

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Metody zpracování balistokardiografie
BCG Signal Processing

2018

Jana Lančová

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Zadání bakalářské práce

Student: **Jana Lančová**
Studijní program: B2649 Elektrotechnika
Studijní obor: 3901R039 Biomedicínský technik
Téma: **Metody zpracování balistokardiografie
BCG Signal Processing**
Jazyk vypracování: čeština

Zásady pro vypracování:

Bakalářská práce se věnuje vybraným metodám zpracování balistokardiografie (BKG). Práce se zaměřuje na klasifikaci a popis vybraných algoritmů pro zpracování a analýzu BKG, např. filtrace signálu, analýzu v časové a frekvenční oblasti, výpočet a vykreslení průběhu tepové frekvence, apod. Cílem bakalářské práce je návrh a realizace softwaru, který bude využitelný pro zpracování a analýzu BKG.

Postup řešení:

1. Literární rešerše současného stavu problematiky BKG (metody měření, zpracování, analýzy, apod.)
2. Klasifikace a matematický popis vybraných metod zpracování a analýzy BKG, např. filtrační techniky (frekvenčně selektivní filtry, vlnkové transformace, apod.), techniky detekce tepové frekvence, aj.
3. Příprava syntetických dat pro experimenty - modelování a simulace BKG.
4. Návrh a realizace softwaru pro zpracování BKG ve vývojovém prostředí Matlab nebo LabVIEW.
5. Ověření funkčnosti navrženého programu na syntetických i reálných datech.
6. Srovnání vlastností vybraných metod.
7. Diskuze dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] INAN, Omer T. et al. Ballistocardiography and seismocardiography: A review of recent advances. *IEEE journal of biomedical and health informatics*. 2015, Vol. 19, Iss. 4, pp. 1414-1427. Print ISSN 2168-2194. DOI: 10.1109/JBHI.2014.2361732.
- [2] KIM, Chang-Sei et al. Ballistocardiogram: Mechanism and potential for unobtrusive cardiovascular health monitoring. *Scientific reports* 2016. vol. 6. ISSN 2045-2322 (online). doi:10.1038/srep31297.
- [3] VOGT, Emilie, David MACQUARRIE a Patrik J. NEARY. Using ballistocardiography to measure cardiac performance: a brief review of its history and future significance. *Clinical physiology and functional imaging*. 2012. 32(6), 415-420. Online ISSN 1475-097X. DOI: 10.1111/j.1475-097X.2012.01150.x
- [4] INAN, Omer T. Recent advances in cardiovascular monitoring using ballistocardiography. In: *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE*. 2012. San Diego, California USA: IEEE. pp. 5038-5041. ISBN 978-1-4577-1787-1. doi: 10.1109/EMBC.2012.6347125.
- [5] GIOVANGRANDI, Laurent et al. Ballistocardiography—A method worth revisiting. In: *33rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS 2011*. 2011. Boston MA: IEEE. pp. 4279-4282. doi: 10.1109/IEMBS.2011.6091062.

- [6] MACK, David C., James T. PATRIE, Paul M. SURATT, Robin A. FELDER and Majd ALWAN. Development and preliminary validation of heart rate and breathing rate detection using a passive, ballistocardiography-based sleep monitoring system. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*. 2009, 13(1), 111-120. Print ISSN 1089-7771. doi: 10.1109/TITB.2008.2007194.
- [7] KIM, C. S., A. M. CAREK, R. MUKKAMALA, O. T. INAN a J. O. HAHN. Ballistocardiogram as proximal timing reference for pulse transit time measurement: Potential for cuffless blood pressure monitoring. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2015. 62(11), 2657-2664. doi: 10.1109/TBME.2015.2440291.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **doc. Ing. Radek Martinek, Ph.D.**

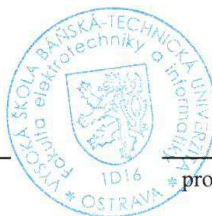
Konzultant bakalářské práce: doc. Ing. Marek Penhaker, Ph.D.

Datum zadání: 01.09.2017

Datum odevzdání: 30.04.2018



doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. Ing. Pavel Brandštetter, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení studenta

„Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracovala samostatně. Uvedla jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpala.“

V Ostravě dne 30. 4. 2018



Abstrakt

Bakalářská práce se zabývá návrhem a vývojem softwarového nástroje pro komplexní zpracování a následnou analýzu balistokardiografického signálu (BKG). Software byl vyvinut v interaktivním programové prostředí a skriptovacím programovacím jazyce Matlab v podobě grafické uživatelské rozhraní (GUI).

Zpracováním signálu je myšlena primárně jeho filtrace a úprava pro následnou analýzu. Na základě literární rešerše byly implementovány lineární frekvenčně selektivní filtry a filtr využívající vlnkovou transformaci. Aplikace dále umožňuje frekvenční analýzu a úpravu signálu pro výpočet tepové frekvence. Jednotlivé použité metody jsou v práci testovány na syntetických i reálných datech. V poslední části jsou vybrané metody srovnání na základě objektivního hodnocení v podobě odstup signálu od šumu (SNR).

Klíčová slova

Balistokardiografie, balistokardiogram, frekvenčně selektivní filtry, vlnková transformace, odstup signálu od šumu

Abstract

Bachelor thesis deals with design and development of software tool for complex processing and analysis of balistocardiographic signal (BCG). The software was developed in an interactive programming environment and the Matlab scripting programming language in the form of a graphical user interface (GUI).

Signal processing means primarily its filtration and treatment for subsequent analysis. On the basis of literary research, linear frequency selective filters and a wavelet transform filter were implemented. The application also allows frequency analysis and signal processing to calculate pulse rate. The individual methods used are tested on synthetic and real data. In the last part, selected methods of comparison are based on objective evaluation in the form of signal-to-noise ratio (SNR).

Key words

Balistocardiography, balistocardiogram, frequency selective filters, wave transform, signal-to-noise ratio.

Obsah

Seznam použitých symbolů a zkratek	7
Seznam obrázků	8
Seznam tabulek	9
1 Úvod.....	10
2 Balistokardiogram	11
3 Stručná historie vývoje balistokardiografie.....	12
4 Moderní vývoj balistokardiografie.....	13
4.1 Systémy BKG implementované do lůžka či křesla	14
4.2 Měření BKG pomocí váhy	14
4.3 Nositelné BKG systémy	15
4.4 Měření BKG pomocí kamery	15
4.5 3D balistokardiografie a studie mikrogravitace	16
4.6 Digitální balistokardiografie	16
5 Rušení BKG signálu a jeho filtrace.....	17
5.1 Lineární filtrace	18
5.1.1 FIR filtr.....	18
5.1.2 IIR filtr	19
5.2 Filtrace využívající vlnkovou transformaci.....	19
5.2.1 Spojitá vlnková transformace	20
5.2.2 Diskrétní vlnková transformace	20
5.2.3 Filtrace s využitím DTWT	20
5.3 Adaptivní filtrace.....	20
6 Modelování BKG signálu.....	22
7 Detekce srdečního tepu	23
8 Realizace aplikace pro zpracování BKG.....	24
8.1 Realizace digitálních filtrů	26
8.1.1 Realizace lineárních filtrů	26
8.1.2 Realizace vlnkové filtrace	27
8.2 Realizace frekvenční analýzy signálů	28
8.3 Realizace detekce tepové frekvence.....	29
9 Ověření aplikace na reálných datech.....	30
10 Testování filtrů.....	34
10.1 Testování lineárních filtrů	35
10.2 Testování vlnkové filtrace	37
11 Závěr	41
Seznam použité literatury	42
Přílohy	45

Seznam použitých symbolů a zkratek

BKG	balistokardiografie
DTWT	dyadická vlnková transformace s diskretním časem
DWT	diskrétní vlnková transformace
EKG	elektrokardiografie
EMG	elektromyografie
FFT	rychlá Fourierova transformace
FIR	filtr s konečnou impulzní odezvou
h_i	hodnoty impulzní charakteristiky
HRV	variabilita srdeční frekvence (heart rate variability)
IIR	filtr s nekonečnou impulzní odezvou
K_i	koeficienty ve zpětných vazbách
L_i	koeficienty v dopředných vazbách
m	zpoždění v rekurzivní části systému
n_0	nekorelovaný šum
NAPS	neinvazivní analýza fyziologických signálů
r	zpoždění v nerekurzivní části systému
SKG	seismokardiografie
SNR	odstup signálu od šumu (Signal to Noise Ratio)
y_n	odezva lineárního filtru

Seznam obrázků

Obrázek 1: Ideální křivka BKG.	11
Obrázek 2: Připojení pomocí EKG elektrod.	16
Obrázek 3: Frekvenční spektrum ideální BKG křivky.....	17
Obrázek 4: Základní struktura nerekurzivního FIR filtru.	18
Obrázek 5: Základní struktura rekurzivního IIR filtru.	19
Obrázek 6: Základní schéma pro potlačení šumu.	21
Obrázek 7: Identifikace J-J intervalu.	23
Obrázek 8: Blokové schéma aplikace	24
Obrázek 9: Aplikace pro zpracování BKG.....	25
Obrázek 10: Panel pro nastavení parametrů filtru.....	26
Obrázek 11: Ukázka kódu pro FIR filtr.	27
Obrázek 12: Ukázka kódu pro IIR filtr.	27
Obrázek 13: Ukázka kódu pro vlnkovou filtraci.....	27
Obrázek 14: Ukázka kódu pro frekvenční spektrum.....	28
Obrázek 15: Frekvenční spektra pro nahraný (nahore) a filtrovaný (dole) signál.....	28
Obrázek 16: Ukázka detekce vrcholů J a průběh HRV pro ideální BKG průběh.	29
Obrázek 17: Ukázka detekce vrcholů J a průběhu HRV pro vyšší tepovou frekvenci.	29
Obrázek 18: Modul x-IMU.	30
Obrázek 19: Měření BKG pomocí akcelerometru.	30
Obrázek 20: Filtrace naměřeného BKG pomocí vlnkové filtrace (sym4, stupeň rozložení 5).....	31
Obrázek 21: Filtrace naměřeného BKG lineárním FIR filtrem.....	31
Obrázek 22: BKG měřené akcelerometrem: detekce vrcholů J (nahore) a průběh HRV (dole).	32
Obrázek 23: Minutový záznam z akcelerometru.....	32
Obrázek 24: Ukázka filtrace minutového záznamu pomocí vlnkové filtrace (sym4, stupeň rozložení 5).	33
Obrázek 25: Minutový záznam z akcelerometru: detekce vrcholů J (nahore) a průběh HRV (dole). ..	33
Obrázek 26: Signály pro testování filtrů: původní nezarušený signál BKG (nahore) a dva signály rušené 50 Hz.....	34
Obrázek 27: Signály pro testování filtrů rušené bílým šumem.	35
Obrázek 28: Ukázka průběhu filtrovaného (modře) a ideálního (červeně) signálu pro subjektivní hodnocení, společně s původním nahraným signálem (nahore).....	35
Obrázek 29: Ukázka filtrace při nastavení coif1 a stupněm rozkladu 4.....	38
Obrázek 30: Ukázka filtrace při nastavení coif1 a stupněm rozkladu 6.....	38

Seznam tabulek

Tabulka 1: Moderní systémy balistokardiografie - přehled	13
Tabulka 2: Lineární filtry: SNR pro BKG rušené 50 Hz.	36
Tabulka 3: Lineární filtry: SNR pro BKG rušené 50 Hz č. 2.....	36
Tabulka 4:Lineární filtry: SNR pro BKG rušené bílým šumem č. 1.....	36
Tabulka 5:Lineární filtry: SNR pro BKG rušené bílým šumem č. 2.....	37
Tabulka 6:Lineární filtry: SNR pro BKG rušené bílým šumem č. 3.....	37
Tabulka 7: Vlnková filtrace: SNR pro BKG rušené 50 Hz.	38
Tabulka 8:Vlnková filtrace: SNR pro BKG rušené 50 Hz č. 2.	39
Tabulka 9:Vlnková filtrace: SNR pro BKG rušené bílým šumem č. 1.	39
Tabulka 10:Vlnková filtrace: SNR pro BKG rušené bílým šumem č. 2.	39
Tabulka 11: Vlnková filtrace: SNR pro BKG rušené bílým šumem č. 3.	40

1 Úvod

Balistokardiografie (dále jen BKG) je neinvazivní metodou pro sledování zdraví srdce a cév. Jelikož jsou dnes kardiovaskulární onemocnění jednou z hlavních příčin úmrtí ve společnosti, stává se tato metoda další možností pro včasné odhalení patologií [3, 4]. Zároveň balistokardiografie umožňuje monitorování fyzické aktivity a své uplatnění nalezne i na vesmírných misích [1]. Pokroky v oblasti technologie měření dnes umožňují získání velmi kvalitních záznamů, a proto se v nedávné době vývoj posouvá dále. Podrobný popis BKG nalezte v Kap. 2.

Pro pochopení vzniku balistokardiografického signálu a jeho rušení uvádí práce hlavní metody získávání tohoto signálu. V současné době se výzkumy zaměřují především na vývoj systémů implementovaných do lůžka či křesla, nositelných systémů a systémů měřících pomocí vah, viz [1, 4]. Každý z těchto systémů pro měření má své výhody i nevýhody, které budou diskutovány v Kap. 4. Podle použité metody měření je signál znehodnocen různým typem rušení o různé intenzitě, podrobný popis rušení nalezete v Kap. 5.

Cílem této práce je vytvoření aplikace pro zpracování a analýzu BKG signálů a to jak syntetických, tak reálných získaných pomocí akcelerometru. K vytvoření aplikace bylo zvoleno grafické interaktivní prostředí GUIDE, které je součástí vývojového programu Matlab. Aplikace umožňuje nahrání dat, filtraci, frekvenční analýzu a výpočet tepové frekvence. Jako vhodné filtry pro zpracování BKG signálu byly zvoleny a navrhnuty lineární frekvenčně selektivní filtry FIR a IIR typu dolní a pásmová propust a filtr využívající vlnkovou transformaci. Frekvenční analýza signálu zahrnuje možnost zobrazení frekvenčního spektra a spektrogramu pro nahraný i filtrovaný signál. Tato skutečnost umožňuje uživateli aplikace zhodnotit, na kterých frekvencích se nachází užitečné složky signálu, a na kterých naopak rušení.

Další část práce je věnována testování zvolených metod. Úspěšnost filtrace je hodnocena na základě dosaženého SNR a také na porovnání zkreslení průběhu signálu na výstupu použitého filtru. Testováním jednotlivých filtrů se zabývá Kap. 10.

2 Balistokardiogram

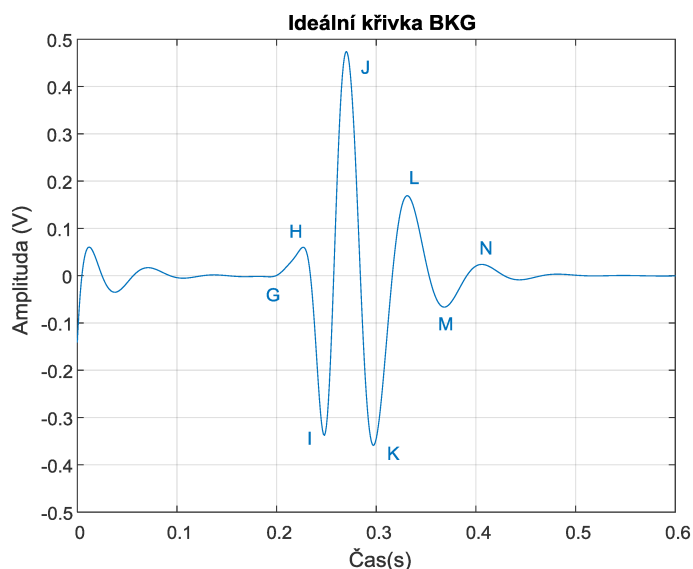
Balistokardiografie je neinvazivní metoda sledování stavu kardiovaskulárního systému. Zatímco při svém vzniku měla být BKG nástrojem výhradně pro klinické použití, současný výzkum se zaměřuje především na extraklinické aplikace¹, od domácího monitorování [4] až po sledování astronautů ve vesmíru [1]. Tento vývoj je do jisté míry dán nedávnými pokroky v oblasti technologie měření [odkaz na literaturu, kde je zmíněno]. S příchodem mikroprocesorů a počítačů se BKG stává technologií, která má potenciál přispět k existujícím metodám určeným pro monitorování vitálních funkcí (srdeční rytmus, srdeční výdej, tepová frekvence, změna kontraktility srdce). Historicky byly BKG systémy velká, těžkopádná a obtížně udržovatelná zařízení [5]. V současné době však mohou představovat malý a snadno udržovatelný systém, nevyžadující sofistikovanou údržbu [1, 3].

Balistokardiogram představuje křivku získanou z měření sil těla vznikajících v reakci na vypuzování krve do vaskulatury. Ze získaného záznamu BKG můžeme následně získat informaci o některých z hemodynamických parametrů, jako je:

- srdeční rytmus – pravidelné střídání systoly a diastoly,
- srdeční výdej – množství krve, které komora přečerpá za jednu minutu,
- tepová frekvence – udává počet tepů srdce za minutu,
- změna kontraktility srdce – změna srdeční stažlivosti.

Zároveň nám může podat informaci o aktivitě pacienta.

Ideální BKG křivka se skládá z 8 základních komponent viz Obrázek 1. Je to presystolická vlna G, systolické vlny H, I, J, K a diastolické vlny L, M, N. Vlny I, J, K přímo souvisejí s komorovou ejekcí krve do aortálního toku. Amplituda I-J odráží maximální sílu komorové systoly. Podobně jako u EKG křivky pozorujeme QRS komplex, v BKG signálu existuje dominantní charakteristický komplex nazývaný IJK komplex [18].



Obrázek 1: Ideální křivka BKG.

¹ Extraklinické aplikace – použití mimo klinickou praxi, například implementace měření do domovů, měření na vesmírných misích




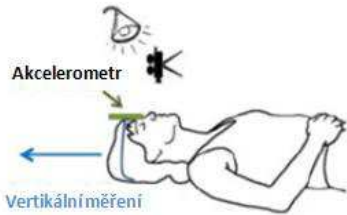
3 Stručná historie vývoje balistokardiografie

Pro uvedení celkového vývoje do kontextu je potřeba stručně zmínit postupný vývoj. Koncept BKG se poprvé objevuje v roce 1877, kdy Gordon pozoroval, že pokud subjekt stojí na váze, ručka měřidla vibruje synchronně se srdečním tepem subjektu. Inspirováni Gordonem v r. 1939 Starr a kol. v [15] představili nástroj sloužící právě pro záznam balistokardiogramu. Starrova dlouhodobá studie poukazuje na fakt, že u sledovaných subjektů s nižší amplitudou signálu je výrazně vyšší incidence srdečních komplikací. Tato průkopnická práce odstartovala mnoho následných studií. Během 90. let pak byly signály BKG předmětem mnoha studií a několik publikací se objevilo ve významných vědeckých a klinických časopisech. Nicméně po nástupu echokardiografie a magnetické rezonance, a také z důvodu poměrně složitého hardwaru, bylo od BKG upuštěno [1, 5].

4 Moderní vývoj balistokardiografie

Moderní vývoj systémů BKG upouští od standardních klinických nástrojů. Výzkumníci vyvíjí přenositelné měřicí systémy, systémy zabudované do lůžka nebo křesla a systémy využívající váhy. V této kapitole jsou zmíněny výhody a provedení jednotlivých implementací. Základní shrnutí je obsaženo v Tabulka 1 [1, 24].

Tabulka 1: Moderní systémy balistokardiografie - přehled

Systém pro měření BKG		Výhody	Nevýhody
Systémy BKG implementované do lůžka či křesla		<p>Méně pohybových artefaktů</p> <p>Bez připevnění elektrod</p>	<p>Posturální účinky na signál</p> <p>Snížená amplituda signálu (systémy na bázi křesla)</p>
Nositelné BKG systémy		<p>Možnost kontinuálního měření</p> <p>Jednoduchost, nenápadnost</p>	<p>Pohybové artefakty</p>
Měření BKG pomocí vah		<p>Zajištění čistě podélného měření</p> <p>Dostupnost vah</p>	<p>Pohybové artefakty, vibrace z podlahy</p> <p>Prakticky ohraničena doba měření</p>
Měření BKG pomocí kamery		<p>Jednoduchá konstrukce</p> <p>Bez připevnění elektrod</p>	<p>Pohybové artefakty</p> <p>Ohraničena doba měření</p>

4.1 Systémy BKG implementované do lůžka či křesla

Systémy BKG na bázi lůžka nebo křesla se obvykle zaměřují na studie spánku nebo sledování vitálních funkcí u pacientů na lůžku. Výhodou takového měření je snížení artefaktu pohybu, pohodlí uživatele a možnost snadno integrovat tyto systémy do domovů pacientů (Smart Homecare). Potenciálním omezením jsou posturální² účinky na signál, obtížnost párování měřeného signálu BKG s jinými fyziologickými měřeními a v případě systémů na bázi křesla snížená amplituda signálu. Vzhledem k tomu, že technologie BKG nevyžaduje připevnění elektrod na povrch těla pacienta, nacházíme zde výhodu oproti EKG. Měření BKG může být integrováno pomocí několika typů senzorů. Může to být statické citlivé ložisko, snímač tlaku v nafukovací matraci nebo jiné podložce, snímače elektromechanického filmu (EMFi), senzory piezoelektrického filmu nebo senzory polyvinylidenfluoridové v matraci, tenzometry nebo hydraulické snímače [1, 4].

Chung a kol. v [7] instalovali zátěžové senzory do nohou lůžka a měřili srdeční frekvenci během spánku. Cílem bylo odhalit bdělost bez nutnosti připojení elektrod na tělo pacienta. Podobnou studii provedli Bruser a kol. v [8]. Autoři spojili čtyři tenzometry do Wheatstonova můstku a umístili je pod lůžko. Použitím vhodného algoritmu provedli detekci srdeční frekvence. Paalasmaa měl odlišný přístup k monitorování BKG. Využitím citlivého senzoru vibrací měřil podélné BKG od subjektů ležících na lůžku. Navíc navrhl latentní proměnnou pro kvantifikaci respiračních změn v BKG signálu.

Mack a kol. ve své práci [6] představují systém NAPS (neinvazivní analýza fyziologických signálů) založený na bázi BKG, vyvinutý k měření srdeční frekvence, rychlosti dýchání a pohybu svaloviny, který slouží jako nástroj pro analýzu spánku. Systém je založen na kombinaci zpracování analogových signálů a automatizované algoritmy pro generování použitelných dat od získaných průběhů. Systém NAPS se skládá ze dvou pružných podložek, které jsou pneumaticky připojené k jednotlivým snímačům tlaku. Tyto podložky jsou připevněny ke čtvercové podložce, která je umístěna pod matraci na standardní nemocniční posteli. Systém NAPS autoři považují za slibného kandidáta na provádění bezobslužného monitorování spánku doma.

Systémy ve formě křesla používají především snímače EMFi založené na piezoelektrické transdukcii. EMFi snímač, neboli senzor elektromechanického filmu, je tenký biaxiálně orientovaný plastový film pokrytý elektricky vodivými vrstvami, které jsou trvale polarizovány. Změny tlaku působící na fólii vytvářejí náboj na elektricky vodivém povrchu. Tento náboj lze měřit jako proudový nebo napěťový signál. Může se tak přeměnit mechanická energie na elektrickou energii a naopak. EMFi tedy působí jako citlivý dynamický pohybový snímač vhodný pro nahrávání BKG. Tvar signálu je podobný ostatním měřením BKG. Tyto systémy poskytují prostředek pro měření signálu BKG u pacientů, kteří nemohou zůstat nepohyblivě stát, minimalizují se tak pohybové artefakty a umožňuje se pohodlné měření. Hlavní nevýhodou záznamu BKG ve formě křesla je snížení amplitudy signálu ve srovnání s měřením na lůžku nebo na váze [1].

4.2 Měření BKG pomocí váhy

První měření BKG v elektronické podobě bylo uskutečněno v r. 1990 Jimem Wiliamsem. Vytvořil obvod schopný měřit tělesnou hmotnost s vysokou přesností a objevil tak BKG, které představovalo rušení signálu při jeho měření. Hlavní výhodou měření BKG na základě vážení je to, že subjekt během měření stojí. Paradoxně je to ale také hlavní nevýhodou. Postavení pacienta je ideální pro zajištění čistě podélného měření, ale takovéto měření je náchylné k pohybovým artefaktům a vibracím z podlahy. Také je tím prakticky ohraničena možná doba měření, neboť pacient nevydrží stát

² Posturální – týkající se vzpřímené polohy těla z lat. postura poloha

na váze v nehybném stavu příliš dlouho. Výhodou však zůstává popularita vah. Vzhledem k možným výhodám výzkumníci důkladně zkoumali tento způsob měření BKG.

Inan a kol. v [16] měřili mechanickou frekvenci odezvy několika komerčně dostupných vah při různých zátěžích, aby zjistili, zda jsou vhodné pro záznam BKG v širokém rozmezí tělesné hmotnosti. Při tělesné hmotnosti do 160 kg mají mechanické systémy většiny komerčních vah vlastnosti postačující pro měření BKG. [1].

4.3 Nositelné BKG systémy

Nositelné BKG systémy spočívají především v použití akcelerometrů, kdy je senzor umístěn na tělo, zpravidla na hrudi, hlavě nebo v těžišti. Výhody těchto systémů jsou v jejich jednoduchosti, nenápadnosti a možnosti kontinuálního sledování. Nevýhody spočívají především v pohybových artefaktech.

Castiglioni a kol. v [9] měřili vibrace hrudníku pomocí tříosého akcelerometru a všimli si, že při nízkých frekvencích (0,6-20 Hz) detekují síly odrážející průtok krve (tedy BKG), ale při frekvencích vyšších (>18 Hz) už signál souvisí spíše se srdečními ozvami (jedná se tedy spíše o seismokardiografii³). Dalším poznatkem bylo, že změny amplitudy BKG po cvičení byly podobné změnám srdečního výdeje měřeného pomocí finometru⁴. DiRienzo a kol. ve své práci popisují integraci tříosého akcelerometru do textilní vesty pro měření fyziologických parametrů v každodenním životě. Tímto způsobem lze získat signál mimo laboratoř a to opakovaně. Další nositelný systém určený pro kontinuální měření BKG navrhli He a kol. v [10]. Tříosý akcelerometr byl umístěn na hlavě za uchem. Společně se signálem BKG byl snímán také EKG signál a byly pozorovány změny na intervalu R-J. Migeotte a kol. připojili tříosý akcelerometr do těžiště subjektu v mikrogravitaci a snímali 3D BKG signál. Stav mikrogravitace umožňuje správné měření pro všechny tři vektorové komponenty BKG signálu [4].

4.4 Měření BKG pomocí kamery

Měření BKG pomocí kamery je další z bezkontaktních metod získávání užitečných záznamů. Shao a kol. [24] ve své práci využívají barevnou kameru Pike k zaznamenávání tváře subjektu při rychlosti 60 snímků za sekundu. Jako vhodná oblast zájmu v obličeji byla zvolena ústa a jejich okolí. Jako referenční body byly využity rozdílné charakteristiky v obličeji každého z měřených subjektů (pihy, vousy, nosní dírky). BKG signál byl měřen jako vertikální posun (od hlavy k patě). Jako referenční signál bylo použito BKG získané pomocí akcelerometru z mobilního telefonu, umístěného na hlavě.

Takovéto měření BKG je snadno ovlivnitelné různými zdroji šumu, jako je především respirační aktivita a pohybové artefakty. Měření bylo provedeno u subjektů vleže i vsedě, kde v poloze vsedě byly pohybové artefakty mnohem výraznější. K předzpracování získaných signálů byl použit Butterworthův filtr.

³ Seismokardiografie je měření lokálních vibrací hrudní stěny vznikajících v reakci na pohyby srdce.

Seismokardiogram může být detekován umístěním akustického měřidla v hrudní oblasti, ale nejčastěji se k získání signálu využívá tříosého akcelerometru.

⁴ Finometr je systém pro kontinuální a nenivazivní monitorování krevního tlaku měřením arteriálního tlaku pomocí prstové manžety

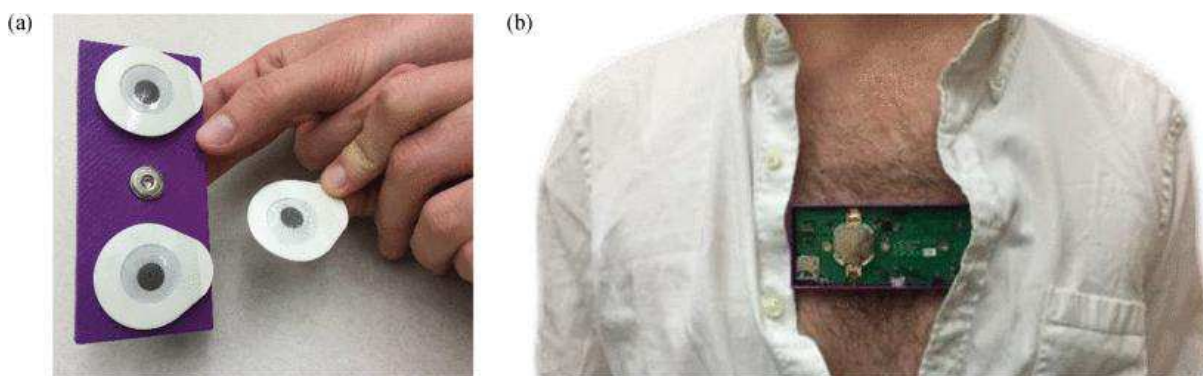
4.5 3D balistokardiografie a studie mikrogravitace

Měření BKG jsou omezena vlivem gravitace. Úplné 3D nahrávky BKG jsou v běžném prostředí obtížně proveditelné. Vzhledem k tomuto omezení není překvapující myšlenka měření BKG u subjektů při volném pádu, ve stavu bez tíže a při mikrogravitaci. První takovýto experiment byl proveden v 60. letech při parabolickém letu, kdy byl subjekt umístěn do kapsle, která byla vybavena pro záznam BKG. Navzdory omezené době mikrogravitace (cca 20 s) a omezení pohybu subjektu byly získány záznamy dobré kvality.

Vesmírné lety představují další možnost jak zaznamenat reálný 3D záznam BKG. První záznam byl proveden na Saluyt-6. Piezoelektrický snímač, přivedený do blízkosti těžiště subjektu, zaznamenal balistické síly v podélné ose. Měření bylo dále provedeno i během mise Spacelab-1 v roce 1983. Snad nejlépe analyzovaná sada dat pocházela z měření provedených během mise Spacelab D-2 v roce 1993. Měření 3D BKG bylo provedeno na volně se pohybujícím subjektu ve stavu bez tíže. Subjekt byl vybaven přiléhavým oblekem, kterým se měřily také respirační pohyby pomocí impedančního pletysmografu a zároveň byl zaznamenáván EKG signál [1].

4.6 Digitální balistokardiografie

Digitální BKG je nová technologie, která je založena na BKG vyvinutém ve 20. století. Technologie se skládá ze snímače, digitalizační jednotky a softwaru pro zachycení a analýzu balistokardiogramu. Technologie obvykle používá vysoce citlivý akcelerometr s frekvenčním rozsahem od 0,1 Hz - 4 kHz a dynamickým rozsahem, který je lineární ($\pm 2\%$) v rozmezí 0,05 mm/s² až 20 km/s². Akcelerometr je připojený k hrudníku pomocí EKG elektrod viz Obrázek 2 [14]. Před testováním, je oblast upevnění vyčištěna a připravena pro sběr dat. Nadměrné ochlupení nebo pot, které by mohly rušit připojení snímače a ovlivnit měření by měly být odstraněny.

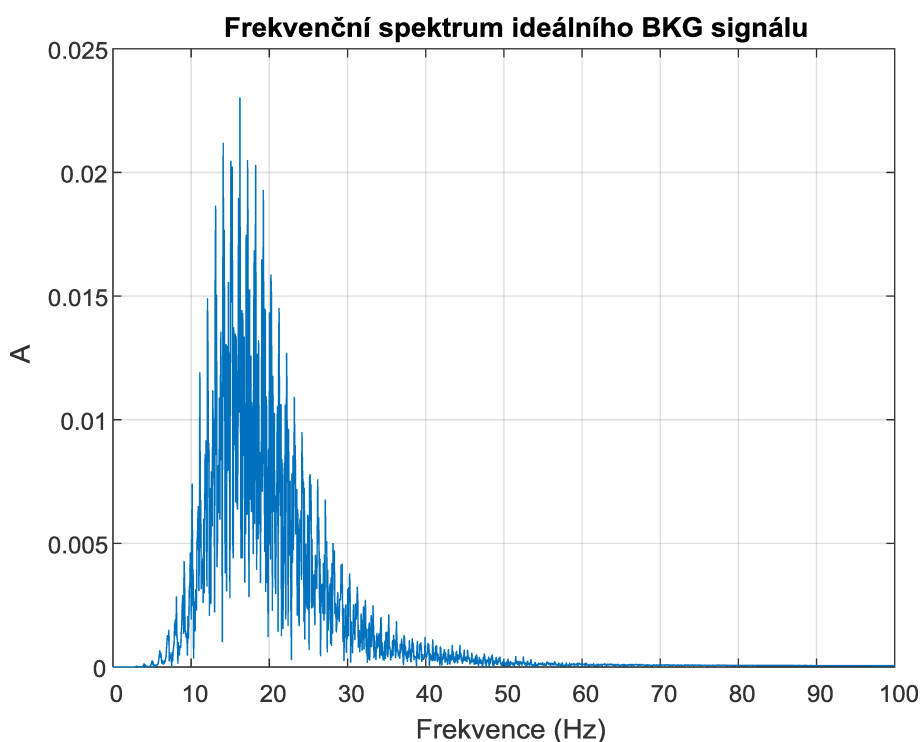


Obrázek 2: Připojení pomocí EKG elektrod.

Balistokardiografický akcelerometr snímá srdeční síly ve třech osách - každou reprezentuje anatomická osa (osa x měří od hlavy k patě; osa y zobrazuje zprava doleva; z-osa měření zepředu dozadu). Přesněji řečeno akcelerometr zachycuje seismické síly přítomné u hrudní kosti, které jsou způsobeny kontrakcí srdce. Tyto vibrace jsou digitálně zpracovány. Vysílací jednotka digitalizuje a vysílá zaznamenaná data pomocí technologie Bluetooth®. Všechny zaznamenané údaje jsou zpracovány offline pomocí softwaru, který umožňuje analýzu zaznamenaných průběhů kardiálního cyklu [3].

5 Rušení BKG signálu a jeho filtrace

Při měření BKG signálu se můžeme setkat s několika možnými zdroji šumu, které mohou měření potenciálně znehodnotit. Patří k nim například obvodový šum (do 0,8 Hz), u přístrojů připojených do sítě síťový brum (50 Hz), pohybové artefakty (od 20 Hz do řádů kHz) a vibrace z podlahy. Balistokardogram představuje nízkofrekvenční signál s velmi nízkou frekvencí (0-3,3 V; 0,3-30Hz). Obrázek 3 zobrazuje frekvenční spektrum ideálního balistokardiogramu, ze kterého je patrné, na kterých frekvencích se užitečný BKG signál nachází.



Obrázek 3: Frekvenční spektrum ideální BKG křivky.

U subjektů měřených ve stoje představují největší možnou překážku pro spolehlivé měření pohybové artefakty. Identifikace pohybových artefaktů může být provedena pomocí pomocných snímačů, kdy je šumová referenční hodnota získána tenzometrem připojeným k měřidlu pro detekci posturálního houpání. V některých výzkumech je zase využito elektromyografického signálu z nohou, který označuje přítomnost zvýšených svalových kontrakcí v důsledku nadměrného pohybu [11].

Pro odstranění nežádoucího rušení ze signálu se využívá různých metod filtrace. Důležitým požadavkem je, aby po filtraci byl zachován užitečný BKG signál a pokud možno co nejméně deformován. Filtraci je možné provádět buď analogově, kdy je filtr již součástí měřicího systému, nebo digitálně při zpracování naměřeného signálu [22]. Každý z těchto filtrů má své výhody a nevýhody. Při použití analogových filtrů získáváme velký dynamický rozsah v amplitudě i frekvenci, filtry jsou rychlé a levné. Při digitální (číslicové) filtraci však dosahujeme vyšší přesnosti, stability a je možné ji použít i pro nízké frekvence. Podle druhu rušení volíme také typ použitého filtru. V této práci jsou pro redukci šumu použity číslicové lineární filtry typu dolní a pásmová propust a filtr s použitím vlnkové transformace navržený v prostředí Matlab.

5.1 Lineární filtrace

Lineární filtrace je jedním ze způsobů potlačení nežádoucích složek signálu, v tomto případě nejčastěji harmonického rušení. Je tedy využitelná v případě, kdy na vstup filtru přivádíme směs užitečného signálu a šumu. Matematicky můžeme tento princip popsat jako [19]:

$$H[\sum_i K_i s_i(n)] = \sum_i K_i H[s_i(n)], \quad (2)$$

z čehož je patrné, že se jedná o odezvu lineárního systému H , který působí na šum u signálů $s(i)$.

Lineární filtry jsou frekvenčně selektivní, což znamená, že v určitém frekvenčním pásmu propouštějí nebo potlačují složky signálu. Podle toho je dělíme na typy dolní propust, horní propust, pásmová propust a pásmová zádrž. Podle průběhu impulzní charakteristiky je potom můžeme rozdělit na typy s konečnou impulzní odezvou (dále jen FIR) a s nekonečnou impulzní odezvou (dále jen IIR) [20].

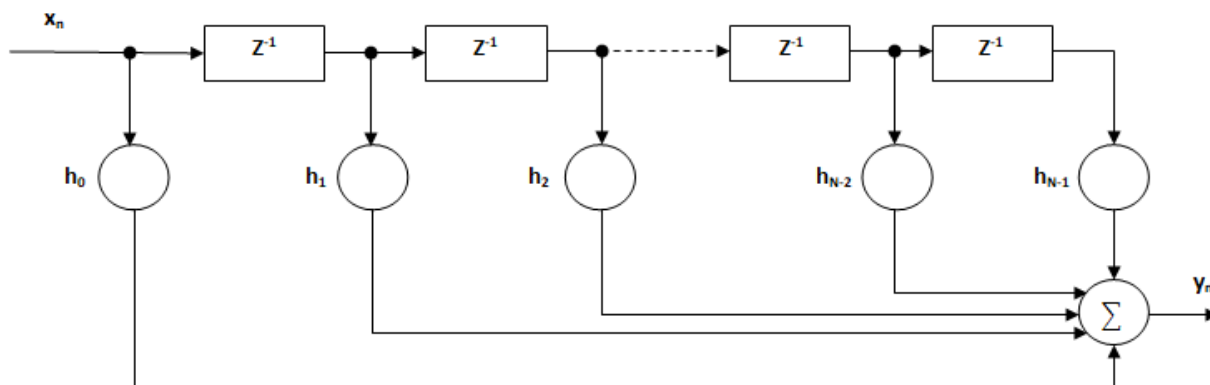
5.1.1 FIR filtr

FIR filtry nebo také filtry s konečnou impulzní odezvou jsou filtry nerekurzivní a konvoluční. Neobsahují zpětnou vazbu a je zaručena jejich stabilita. Základní struktura nerekurzivního filtru je na Obrázek 4 [22]. Další výhodou těchto filtrů spočívá v dosažení lineární fázové frekvenční charakteristiky. Při zpracování signálu takovým filtrem dochází ke shodnému zpoždění jednotlivých harmonických složek a nedochází ke zkreslení. Oproti IIR filtrů jsou tyto filtry realizovatelné pouze číslicově. Nevýhodou těchto filtrů je, že pro dosažení potřebně strmých charakteristik útlumu je zapotřebí větší řád filtru než je tomu u filtrů IIR a s rostoucím řádem filtru roste skupinové zpoždění [20].

Výstup lineárního filtru FIR můžeme popsat jako [22]:

$$y_n = h_0 \cdot x_n + h_1 \cdot x_{n-1} + \dots + h_{N-1} \cdot x_{n-(N-1)} = \sum_{i=0}^{N-1} h_i \cdot x_{n-i}, \quad (3)$$

kde y_n představuje odezvu lineárního filtru a h_i hodnoty impulzní charakteristiky.



Obrázek 4: Základní struktura nerekurzivního FIR filtru.

Pro návrhy FIR filtrů se užívá celá řada metod. Základní je návrh zadáním průběhu modulové frekvenční charakteristiky.

5.1.2 IIR filtr

Filtry s nekonečnou impulzní odezvou neboli IIR filtry je možné realizovat analogově i číslicově. Jsou tvořeny jako filtry rekurzivní, tudíž obsahují zpětnou vazbu a mají nelineární fázovou charakteristiku. Základní strukturu IIR filtru popisuje Obrázek 5 z [22]. Při použití IIR filtru dochází u signálu k fázovému zkreslení, které je způsobené časovým zpožděním jednotlivých harmonických složek signálu [20].

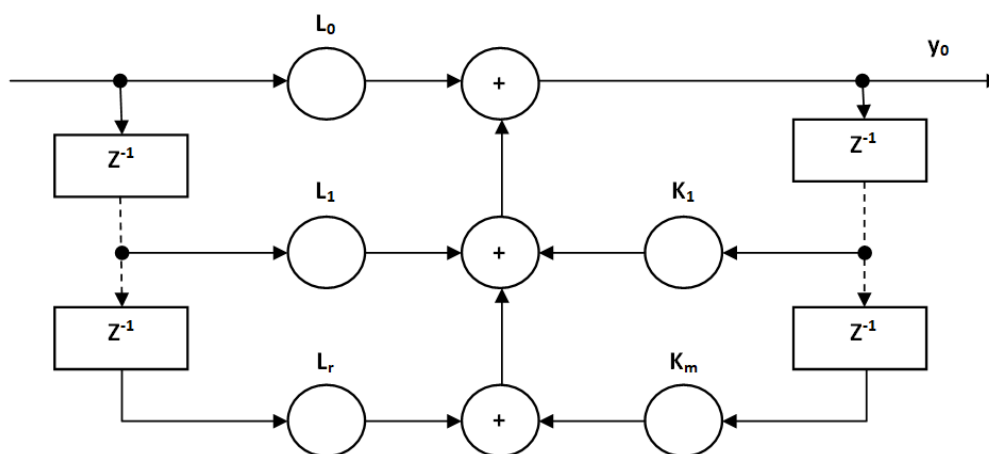
Přenosovou funkcí těchto filtrů je racionální lomená funkce, což značí, že je za potřebí u takových systémů sledovat jejich stabilitu. Realizace IIR filtrů je složitější než je tomu u FIR filtrů. Řeší se dvěma způsoby. Rozmístěním nulových bodů a pólů nebo za použití optimalizačních metod dle žádané frekvenční charakteristiky, kdy je výsledkem řešení soustavy nelineárních rovnic. V Matlabu lze pro usnadnění návrhu využít podobnosti s analogovými filtry [21].

U IIR filtrů v porovnání s FIR filtry dosahujeme strmějších přechodů mezi propustným a nepropustným pásmem při volbě stejného řádu filtru.

Matematicky je výstup tohoto lineárního filtru definován jako [22]:

$$y_n = \sum_{i=0}^r L_i \cdot x_{n-1} - \sum_{i=0}^m K_i \cdot y_{n-1} \quad (4)$$

kde y_n je odezva lineárního filtru, L_i představuje koeficienty v dopředných vazbách, K_i koeficienty ve zpětných vazbách, r zpoždění v nerekurzivní části a m zpoždění v rekurzivní části.



Obrázek 5: Základní struktura rekurzivního IIR filtru.

5.2 Filtrace využívající vlnkovou transformaci

Vlnková transformace umožňuje v signálu rozlišit jednotlivé složky a ty následně zobrazit. Princip je podobný jako u Fourierovy transformace, pomocí které ale nezískáme ideální výsledky u signálů v čase proměnných. Algoritmus výpočtu spočívá v porovnání BKG signálu se zvolenou vlnkou, kdy výsledkem je koeficient udávající úroveň podobnosti vlnky se signálem. V této práci ji využíváme k odfiltrování nežádoucích rušení. Pro pochopení filtrace je potřeba vysvětlit pojmy spojité vlnkové transformace a diskrétní vlnkové transformace.

5.2.1 Spojitá vlnková transformace

Spojitá vlnková transformace slouží k získání časově-frekvenčního popisu signálu. Nacházíme zde výhodu oproti často využívané Fourierovy transformace, jelikož získáváme časový i frekvenční popis zároveň. Tento rozklad signálu můžeme tedy definovat jako korelaci původního signálu s vlnkami odvozenými z vlnky mateřské. Mateřská vlnka musí splňovat základní podmínky: má nulovou střední hodnotu a je obecně komplexní [23].

5.2.2 Diskrétní vlnková transformace

Diskrétní vlnková transformace (DWT) je zvláštním případem zpracování signálu. Důležitým typem DWT je reálná dyadická vlnková transformace s diskrétním časem (DTWT), kterou můžeme matematicky popsat jako [19]:

$$y_m(n) = \sum_{i=-\infty}^{\infty} x(i)h_m(2^m n - i) = \sum_{i=-\infty}^{\infty} h_m(i)x(2^m n - i), \quad (5)$$

kde x_n představuje diskrétní signál a h_m impulzní charakteristiky.

5.2.3 Filtrace s využitím DTWT

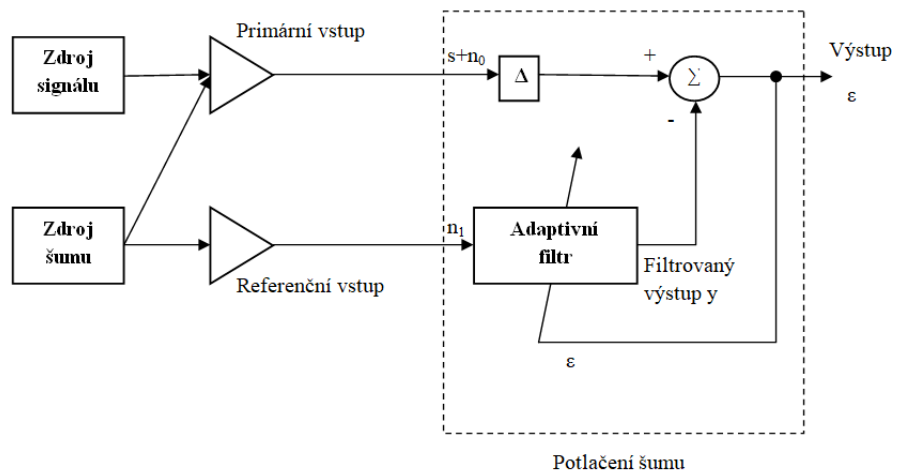
Filtrace poté spočívá v úpravě koeficientů, jejichž počet narůstá s úrovní rozložení signálu, a ve výběru vhodného prahování. Existují 3 typy prahování: tvrdé, měkké a hybridní. Tvrdé prahování podprahové hodnoty nastaví na nulu a všechny nadprahové hodnoty ponechává. Měkké prahování nastavuje podprahové hodnoty také na nulu, ale nadprahové upravuje dle určeného vztahu. Hybridní je potom kombinací obou [23].

Studie zabývající se porovnáváním jednotlivých metod využití vlnkové transformace pro filtraci signálu se věnují nejčastěji čtyřem základním parametrům. Je to úroveň rozložení signálu, použitá vlnka, stanovení prahu a způsob prahování [19].

Výběr vhodné použité vlnky závisí na konkrétním využití. Pro detekci oscilací jsou vhodné komplexní vlnky, které umožňují detekovat amplitudu a fázi současně. Tyto vlnky ovšem nejsou vhodné k detekci osamocených signálů.

5.3 Adaptivní filtrace

Měření BKG provedená ve směru kolmém na rovinu podlahy mohou být potencionálně narušena vibracemi z podlahy (extrémně obtížné například při měření ve vozidle). Walter a kol. v [17] vybavili sedadlo vozu systémem BKG pro sledování zdraví řidiče. Nicméně při zapnutém motoru byl signál natolik poškozen vibracemi, že byl nepoužitelný. Inan a kol. v [11] použili pro toto měření pomocné snímače pro detekci vibrací a adaptivní potlačení šumu. Pro detekci pohybových artefaktů použili EMG signál snímaný z nohou subjektu jako zdroj referenčního šumu. Pro detekci vibrací z podlahy potom seismický snímač umístěný v těsné blízkosti měřidla. V této studii následně demonstrovali kvalitní měření BKG i při zapnutém motoru.



Obrázek 6: Základní schéma pro potlačení šumu.

Obrázek 6 popisuje základní schéma pro adaptivní filtraci šumu dle [11]. Na primárním vstupu je požadovaný signál s v kombinaci s nekorelovaným šumem n_0 . Na referenčním vstupu se přijímá šum n_1 , který koreluje s n_0 . Šum na referenčním vstupu se pak filtruje tak, aby odpovídal šumu z primárního vstupu. Výstup pak odpovídá vztahu:

$$\varepsilon = s+n_0-y \quad (1)$$

6 Modelování BKG signálu

Modelování BKG signálu slouží pro lepší pochopení vzniku vln a pro simulaci jejich morfologických změn s různými myokardiálními abnormalitami. Současná interpretace vln BKG je založena především na empirických korelacích s jinými měřeními, jako je elektrokardiogram, fonokardiogram a měření krevního tlaku [1].

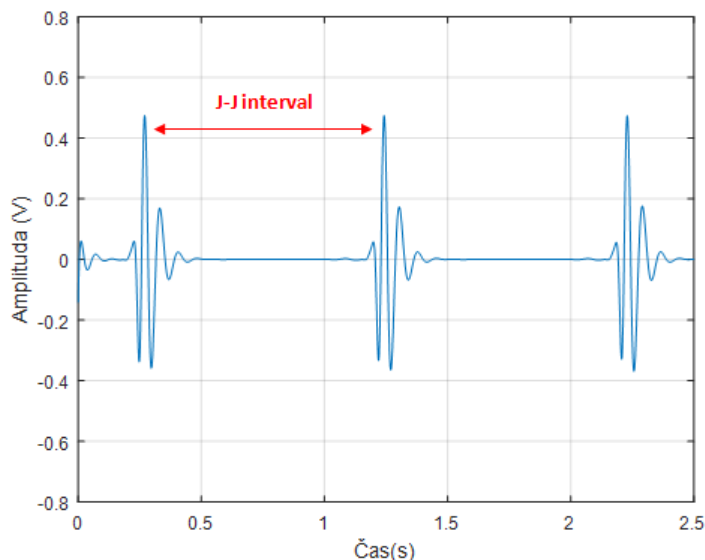
Kim a kol. ve své studii [2] formulovali a ověřili jednoduchý matematický model křivky BKG. Matematicky modelovali průběh BKG jako okamžitou sílu ve směru od hlavy k chodidlu ($F_{\text{BCG}}(t)$) analýzou rovnováhy vyvíjených sil na krev v hlavní tepně těla, aortě. Vzniklý vztah vypadá následovně:

$$F_{\text{BCG}}(t) \approx A_D [P_1(t) - P_2(t)] - A_A [P_0(t) - P_1(t)] = A_D \delta P_{12}(t) - A_A \delta P_{01}(t) \quad (6)$$

Zde platí, že A_A a A_D představují průměrné průřezové plochy vzestupné a sestupné aorty; $P_0(t)$ představuje krevní tlak na vstupu vzestupné aorty; $P_1(t)$ představuje krevní tlak na výstupu vzestupné aorty nebo vstupu sestupné aorty; a $P_2(t)$ představuje krevní tlak na výstupu sestupné aorty. Všimněte si, že $\delta P_{01}(t) = P_0(t) - P_1(t)$ a $\delta P_{12}(t) = P_1(t) - P_2(t)$ představují gradienty krevního tlaku ve vzestupné a sestupné aortě. Takže tento model předpovídá, že hlavním mechanismem pro vznik vln BKG jsou gradienty krevního tlaku ve vzestupné a sestupné aortě.

7 Detekce srdečního tepu

Srdeční tep může být identifikován vrcholem vlny J v signálu BKG, tedy bodem největší amplitudy v křivce. Srdeční frekvence se hodnotí měřením intervalu mezi po sobě jdoucími vrcholy vlny J, jak je popsáno na Obrázek 7.



Obrázek 7: Identifikace J-J intervalu.

Existují různé metody detekce vrcholů nebo srdečního rytmu. Vzhledem k tomu, že BKG lze měřit v různém nastavení s různými typy snímačů, algoritmus detekce špiček by měl být vybrán tak, aby optimalizoval výkon s přihlédnutím k charakteristikám měřeného BKG. Obecný postup detekce špiček spočívá ve výběru nejvyšší hodnoty v amplitudě jako vrcholu J. Před tím by mělo dojít k předběžnému zpracování signálu pro zvýšení poměru signálu k šumu a odstranění artefaktů vzniklých v důsledku pohybu nebo jiného rušení. Součástí předzpracování signálu je jeho zesílení a filtrace šumu a artefaktů. Poměr signálu k šumu (SNR/ signal to noise ratio) je měřítkem, které porovnává úroveň požadovaného signálu s úrovní šumu pozadí. Platí pro něj následující vzorec:

$$\text{SNR} = \frac{P_{\text{signálu}}}{P_{\text{šumu}}} \text{ [dB]} \quad (7)$$

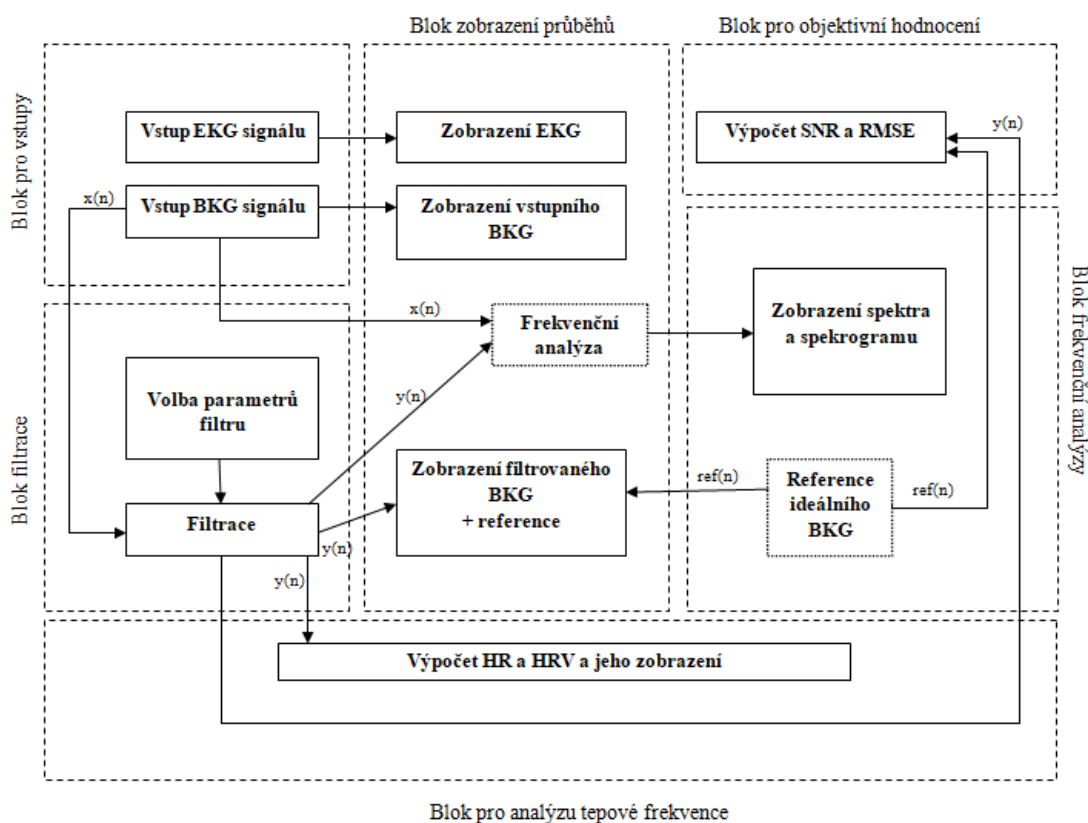
Choi a kol. v [13] prováděli detekci algoritmem, který nachází lokální vrcholy ve čtyřech rozdělených subintervalech v rámci periody a následně vybere z lokálních vrcholů maximální vrchol. J. Jansen a kol. použili detekční metodu založenou na shodě se šablonou vyhodnocením korelační funkce v lokálním pohyblivém okně. Tato metoda byla dále vyvíjena Shinem a kol. Ačkoliv tato metoda vyžaduje v první fázi návrh šablony, Shin a kol. ji úspěšně aplikovali na několik typů signálů BKG získaných z nafukovací matrace, snímačů zatížení a snímačů EMFi. Další metody pro detekci srdečního tepu z BKG signálu zahrnují ty, které používají vlnkové transformace k předzpracování signálu.

Výzkumníci ověřovali algoritmy detekce srdečního tepu na velkých datových souborech obsahujících stovky tisíc záznamů. Paalasmaa a kol. [12] používali hierarchické seskupování, aby nejprve ze záznamů vyvodili tep, následně byly určovány intervaly beat-to-beat určením pozic, ve kterých signál nejlépe odpovídá šabloně [1].

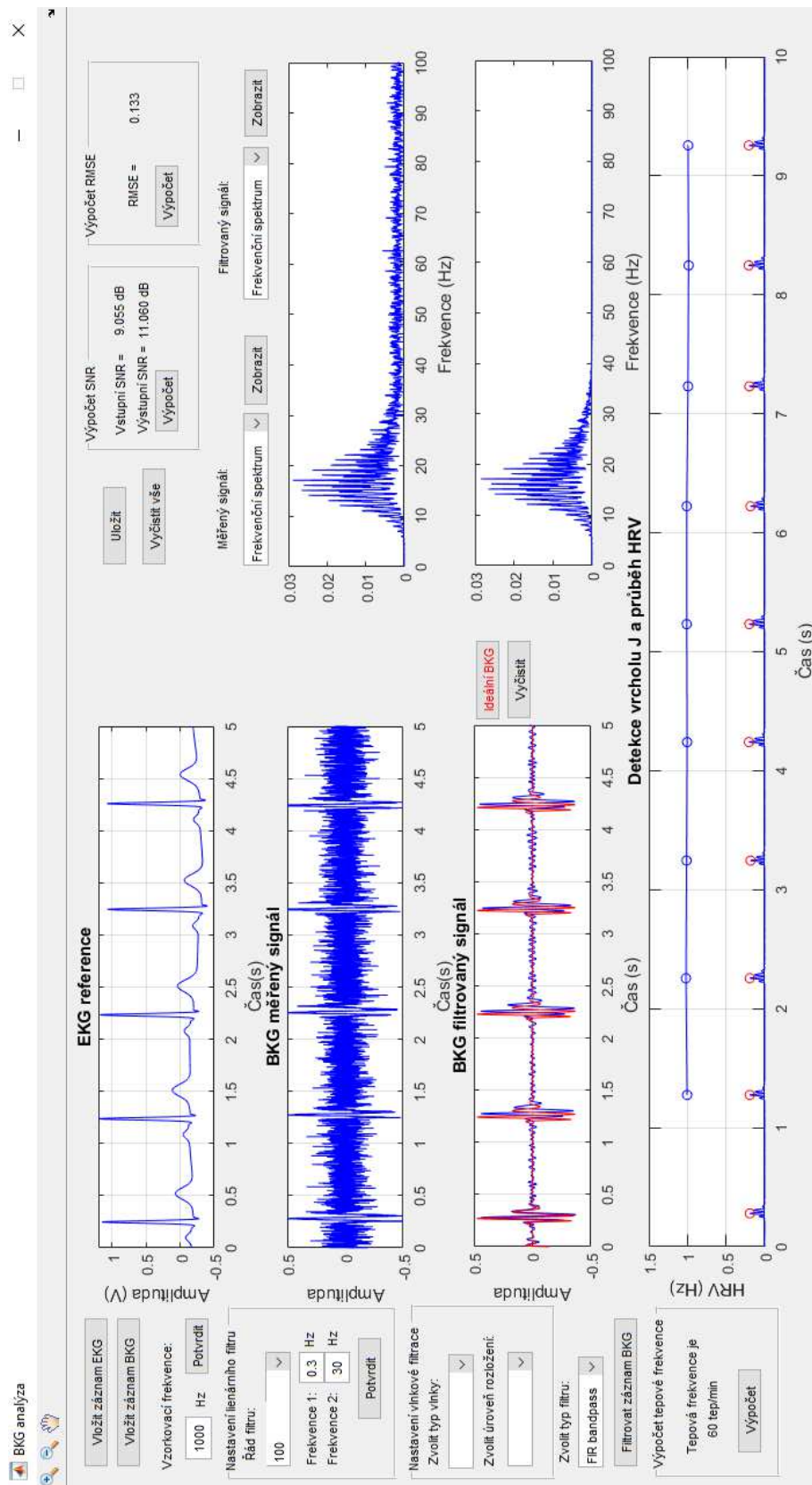
8 Realizace aplikace pro zpracování BKG

Praktická část bakalářské práce je zaměřena na vývoj softwaru pro zpracování BKG signálu ve vývojevém prostředí Matlab. Pro vytvoření aplikace bylo využito grafické interaktivní prostředí GUIDE, které je součástí Matlabu. Blokové schéma aplikace popisuje Obrázek 8 a konečnou podobu aplikace zobrazuje Obrázek 9.

Aplikace umožňuje nahrání dat obsahující BKG signál a v případě potřeby také nahrání referenčního EKG signálu. Načtený BKG signál je poté možné za pomoci aplikace filtrovat několika možnými filtry nastavením jejich jednotlivých parametrů. Co se týče analýzy signálů, pro nahrání i filtrovaný signál lze zobrazit jejich frekvenční spektra, popřípadě spektrogram. Další z funkcí je výpočet tepové frekvence z filtrovaného BKG signálu nebo také výpočet SNR.



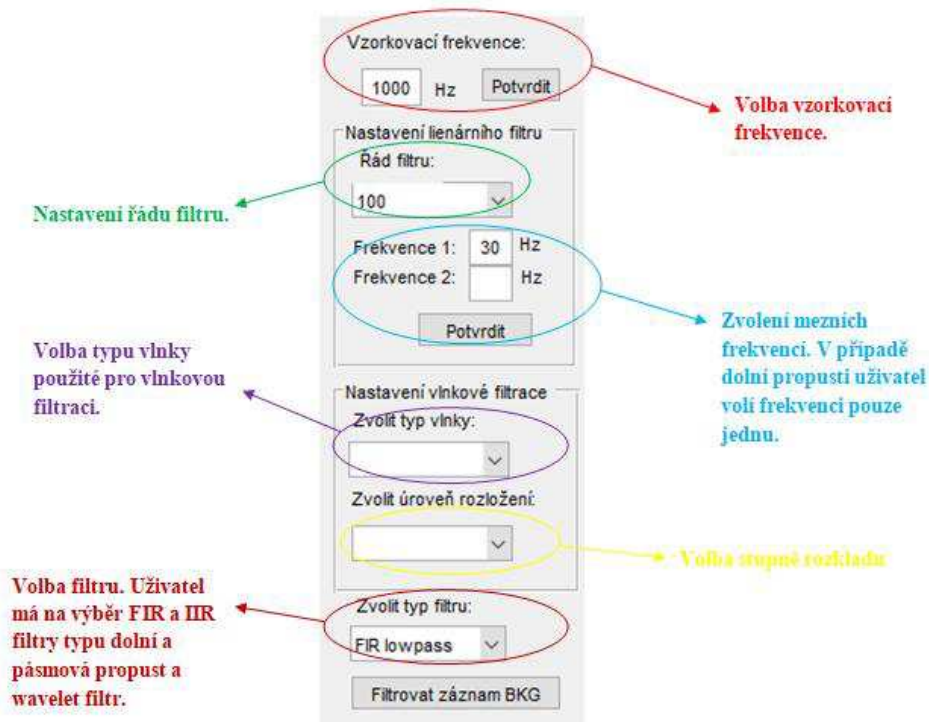
Obrázek 8: Blokové schéma aplikace



Obrázek 9: Aplikace pro zpracování BKG.

8.1 Realizace digitálních filtrů

Pro filtraci BKG signálu je v aplikaci možné volit různé typy filtrů. Jsou to lineární frekvenčně selektivní filtry FIR a IIR a filtr využívající vlnkovou transformaci. Uživatel má k dispozici panel pro nastavení jednotlivých parametrů viz Obrázek 10.



Obrázek 10: Panel pro nastavení parametrů filtru.

8.1.1 Realizace lineárních filtrů

U lineárních filtrů je zapotřebí zvolit vzorkovací frekvenci, řád filtru a mezní frekvence. Pro filtr typu dolní propust se volí pouze jedna mezní frekvence (Frekvence 1). Filtr nepropouští složky signálu s frekvencí přesahující tuto hodnotu. U pásmové propusti je potřeba zadat obě mezní frekvence (Frekvence 1, Frekvence 2), výstupem je signál nacházející se na frekvencích mezi těmito mezními frekvencemi. Frekvenční rozsah BKG signálu se obecně pohybuje v rozmezí 0,3-30Hz, podle toho také mezní frekvence volíme.

Pro realizaci FIR filtru je využita funkce Matlabu `fir1(n,Wn,ftype)`. Filtrovaný signál je výsledkem konvoluce. Obrázek 11 poskytuje náhled na kód v Matlabu pro filtr s konečnou impulzní odezvou typu pásmová propust.

```

case 'FIR bandpass'
    n = handles.n; %rad filtru
    f1=handles.f1;
    f2=handles.f2;
    %vzorkovaci frekvence
    fs=handles.fs; %vzorkovaci frekvence
    fN1=f1/(fs/2); %mezni frekvence
    fN2=f2/(fs/2);
    %Filtrace signalu
    h=firl(n,[fN1 fN2],'bandpass');
    handles.firband = conv(bkg2,h,'same');

```

Obrázek 11: Ukázka kódu pro FIR filtr.

IIR filtr byl v Matlabu získán simulací Butterworthova filtru pomocí funkce `butter(n,Wn,ftype)`. Samotná filtrace je provedena příkazem `filter(b,a,x)`. Kód pro tvorbu filtru s nekonečnou impulzní odezvou typu dolní propust je zobrazen na Obrázek 12.

```

case 'IIR lowpass'
    n = handles.n; %rad filtru
    f1=handles.f1;
    fs=handles.fs; %vzorkovaci frekvence
    fN1=f1/(fs/2); %mezni frekvence
    [b a]=butter(n,fN1,'low');
    handles.iirlow=filter(b,a,bkg2);

```

Obrázek 12: Ukázka kódu pro IIR filtr.

8.1.2 Realizace vlnkové filtrace

Při použití filtrace vlnkovou transformací je nutné zvolit použitou vlnku. Matlab umožňuje pro práci s vlnkovou transformací užití toolboxu, který již obsahuje sadu vlnek. Jsou to daubeschiesové vlnky (1-45), coiflety (1-5), symlety (2-45), biortogonální vlnky, reverzní biortogonální vlnky a Myerova diskretní vlnka. Aplikace nabízí výběr z vlnek `coif1`, `sym4`, `db5`, `rbio2.6` a `bior3.7`. Dalším volitelným parametrem je stupeň dekompozice. V aplikaci je implicitně nastaveno měkké prahování. Matlab toolbox disponuje funkcí `wden(x,'threshold',sorth,scal,n,wname)`, která je určena k odstranění šumu. Využití této funkce je zobrazeno v ukázkovém kódu vlnkové filtrace na Obrázek 13.

```

case 'Wavelet'
    wname = handles.wname; %typ vlnky
    level=handles.level; %stupen rozkladu
    handles.w=wden(bkg2,'rigrsure','s','mln',level,wname); %odstraneni sumu

```

Obrázek 13: Ukázka kódu pro vlnkovou filtraci.

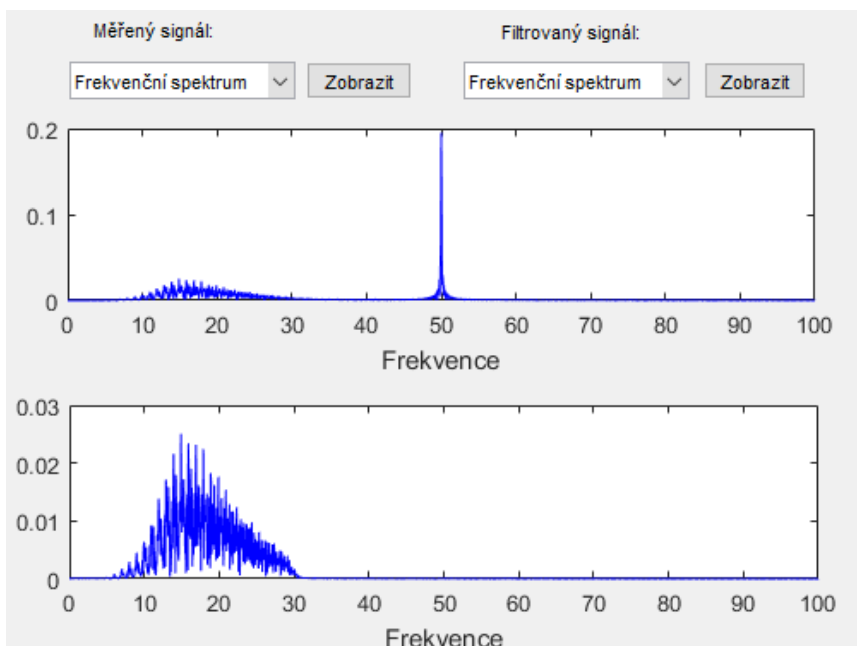
8.2 Realizace frekvenční analýzy signálů

Pomocí frekvenční analýzy je možné hodnotit, na kterých frekvencích se nachází užitečný signál nebo naopak rušení. Aplikace proto umožňuje zobrazení frekvenčního spektra jak pro signál filtrovaný, tak pro signál původní. Převod signálu z časové do frekvenční oblasti se provádí pomocí rychlé Fourierovy transformace (FFT). Pro tu existuje funkce v Matlab toolbox viz Obrázek 14.

```
case 'Frekvenční spektrum'  
    %%Spektrum  
    handles.spektrum = true;  
    fvz=1000;  
    NFFT=2^nextpow2(length(bkg2));  
    Y=fft(double(bkg2),NFFT)/length(bkg2); %vypocet pomoci funkce fft  
    handles.f=(double(fvz)/2*linspace(0,1,NFFT/2)); %vektor s frekvenci v hz  
    handles.amp=2*abs(Y(1:(NFFT/2)));
```

Obrázek 14: Ukázka kódu pro frekvenční spektrum.

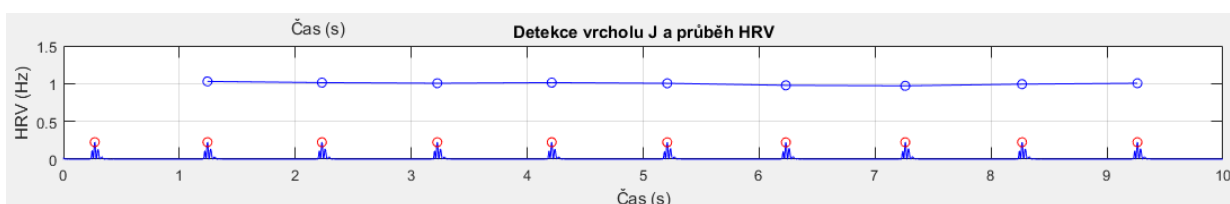
Na Obrázek 15 je zobrazena část aplikace věnující se frekvenční analýze, konkrétně vykreslená spektra pro BKG signál zarušený síťovým brumem 50Hz a signál po zpracování. Menu umožňuje uživateli aplikace volit mezi zobrazením frekvenčního spektra a spektrogramu.



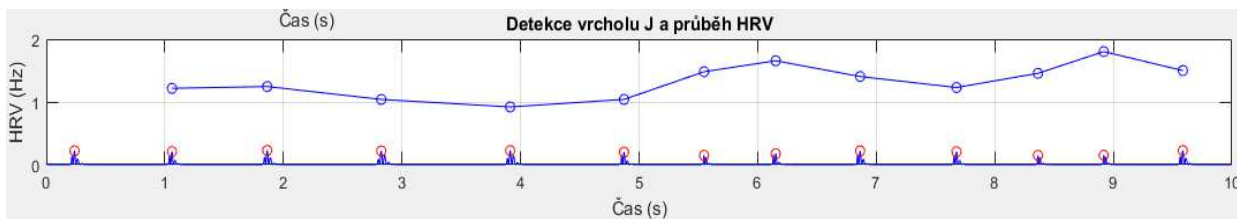
Obrázek 15: Frekvenční spektra pro nahraný (nahore) a filtrovaný (dole) signál.

8.3 Realizace detekce tepové frekvence

Součástí analýzy BKG v aplikaci je výpočet tepové frekvence. Ten je proveden na základě určení nejvyšších hodnot v amplitudě jako vrcholu J. Tepová frekvence je následně určena z J-J intervalů. Filtrovaný signál je nejprve upraven do vhodné podoby, kdy jsou potlačeny záporné hodnoty viz Obrázek 16. V takto upraveném signálu se pomocí příkazu `findpeaks(x,y,'MinPeakHeight','MinPeakDistance')` vyhledají vrcholy s největší amplitudou. Označeny jsou všechny vrcholy s amplitudou vyšší, než je zadaná minimální hodnota pro vrchol J. Zároveň je určena minimální vzdálenost mezi jednotlivými vrcholy. Dále je vyobrazen průběh variability srdeční tepové frekvence (HRV), který ukazuje momentální tepovou frekvenci v závislosti na vzdálenosti předchozího J vrcholu. Tato funkce byla testována na signálu s vyšší tepovou frekvencí, jak je vidět na Obrázek 17.



Obrázek 16: Ukázka detekce vrcholů J a průběh HRV pro ideální BKG průběh.



Obrázek 17: Ukázka detekce vrcholů J a průběhu HRV pro vyšší tepovou frekvenci.

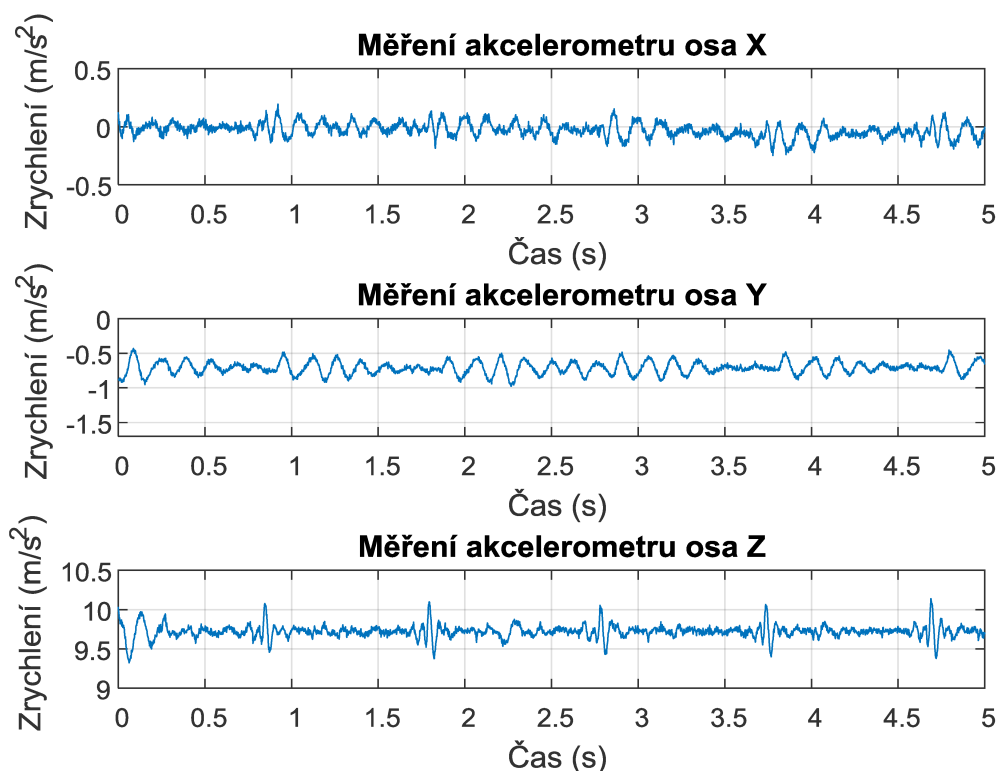
9 Ověření aplikace na reálných datech

Reálná data pro ověření realizované aplikace byla získána pomocí tříosého akcelerometru X-IO. Byl použit modul x-IMU (Obrázek 18), který je navržen jako všestranná platforma obsahující řadu snímačů, jedním z nich je právě akcelerometr. Komunikace s modulem probíhá v reálném čase přes rozhraní USB, získaná data jsou uložena do tabulky v excelu.



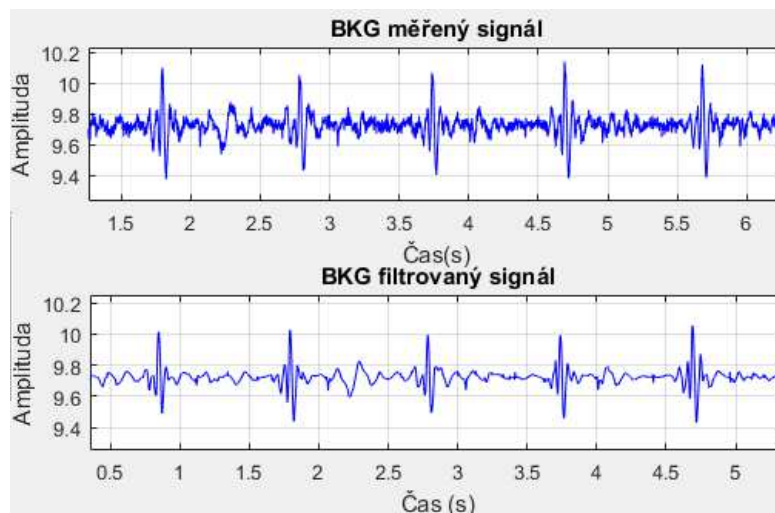
Obrázek 18: Modul x-IMU.

Měření bylo provedeno přiložením modulu na hrudník. Měřený subjekt byl v poloze vleže a pokud možno v klidu, aby signál nebyl příliš znehodnocen pohybovými artefakty.

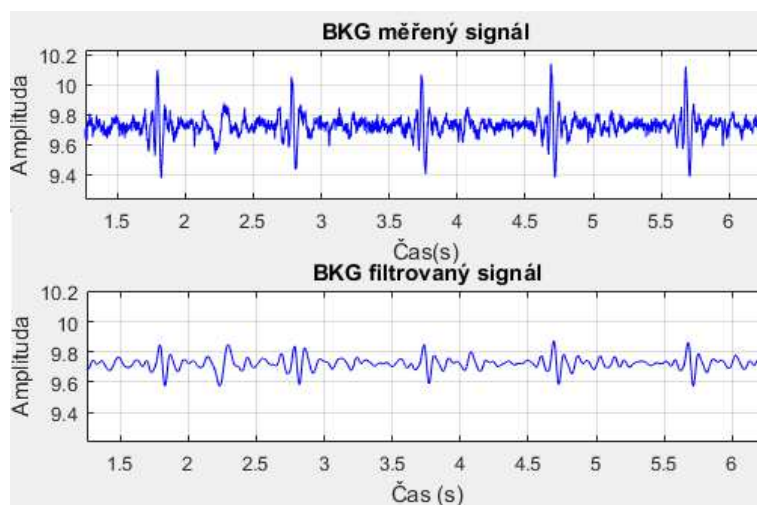


Obrázek 19: Měření BKG pomocí akcelerometru.

Z naměřených dat pro analýzu nejlépe vyhovuje měření z osy Z, které představuje vertikální zrychlení. Tento signál byl přiveden na vstup filtru do vytvořené aplikace. Pro filtraci byla použita vlnková filtrace (Obrázek 20) i lineární FIR filtr (Obrázek 21). Z průběhů je patrné, že pro reálné záznamy z akcelerometru je vlnková filtrace vhodnější.

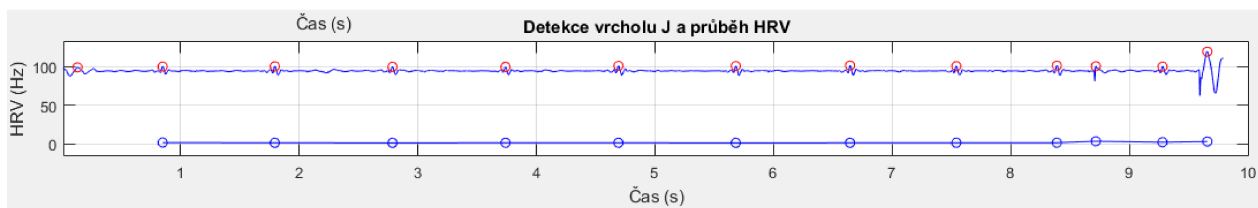


Obrázek 20: Filtrace naměřeného BKG pomocí vlnkové filtrace (sym4, stupeň rozložení 5).



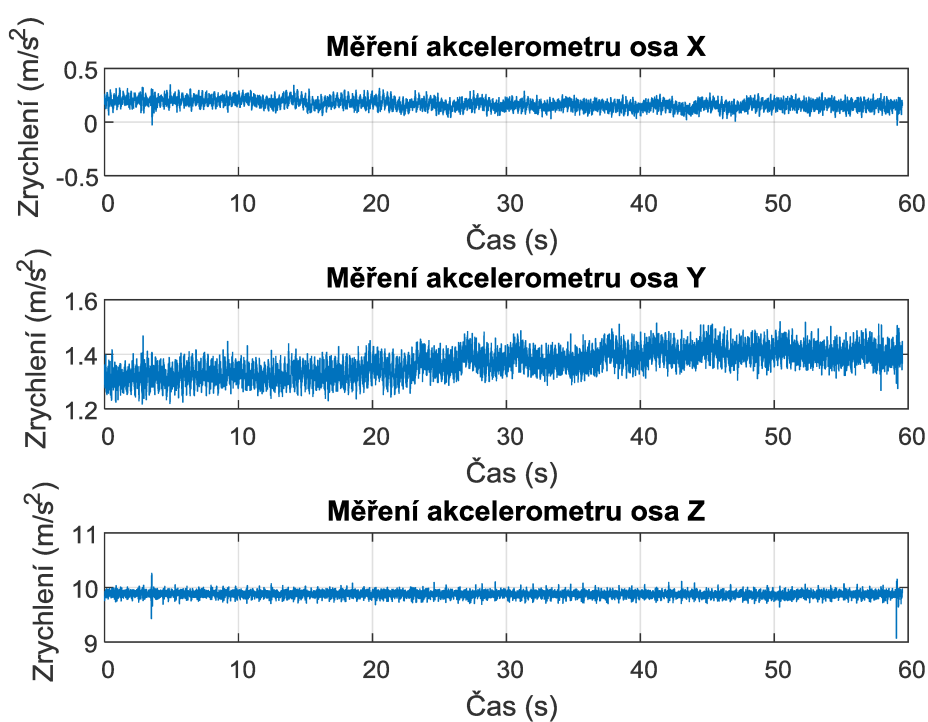
Obrázek 21: Filtrace naměřeného BKG lineárním FIR filtrem.

Pro výpočet tepové frekvence byla upravená minimální hodnota amplitudy pro vrchol J, jelikož měření akcelerometrem generuje BKG v jiných jednotkách než jsou signály syntetické. Pro měřený signál je srdeční frekvence 78 tepů za minutu. Variabilita srdeční frekvence (HRV) je na Obrázek 22 zobrazena v hodnotách okolo 1 Hz.

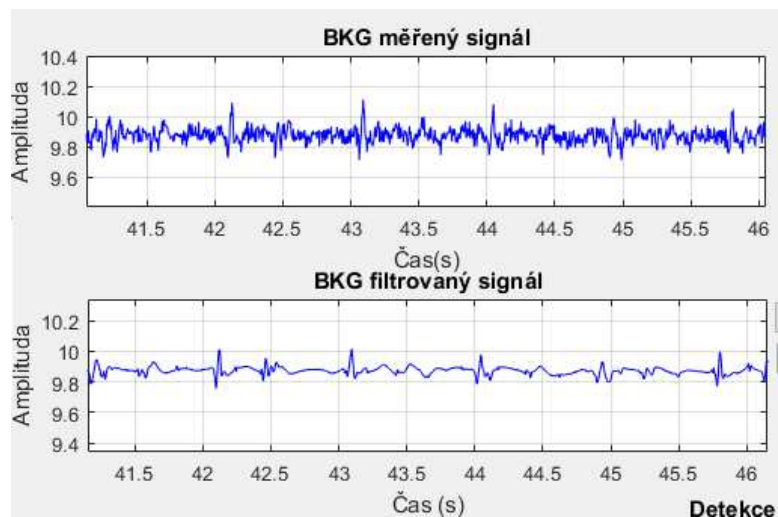


Obrázek 22: BKG měřené akcelerometrem: detekce vrcholů J (nahore) a průběh HRV (dole).

Dále byl akcelerometrem změřen také záznam o trvání jedné minuty a následně filtrován a analyzován. Průběh měření ve všech osách znázorňuje Obrázek 23. Pro další zpracování byl zvolen opět průběh měření na ose Z. Ukázkou filtrace vlnkovou filtrací zobrazuje Obrázek 24.

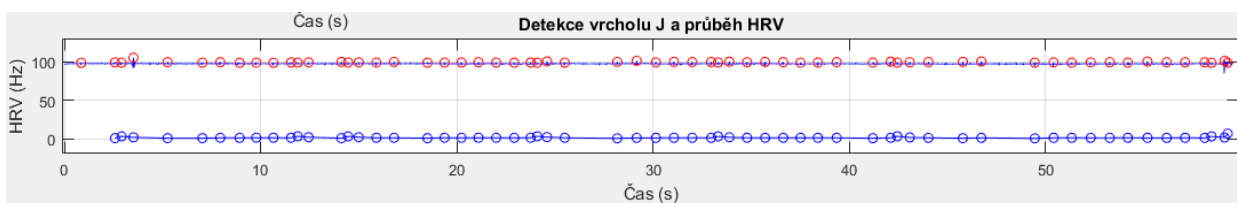


Obrázek 23: Minutový záznam z akcelerometru



Obrázek 24: Ukázka filtrace minutového záznamu pomocí vlnkové filtrace (sym4, stupeň rozložení 5).

Filtrovaný signál byl poté použit k detekci průběhu HRV podobně jako u prvního záznamu. Detekci vrcholů J a průběh HRV znázorňuje Obrázek 25.



Obrázek 25: Minutový záznam z akcelerometru: detekce vrcholů J (nahore) a průběh HRV (dole).

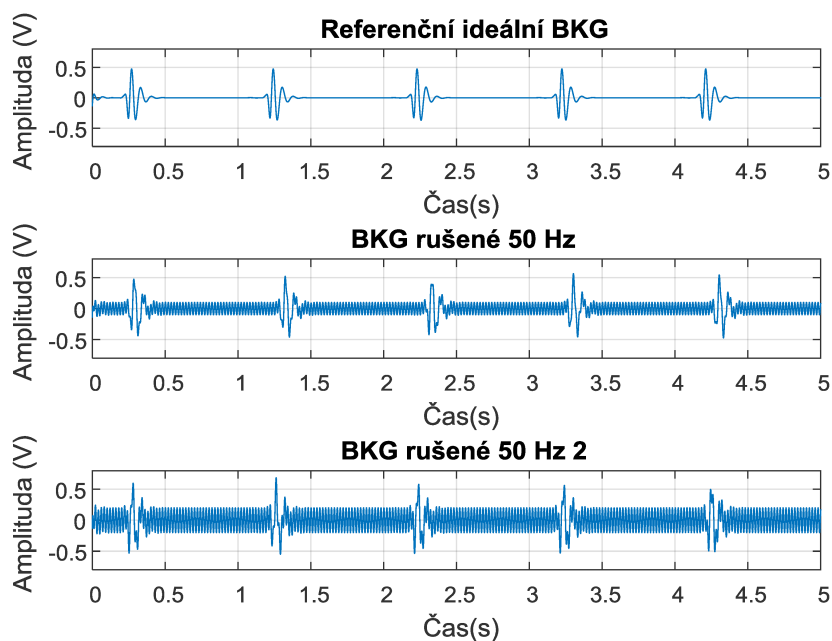
10 Testování filtrů

Testování úspěšnosti filtrace je důležitým krokem pro porovnání účinnosti jednotlivých filtrů. Vhodné je srovnání nejen různých filtrů mezi sebou, ale také stejného filtru při různém nastavení jeho parametrů. Hodnotí se především, jak moc se filtrovaný signál blíží signálu užitečnému. Signály lze takto hodnotit vizuálně porovnáním průběhů ideálních s filtrovanými, ale vhodnějším způsobem pro testování je číselné vyjádření, které je více objektivní. Matematicky můžeme úspěšnost filtrace vyjádřit několika způsoby, jako je výpočet poměru signálu k šumu (SNR), střední průměrná kvadratická chyba RMSE nebo procentuální chyba PRD.

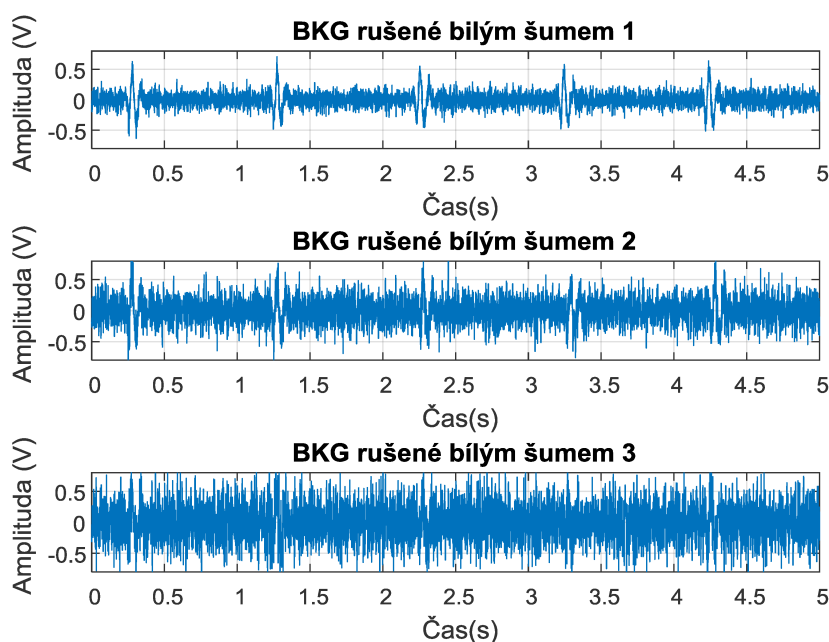
Pravděpodobně nejpoužívanější metodou je výpočet SNR. Sleduje se zlepšení tohoto poměru, proto je potřeba vyjádřit nejprve vstupní SNR_{vstup}, výstupní SNR_{výstup} a následně lze vyjádřit množství odstraněného šumu jako rozdíl těchto dvou hodnot.

Pro usnadnění testování filtrace obsahuje vytvořená aplikace pro zpracování BKG část věnující se výpočtu vstupního a výstupního SNR.

Nevýhodou výše zmíněných způsobů hodnocení je potřeba znalosti užitečného signálu nebo rušení. Při filtraci reálných BKG signálů tyto parametry nejsou známy. Pro testování byla použita syntetická data. Pro testování účinnosti filtrů byly na vstup filtru přivedeny signály vytvořené přidáním šumu k ideálnímu BKG signálu viz Obrázek 26 a Obrázek 27.



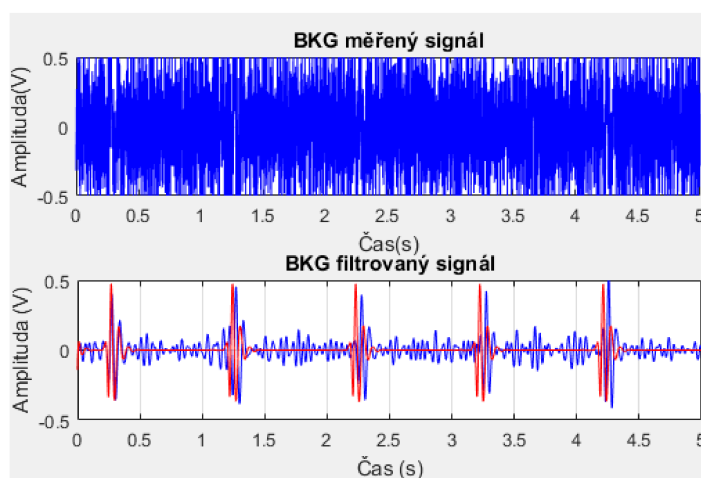
Obrázek 26: Signály pro testování filtrů: původní nezarušený signál BKG (nahore) a dva signály rušené 50 Hz.



Obrázek 27: Signály pro testování filtrů rušené bílým šumem.

10.1 Testování lineárních filtrů

Testování lineárních filtrů FIR a IIR bylo provedeno na všech výše zmíněných signálech. Pro pásmovou propust byla zvolena dolní mezní frekvence 0,3 Hz a horní mezní frekvence 30 Hz. Pro dolní propust byla mezní frekvence nastavena na 30 Hz. Byla sledována funkčnost filtrů s nastavením různých řádů filtru. Hodnoty vstupního SNR nefiltrovaného signálu a SNR na výstupu filtru byly zaznamenány do tabulek 2-6 a následně hodnoceny. Kromě výsledného SNR byl také sledován průběh filtrovaného signálu a subjektivně porovnáván s ideálním průběhem viz Obrázek 28.



Obrázek 28: Ukázka průběhu filtrovaného (modře) a ideálního (červeně) signálu pro subjektivní hodnocení, společně s původním nahráním signálem (nahore).

Tabulka 2: Lineární filtry: SNR pro BKG rušené 50 Hz.

Vstupní SNR [dB]	10,265		
Typ filtru	FIR bandpass		
Řád filtru	100	500	1000
Výstupní SNR [dB]	11,649	11,473	11,468
Typ filtru	FIR lowpass		
Řád filtru	100	500	1000
Výstupní SNR [dB]	11,701	11,473	11,461
Typ filtru	IIR bandpass		
Řád filtru	5	10	50
Výstupní SNR [dB]	11,802	11,802	12,034
Typ filtru	IIR lowpass		
Řád filtru	5	10	50
Výstupní SNR [dB]	12.529	12.529	-

Tabulka 3: Lineární filtry: SNR pro BKG rušené 50 Hz č. 2.

Vstupní SNR [dB]	8,712		
Typ filtru	FIR bandpass		
Řád filtru	100	500	1000
Výstupní SNR [dB]	13,694	13,507	13,499
Typ filtru	FIR lowpass		
Řád filtru	100	500	1000
Výstupní SNR [dB]	13,746	13,507	13,492
Typ filtru	IIR bandpass		
Řád filtru	5	10	50
Výstupní SNR [dB]	10,682	10,682	11,714
Typ filtru	IIR lowpass		
Řád filtru	5	10	50
Výstupní SNR [dB]	11.752	11.752	-

Tabulka 4: Lineární filtry: SNR pro BKG rušené bílým šumem č. 1.

Vstupní SNR [dB]	9,055		
Typ filtru	FIR bandpass		
Řád filtru	100	500	1000
Výstupní SNR [dB]	11,060	10,879	10,872
Typ filtru	FIR lowpass		
Řád filtru	100	500	1000
Výstupní SNR [dB]	11,115	10,879	10,865
Typ filtru	IIR bandpass		
Řád filtru	5	10	50
Výstupní SNR [dB]	12,435	12,435	12,086
Typ filtru	IIR lowpass		
Řád filtru	5	10	50
Výstupní SNR [dB]	12.344	12.344	-

Tabulka 5: Lineární filtry: SNR pro BKG rušené bílým šumem č. 2.

Vstupní SNR [dB]	6,553		
Typ filtru	FIR bandpass		
Řád filtru	100	500	1000
Výstupní SNR [dB]	13,205	12,961	12,944
Typ filtru	FIR lowpass		
Řád filtru	100	500	1000
Výstupní SNR [dB]	13,260	12,961	12,937
Typ filtru	IIR bandpass		
Řád filtru	5	10	50
Výstupní SNR [dB]	11,051	11,051	11,707
Typ filtru	IIR lowpass		
Řád filtru	5	10	50
Výstupní SNR [dB]	11,446	11,446	-

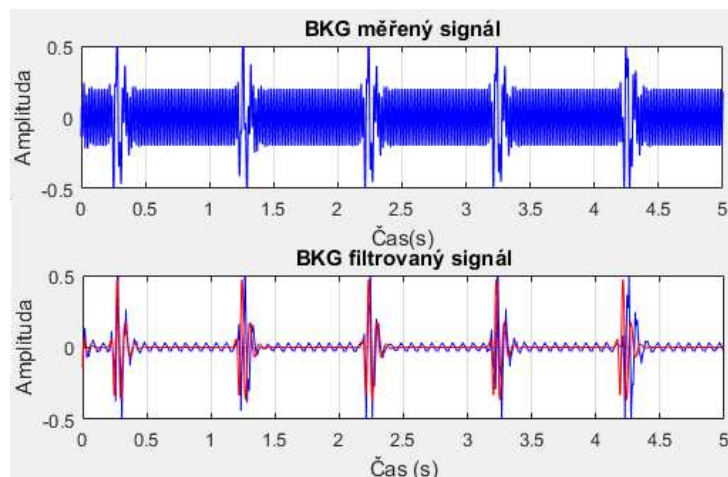
Tabulka 6: Lineární filtry: SNR pro BKG rušené bílým šumem č. 3.

Vstupní SNR [dB]	3,558		
Typ filtru	FIR bandpass		
Řád filtru	100	500	1000
Výstupní SNR [dB]	12,361	12,147	12,129
Typ filtru	FIR lowpass		
Řád filtru	100	500	1000
Výstupní SNR [dB]	12,422	12,146	12,121
Typ filtru	IIR bandpass		
Řád filtru	5	10	50
Výstupní SNR [dB]	11,647	11,647	11,420
Typ filtru	IIR lowpass		
Řád filtru	5	10	50
Výstupní SNR [dB]	10,703	10,703	-

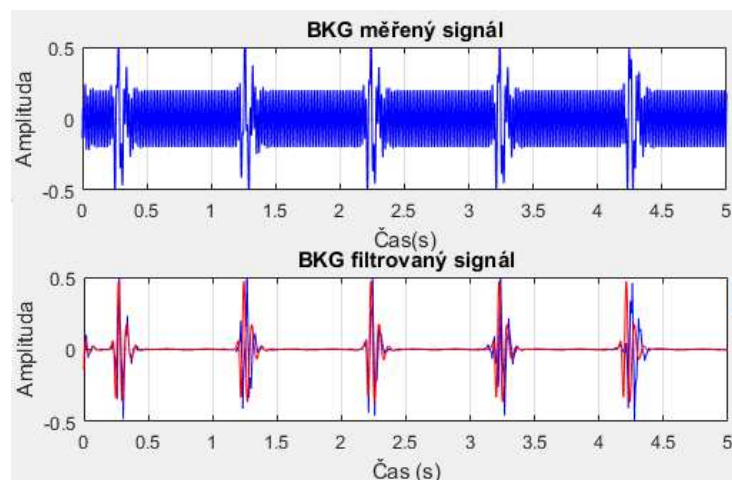
Z tabulek lze vyčíst, že pro lineární filtraci BKG signálu se jako vhodnější jeví FIR filtry, které dosahují lepšího výsledného SNR. Pro dolní i horní propust byly voleny tři hodnoty pro řád filtru. Při volbě řádu filtru 100 byly výsledky nejlepší. Zároveň průběh užitečného signálu BKG v porovnání s ideálním průběhem nebyl při použití těchto typů filtrů výrazně znehodnocen.

10.2 Testování vlnkové filtrace

Testování filtrace pomocí vlnkové transformace probíhalo podobným způsobem jako u lineárních filtrů. Na vstup filtru byl přiveden zašuměný signál, zvoleny parametry filtru (typ vlnky, stupeň rozkladu) a následně vypočteno vstupní a výstupní SNR, zaznamenány do tabulek 7-11. I u této filtrace bylo potřeba sledovat také průběh filtrovaného signálu. Z tabulek je patrné, že při vyšších stupních rozkladu výsledné SNR sice ukazovalo lepší výsledky, nicméně průběhy užitečného BKG již byly mírně zkreslené. Obrázek 29 a Obrázek 30 znázorňují postup při subjektivním hodnocení průběhů signálů.



Obrázek 29: Ukázka filtrace při nastavení *coif1* a stupněm rozkladu 4.



Obrázek 30: Ukázka filtrace při nastavení *coif1* a stupněm rozkladu 6.

Tabulka 7: Vlnková filtrace: SNR pro BKG rušené 50 Hz.

Stupeň rozkladu	4	5	6	7	8
Vstupní SNR [dB]	10,265				
Použitá vlnka	sym4				
Výstupní SNR [dB]	11,569	11,600	11,657	11,658	11,658
Použitá vlnka	coif1				
Výstupní SNR [dB]	11,718	11,809	11,972	11,975	11,979
Použitá vlnka	db5				
Výstupní SNR [dB]	11,546	11,561	11,590	11,591	11,591
Použitá vlnka	rbio2.6				
Výstupní SNR [dB]	11,539	11,587	11,700	11,701	11,701
Použitá vlnka	bior3.7				
Výstupní SNR [dB]	11,582	11,594	11,628	11,628	11,627

Tabulka 8: Vlnková filtrace: SNR pro BKG rušené 50 Hz č. 2.

Stupeň rozkladu	4	5	6	7	8
Vstupní SNR [dB]	8,712				
Použitá vlnka	sym4				
Výstupní SNR [dB]	13,542	13,602	13,704	13,704	13,705
Použitá vlnka	coif1				
Výstupní SNR [dB]	13,481	13,637	13,966	13,972	13,975
Použitá vlnka	db5				
Výstupní SNR [dB]	13,511	13,544	13,607	13,607	13,607
Použitá vlnka	rbio2.6				
Výstupní SNR [dB]	13,520	13,586	13,767	13,769	13,769
Použitá vlnka	bior3.7				
Výstupní SNR [dB]	13,553	13,579	13,637	13,637	13,636

Tabulka 9: Vlnková filtrace: SNR pro BKG rušené bílým šumem č. 1.

Stupeň rozkladu	4	5	6	7	8
Vstupní SNR [dB]	9,055				
Použitá vlnka	sym4				
Výstupní SNR [dB]	10,900	11,426	11,426	11,502	11,502
Použitá vlnka	coif1				
Výstupní SNR [dB]	10,945	11,394	11,473	11,477	11,479
Použitá vlnka	db5				
Výstupní SNR [dB]	10,866	11,293	11,492	11,493	11,494
Použitá vlnka	rbio2.6				
Výstupní SNR [dB]	10,896	11,234	11,315	11,317	11,317
Použitá vlnka	bior3.7				
Výstupní SNR [dB]	10,931	11,457	11,620	11,621	11,621

Tabulka 10: Vlnková filtrace: SNR pro BKG rušené bílým šumem č. 2.

Stupeň rozkladu	4	5	6	7	8
Vstupní SNR [dB]	6,553				
Použitá vlnka	sym4				
Výstupní SNR [dB]	12,880	13,767	13,994	13,997	13,998
Použitá vlnka	coif1				
Výstupní SNR [dB]	12,906	13,747	14,029	14,038	14,043
Použitá vlnka	db5				
Výstupní SNR [dB]	12,906	13,821	14,133	14,137	14,138
Použitá vlnka	rbio2.6				
Výstupní SNR [dB]	12,886	13,548	13,741	13,745	13,745
Použitá vlnka	bior3.7				
Výstupní SNR [dB]	12,769	13,634	13,790	13,793	13,792

Tabulka 11: Vlnková filtrace: SNR pro BKG rušené bílým šumem č. 3.

Stupeň rozkladu	4	5	6	7	8
Vstupní SNR [dB]	3,558				
Použitá vlnka	sym4				
Výstupní SNR [dB]	11,993	13,216	13,592	13,598	13,598
Použitá vlnka	coif1				
Výstupní SNR [dB]	12,005	13,111	13,452	13,472	13,475
Použitá vlnka	db5				
Výstupní SNR [dB]	11,952	13,172	13,765	13,769	13,770
Použitá vlnka	rbio2.6				
Výstupní SNR [dB]	11,827	12,916	13,217	13,222	13,223
Použitá vlnka	bior3.7				
Výstupní SNR [dB]	11,941	13,085	13,569	13,573	13,573

Výsledky testování filtrů využívajících vlnkovou transformaci značí, že k filtraci BKG signálů se jako vhodné vlnky zdají především sym4 a coif, popřípadě db5. Podle výsledného SNR se zdá, že s rostoucím stupněm rozkladu se zlepšuje i kvalita filtrovaného signálu. Pro ověření byly sledovány jednotlivé průběhy, porovnány s ideálním BKG a následně bylo subjektivně hodnoceno zkreslení užitečné složky signálu vlivem filtrace. Vhodným stupněm rozkladu pro většinu použitých záznamů se jeví stupeň 6, při kterém získáme signál s vyhovujícím odstupem signálu od šumu, ale zároveň ještě nedochází ke znehodnocení užitečné složky.

11 Závěr

Cílem bakalářské práce bylo vytvořit aplikaci pro zpracování a analýzu BKG signálů. Součástí této aplikace je filtrace signálu, frekvenční analýza, výpočet tepové frekvence a její variability. V první části se bylo potřeba seznámit se samotným BKG signálem a metodami zabývajícími se jeho získáváním a zpracováním. Na základě literární rešerše byly v další části práce vybrány a navrženy filtry vhodné pro úpravu těchto signálů.

Vytvořená aplikace umožňuje filtraci signálů pomocí lineárních filtrů FIR a IIR typu pásmová a dolní propust a filtraci pomocí vlnkové transformace. Účinnost jednotlivých filtrů byla v práci testována na základě objektivního hodnocení v podobě odstupe signálu od šumu (SNR) a subjektivního hodnocení porovnáváním průběhů signálů na výstupu filtru s ideálním průběhem BKG křivky. Výsledky testování ukázali, že pro filtraci BKG signálu jsou nejvíce vhodné FIR filtry s řádem 100 a filtry využívající vlnkové transformace za použití vlnek sym4 a coif1 a stupněm rozkladu 6. Tyto filtry dosáhly dobrých výsledků při objektivním hodnocení pomocí SNR a zároveň užitečné složky filtrovaných signálů nebyly v porovnání s ideálním průběhem příliš zkeslené. Nicméně i zbylé navržené filtry poskytovaly uspokojivé výsledky.

Součástí softwarového nástroje je také možnost výpočtu tepové frekvence. Algoritmus výpočtu byl založený na detekci J-J intervalů. V balistokardiogramu jsou jako J vrcholy určeny vrcholy s nejvyšší hodnotou amplitudy. Dle vzdálenosti jednotlivých J vrcholů mezi sebou byla také určena variabilita tepové frekvence, která byla v grafu udávána v jednotkách Hz.

Další část práce byla věnována ověření funkčnosti aplikace na reálných datech. Ta byla získána pomocí tříosého akcelerometru přiloženého na hrudník měřeného subjektu. Ze získaných dat byla jako vhodná pro získání BKG vybrána data z osy Z, ta byla přivedena na vstup filtru v aplikaci. Lepších výsledků bylo dosaženo filtrací pomocí vlnkové transformace. Pro výpočet tepové frekvence však bylo zapotřebí upravit minimální hodnotu pro detekci vrcholu J, jelikož data z akcelerometru byla získána v jiných jednotkách než syntetická data, na kterých byla aplikace testována.

Software byl vyvinut v interaktivním programovém prostředí a skriptovacím programovacím jazyce Matlab v podobě grafické uživatelské rozhraní (GUI). Uživateli umožňuje využití všech výše zmíněných funkcí a zobrazení jednotlivých průběhů.

Seznam použité literatury

- [1] INAN, Omer T., Pierre-Francois MIGEOTTE, Kwang-Suk PARK, et al. Ballistocardiography and Seismocardiography: A Review of Recent Advances. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics* [online]. 2015, 19(4), 1414-1427 [cit. 2017-09-25]. DOI: 10.1109/JBHI.2014.2361732. ISSN 2168-2194. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6916998/>
- [2] KIM, Chang-Sei, Stephanie L. OBER, M. Sean MCMURTRY, Barry A. FINEGAN, Omer T. INAN, Ramakrishna MUKKAMALA a Jin-Oh HAHN. Ballistocardiogram: Mechanism and Potential for Unobtrusive Cardiovascular Health Monitoring. *Scientific Reports* [online]. 2016, 6(1), - [cit. 2017-09-25]. DOI: 10.1038/srep31297. ISSN 2045-2322. Dostupné z: <http://www.nature.com/articles/srep31297>
- [3] VOGT, Emelie, David MACQUARRIE a John Patrick NEARY. Using ballistocardiography to measure cardiac performance: a brief review of its history and future significance. *Clinical Physiology and Functional Imaging* [online]. 2012, 32(6), 415-420 [cit. 2017-09-25]. DOI: 10.1111/j.1475-097X.2012.01150.x. ISSN 14750961. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1475-097X.2012.01150.x>
- [4] O. T. INAN, Recent advances in cardiovascular monitoring using ballistocardiography, *Proc. Int. Conf. IEEE Engineering in Medicine and Biology Soc.*, pp. 5038-5041, 2012.
- [5] GIOVANGRANDI L, Inan OT, Wiard RM, Etemadi M, Kovacs GTA. Ballistocardiography: A method worth revisiting. In: *Proceedings of the 2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*; 2011. p. 4279–4282.
- [6] MACK, D.C., J.T. PATRIE, P.M. SURATT, R.A. FELDER a M. ALWAN. Development and Preliminary Validation of Heart Rate and Breathing Rate Detection Using a Passive, Ballistocardiography-Based Sleep Monitoring System. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine* [online]. 2009, 13(1), 111-120 [cit. 2017-09-25]. DOI: 10.1109/TITB.2008.2007194. ISSN 1089-7771. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/4663856/>
- [7] GIH SUNG CHUNG, JEONG SU LEE, SU HWAN HWANG, YOUNG KYU LIM, DO-UN JEONG a KWANG SUK PARK. Wakefulness estimation only using ballistocardiogram: Nonintrusive method for sleep monitoring. In: *2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology* [online]. IEEE, 2010, s. 2459-2462 [cit. 2017-10-30]. DOI: 10.1109/IEMBS.2010.5626544. ISBN 978-1-4244-4123-5. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/5626544/>
- [8] BRUSER, C., K. STADLTHANNER, S. DE WAELE a S. LEONHARDT. Adaptive Beat-to-Beat Heart Rate Estimation in Ballistocardiograms. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine* [online]. 2011, 15(5), 778-786 [cit. 2017-10-30]. DOI: 10.1109/TITB.2011.2128337. ISSN 1089-7771. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/5732696/>
- [9] CASTIGLIONI, Paolo, Andrea FAINI, Gianfranco PARATI a Marco DI RIENZO. Wearable Seismocardiography. In: *2007 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* [online]. IEEE, 2007, s. 3954-3957 [cit. 2017-10-30]. DOI: 10.1109/IEMBS.2007.4353199. ISBN 978-1-4244-0787-3. ISSN 1557-170x. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/4353199/>
- [10] HE, David Da, E. S. WINOKUR a C. G. SODINI. A continuous, wearable, and wireless heart monitor using head ballistocardiogram (BCG) and head electrocardiogram (ECG). In: *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* [online]. IEEE,

2011, s. 4729-4732 [cit. 2017-10-30]. DOI: 10.1109/IEMBS.2011.6091171. ISBN 978-1-4577-1589-1. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6091171/>

[11] INAN, O.T., M. ETEMADI, B. WIDROW a G.T.A. KOVACS. Adaptive Cancellation of Floor Vibrations in Standing Ballistocardiogram Measurements Using a Seismic Sensor as a Noise Reference. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 2010, 57(3), 722-727 [cit. 2017-10-30]. DOI: 10.1109/TBME.2009.2018831. ISSN 0018-9294. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/4812084/>

[12] PAALASMAA, Joonas, Hannu TOIVONEN a Markku PARTINEN. Adaptive Heartbeat Modeling for Beat-to-Beat Heart Rate Measurement in Ballistocardiograms. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics* [online]. 2015, 19(6), 1945-1952 [cit. 2017-10-30]. DOI: 10.1109/JBHI.2014.2314144. ISSN 2168-2194. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6780577/>

[13] CHOI, Byung Hun, Gih Sung CHUNG, Jin-Seong LEE, Do-Un JEONG a Kwang Suk PARK. Slow-wave sleep estimation on a load-cell-installed bed: a non-constrained method. *Physiological Measurement* [online]. 2009, 30(11), 1163-1170 [cit. 2017-10-30]. DOI: 10.1088/0967-3334/30/11/002. ISSN 0967-3334. Dostupné z: <http://stacks.iop.org/0967-3334/30/i=11/a=002?key=crossref.dc82064eb1618710057d91222e52bd3f>

[14] ETEMADI, Mozziyar, Omer T. INAN, J. Alex HELLER, Sinan HERSEK, Liviu KLEIN a Shuvo ROY. A Wearable Patch to Enable Long-Term Monitoring of Environmental, Activity and Hemodynamics Variables. *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems* [online]. 2016, 10(2), 280-288 [cit. 2017-11-08]. DOI: 10.1109/TBCAS.2015.2405480. ISSN 1932-4545. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7105963/>

[15] STARR, I., A. J. RAWSON, H. A. SCHROEDER a N. R. JOSEPH. Studies on the estimation of cardiac output in man, and of abnormalities in cardiac function, from the heart's recoil and the blood's impacts; the ballistocardiogram. *Am. J. Physiol.* 1939 (127), 1-28 [cit. 2017-11-08].

[16] INAN, O T, M ETEMADI, A PALOMA, L GIOVANGRANDI a G T A KOVACS. Non-invasive cardiac output trending during exercise recovery on a bathroom-scale-based ballistocardiograph. *Physiological Measurement* [online]. 2009, 30(3), 261-274 [cit. 2018-03-24]. DOI: 10.1088/0967-3334/30/3/003. ISSN 0967-3334. Dostupné z: <http://stacks.iop.org/0967-3334/30/i=3/a=003?key=crossref.dcd3f5d147f1357d74feb4f7f06316fd>

[17] WALTER, Marian, Benjamin EILEBRECHT, Tobias WARTZEK a Steffen LEONHARDT. The smart car seat: personalized monitoring of vital signs in automotive applications. *Personal and Ubiquitous Computing* [online]. 2011, 15(7), 707-715 [cit. 2018-03-24]. DOI: 10.1007/s00779-010-0350-4. ISSN 1617-4909. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00779-010-0350-4>

[18] YU, Yanbo, Wenyu LIU a Xu WANG. Design of insusceptibility detection and processing system of the ballistocardiogram signal based on CPLD. In: 2010 3rd International Congress on Image and Signal Processing [online]. IEEE, 2010, 2010, s. 2909-2912 [cit. 2018-03-24]. DOI: 10.1109/CISP.2010.5646707. ISBN 978-1-4244-6513-2. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/5646707/>

- [19] RYŠÁNEK, Jan. Filtrace signálů EKG s využitím vlnkové transformace [online]. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2012 [cit. 2018-03-24]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/11012/12007>. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Jiří Kozumplík.
- [20] JAN, Jiří. Číslíková filtrace, analýza a restaurace signálů. 2. upr. a rozš. vyd. Brno: VUTUM, 2002. ISBN 80-214-1558-4.
- [21] SCHWARZ, Daniel. Lineární a adaptivní zpracování dat. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2012. ISBN 978-80-7204-779-6.
- [22] STROUHAL, Adam. Úzkopásmové filtry pro signály EKG. Brno, 2009. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce Doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.
- [23] STAŠA, J. Filtrace signálu EKG s využitím vlnkové transformace. Brno, 2009. Bakalářská práce Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí semestrální práce doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.
- [24] SHAO, Dangdang, Francis TSOW, Chenbin LIU, Yuting YANG a Nongjian TAO. Simultaneous Monitoring of Ballistocardiogram and Photoplethysmogram Using a Camera. IEEE Transactions on Biomedical Engineering [online]. 2017, 64(5), 1003-1010 [cit. 2018-04-26]. DOI: 10.1109/TBME.2016.2585109. ISSN 0018-9294. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7501854/>

Přílohy

Příloha na DVD:

Název	Popis
BKG_analyza	Praktická část práce exportovaná pro čtení i bez programu MATLAB
BP_Lancova_2018	Bakalářská práce v elektronické podobě