signaly_a_jejich_artefakty.pdf
- [20] KRŠKA, Radovan. Algoritmy pro zpracování EKG signálu. Zlín: Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně, 2015, 85 s. (76 121 znaků). Dostupné také z: <http://hdl.handle.net/10563/33817>. Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně. Fakulta aplikované informatiky, Ústav elektroniky a měření. Vedoucí práce Pospíšilík Martin.
- [21] Wiggersův diagram. In: Wikipedia [online]. [cit. 2020-11-25]. Dostupné z: https://cs.wikipedia.org/wiki/Wiggers%C5%AFv_diagram
- [22] Srdce. In: Wikiskripta [online]. [cit. 2020-11-25]. Dostupné z: <https://www.wikiskripta.eu/w/Srdce>
- [23] Elektrokardiografie. In: Wikiskripta [online]. [cit. 2020-11-25]. Dostupné z: <https://www.wikiskripta.eu/w/Elektrokardiografie?veaction=edit&ion=2>
- [24] SEDLÁŘ, M. Vektorkardiografie pro dlouhodobé záznamy. Brno, 2010. Dostupné také z: <https://dspace.vutbr.cz/xmlui/handle/11012/15695>. Diplomová práce. VUT. Vedoucí práce Ing. Jana Kolářová, Ph.D.
- [25] HEUSER, J.. Based upon Image: Heart anterior view coronal section.jpg by Patrick J. Lynch (Patrick J. Lynch; illustrator; C. Carl Jaffe; MD; cardiologist Yale University Center for Advanced Instructional Media) Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/P%C5%99evodn%C3%AD_syst%C3%A9m_srde%C4%8Dn%C3%AD#/media/File:RLS_12blauLeg.png
- [26] ODSTRČILÍK, Tadeáš. Analýza a zpracování EKG. Praha, 2015. Dostupné také z: <https://dspace.cvut.cz/handle/10467/61233>. Diplomová práce. České vysoké učení technické v Praze. Vypočetní a informační centrum.
- [27] HAMAN, Petr. Základy klinické elektrokardiografie. Praha: MEDPRINT, 1993.
- [28] DAREBNÍKOVÁ, Monika. \textit{Vyhodnocení biologických signálů} [online]. Ostrava, 2012 } [cit. 2020-12-05]. Dostupné z: <https://theses.cz/id/kzojep/>. Diplomová práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, Fakulta elektrotechniky a informatiky. Vedoucí práce Marek Penhaker.
- [29] WATFORD, Christopher. Understanding ECG filtering. [online]. 2014 [cit. 2020-12-05]. Dostupné z <http://ems12lead.com/2014/03/10/understanding-ecg-filtering/>
- [30] SMITAL, Lukáš. Vlnková filtrace elektrokardiogramů [online]. Brno, 2013 [cit. 2020-12-06]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/11012/25130>. Disertační práce. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Jiří Kozumplík.
- [31] ANISIMOVA, Elena, Jan BEDNÁŘ a Petr PÁTA. Zpracování obrazu pomocí vlnkové transformace. Elektrorevue [online]. 20.08.2013, 2013(4), 10 [cit. 2020-12-06]. ISSN 1213-1539. Dostupné z: elektrorevue.cz/cz/clanky/zpracovani-signalu/15/zpracovani-obrazu-pomoci-vlnkove-transformace--image-processing-using-the-wavelet-transform-/

- [32] STANKE, Ladislav. Elektronická interferometrie na bázi koherenční zrnitosti a její aplikace [online]. Olomouc, 2013 [cit. 2020-12-06]. Dostupné z: <https://theses.cz/id/0m6us5/00178033-997813058.pdf?zpet=%2Fvyhledavani%2F%3Fsearch%3Dstanke%26start%3D1&fbclid=IwAR1Fc5jsovpj5oLHVxoeghD27XidvawY4Be6T8nll38nDxG20aUOUSysfUU>. Magisterská práce. Univerzita Palackého v Olomouci. Přírodovědecká fakulta. Vedoucí práce Petr Šmíd.
- [33] Stanke, L.; Kubíček, J.; Vilimek, D.; Penhaker, M.; Černý, M.; Augustynek, M.; Slaninová, N.; Akram, MU Směrem k optimálnímu schématu deaktivace waveletů - nové prostorové a objemové mapování vyhlazení biomedicínských dat na bázi waveletů. *Senzory* 2020, 20, 5301.
- [34] KOZUMPLÍK, Jiří. Vlnkové transformace a jejich využití pro filtraci signálů EKG. Brno: VUTIUM, 2005. [cit. 2020-12-06]. Zkrácená verze dostupné online z https://www.vutbr.cz/vutium/spisy?action=ukazka&id=1102&publikace_id=13751. Habilitační práce.
- [35] KOPASOVÁ, Lucie. Měření a analýza bioelektrických signálů při vyšetření pacienta zobrazovacími metodami v medicíně. 2018
- [36] HANUS, Rostislav. Detekce QRS založená na počítání průchodů nulou. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektroniky a komunikačních technologií, 2012. Dostupné také z: https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=51755
- [37] PLEVA, Martin a Petr OUŘEDNÍČEK. MRI srdce: praktické využití z pohledu kardiologa. Praha: Grada, 2012. ISBN ISBN978-80-247-3931-1.
- [38] VONDRÁK, Jaroslav. Porovnání stávajících VKG svodových systémů a možnosti vzájemné transformace [online]. Ostrava, 2018 [cit. 2020-12-16]. Dostupné z: https://dspace.vsb.cz/bitstream/handle/10084/128614/VON0045_FEI_N2649_3901T009_2018.pdf?sequence=1. Diplomová práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava.
- [39] JAROŠ, René. Transformace 12-svodového EKG do VKG [online]. Ostrava, 2015. Dostupné z: https://dspace.vsb.cz/bitstream/handle/10084/108884/JAR0076_FEI_B2649_3901R039_2015.pdf?sequence=1&isAllowed=y. Diplomová práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava.
- [40] B. Bhatt and M. R. Reddy, "ICA Based Flow Artifact Removal from ECG during MRI," 2009 International Conference on Advances in Computing, Control, and Telecommunication Technologies, Trivandrum, Kerala, 2009, pp. 241-243, doi: 10.1109/ACT.2009.67.
- [41] A. Guillou, S. Ménétré, G. Petitmangin, J. Felblinger and L. Bonnemains, "Adaptive step size LMS for ECG artefact reduction during MRI," 2015 Computing in Cardiology Conference (CinC), Nice, 2015, pp. 761-764, doi: 10.1109/CIC.2015.7411022.
- [42] M. Haritopoulos, J. Krug, A. Illanes, M. Friebe and A. K. Nandi, "Cyclostationary analysis of ECG signals acquired inside an ultra-high field MRI scanner," 2017 25th European Signal Processing Conference (EUSIPCO), Kos, 2017, pp. 1300-1304, doi: 10.23919/EUSIPCO.2017.8081418.
- [43] Krug, J.W., Rose, G., Clifford, G.D. et al. ECG-based gating in ultra high field cardiovascular magnetic resonance using an independent component analysis approach. *J Cardiovasc Magn Reson* 15, 104 (2013). <https://doi.org/10.1186/1532-429X-15-104>
- [44] Fischer SE, Wickline SA, Lorenz CH. Novel real-time R-wave detection algorithm based on the vectorcardiogram for accurate gated magnetic resonance acquisitions. *Magnetic Resonance in*

Medicine. 1999 Aug;42(2):361-370. DOI: 10.1002/(sici)1522-2594(199908)42:2<361::aid-mrm18>3.0.co;2-9.

[45] ZAPLATÍLEK, Karel a Bohuslav DOŇAR. MATLAB: začínáme se signály. Praha: BEN - technická literatura, 2006. ISBN 8073002000.

[46] PILCH, Jiří. Metody zpracování fonokardiografie [online]. Ostrava, 2019 [cit. 2021-03-26]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/10084/138716>. Bakalářská práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava.

[47] Wikipedia contributors. Savitzky–Golay filter. Wikipedia, The Free Encyclopedia. January 13, 2021, 19:12 [online]. [cit. 2021-03-26]. Dostupné z: https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Savitzky%2E%80%93Golay_filter&oldid=1000133811.

[48] Integrální počet funkcí více proměnných: Křivka a její délka [online]. Skripta ČVUT, Praha, 2005 [cit. 2021-03-30]. Dostupné z: <https://math.feld.cvut.cz/tiser/intpocet.htm>.

[49] JAREŠOVÁ M., VOLF, Ivo. Matematika křivek. Studijní text pro řešitele FO a ostatní zájemce o fyziku. [cit. 2021-03-30]. Dostupné z: <http://fyzikalniolympiada.cz/texty/matematika/mkrivek.pdf>

[50] Are Mjaavatten (2021). Zakřivení 1D křivky v 2D nebo 3D prostoru (<https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/69452-curvature-of-a-1d-curve-in-a-2d-or-3d-space>), MATLAB Central File Exchange. Citováno 30. března 2021.

[51] J. W. Krug, M. Schmidt, G. Rose and M. Friebe, "A database of electrocardiogram signals acquired in different magnetic resonance imaging scanners," 2017 Computing in Cardiology (CinC), Rennes, France, 2017, pp. 1-4, doi: 10.22489/CinC.2017.132-090.

[52] KONOPKA, O., Analýza nezávislých komponent [online]. [cit. 2021-04-10]. Dostupné z: <http://amber.feld.cvut.cz/bio/konopka/file/LBR-semesteralka.pdf>

[53] MOORE B. PCA and ICA Package [online]. [cit. 2021-04-10]. Dostupné z: (<https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/38300-pca-and-ica-package>), MATLAB Central File Exchange.

Seznam příloh

- I. Matlab zdrojové kódy
- II. Grafy zdrojových dat
- III. Grafy VKG křivek
- IV. Zdrojová data průměrných komplexů QRS
- V. Zdrojová (raw) data
- VI. Zdrojová data VKG
- VII. Tabulky a grafické zpracování parametrů a příznaků získaných analýzou dat
(statistika_EKG_VKG.xlsx)