

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

Komparativní analýza akustických vlastností fetálního
fonokardiografu

A Comparative Analysis of Fetal Phonocardiograph Acoustical
Performance

Zadání bakalářské práce

Student: **Alžbeta Ďuríková**
Studijní program: B2649 Elektrotechnika
Studijní obor: 3901R039 Biomedicínský technik
Téma: **Komparativní analýza akustických vlastností fetálního fonokardiografu**
A Comparative Analysis of Fetal Phonocardiograph Acoustical Performance

Jazyk vypracování: **čeština**

Zásady pro vypracování:

Bakalářská práce se věnuje klasifikaci a popisu problematiky monitorace srdečních ozev plodu. V rámci této práce bude mít studentka za úkol analyzovat a porovnat účinnost vybraných typů fetoskopů a zhodnotit jejich kvalitu na základě objektivních a subjektivních hodnotících kritérií. Na základě těchto výsledků bude mít za úkol navrhnout zlepšení některé z testovaných metod.

Cílem práce je návrh a realizace optimalizace systému pro monitoraci srdeční frekvence plodu. Ověření funkčnosti uvedeného systému bude provedeno pomocí simulátoru srdečních ozev plodu a reálného subjektu.

Postup řešení:

1. Literární rešerše současného stavu problematiky monitorace srdeční frekvence plodu.
2. Teoretický rozbor akustických vlastností jednotlivých fetoskopů.
3. Návrh a realizace optimalizace vybraného systému pro měření srdečních ozev plodu.
4. Ověření funkčnosti realizovaného systému.
5. Diskuze dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] MARTINEK, Radek, et al. A phonocardiographic-based fiber-optic sensor and adaptive filtering system for noninvasive continuous fetal heart rate monitoring. *Sensors*. 2017, vol. 17, iss. 4, pp. 1-26, art. no. 890. DOI: 10.3390/s17040890. ISSN 1424-8220.
- [2] TAN, Boon Hock a M. MOGHAVVEMI. Real time analysis of fetal phonocardiography. In: *2000 TENCON Proceedings*. Piscataway, NJ: IEEE, 2000. p. 135-140. Print ISBN 0-7803-6355-8.
- [3] GIBB, Donald a Sabaratnam ARULKUMARAN. *Fetal Monitoring in Practice*. 4 edition. Elsevier Health Sciences, 2017. ISBN 978-0-7020-4348-2.
- [4] KOVÁCS, Ferenc, et al. Fetal phonocardiography—past and future possibilities. *Computer methods and programs in biomedicine*. 2011, Volume 104, Issue 1, Pages 19-25. ISSN 0169-2607. doi:<https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2010.10.006>.
- [5] LEWIS, Debrah a Soo DOWNE. FIGO consensus guidelines on intrapartum fetal monitoring: Intermittent auscultation. *International Journal of Gynecology & Obstetrics*. 2015, Volume 131, Issue 1, Pp. 9-12. Online ISSN 1879-3479. doi: 10.1016/j.ijgo.2015.06.019.
- [6] TÖRÖK, Miklós, et al. Method and apparatus for measuring fetal heart rate and an electroacoustic sensor for receiving fetal heart sounds. U.S. Patent No 6,245,025, 2001.
- [7] KOVÁCS, Ferenc, Miklós TOROK a István HABERMAJER. A rule-based phonocardiographic

method for long-term fetal heart rate monitoring. *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING*. 200, VOL. 47, NO. 1, P. 124-130. ISSN 0018-9294. DOI | 10.1109/10.817627.
[8] ZUCKERWAR, Allan J. a Dennis L. MOWREY. Passive fetal heart monitoring system. U.S. Patent No 6,551,251, 2003.
[9] KOLARIK, Jakub, et al. A Low-cost Device for Fetal Heart Rate Measurement. *IFAC-PapersOnLine*. 2018, Volume 51, Issue 6, Pages 426-431. ISSN 2405-8963.
doi:<https://doi.org/10.1016/j.ifacol.2018.07.116>.

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

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Radana Kahánková**

Konzultant bakalářské práce: doc. Ing. Radek Martinek, Ph.D.

Datum zadání: 01.09.2018

Datum odevzdání: 30.04.2019



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

prof. Ing. Pavel Brandštetter, CSc.
děkan fakulty

Prehlásenie študenta

„Prehlasujem, že som túto bakalársku prácu vypracovala samostatne. Uviedla som všetky literárne pramene a publikácie, z ktorých som čerpala.“

V Ostrave dňa 29. 4. 2019


.....

Pod'akovanie

Rada by som sa pod'akovala svojej vedúcej bakalárskej práce slečne Ing. Radane Kahánkovej za všetky rady, užitočné informácie, ústretový a profesionálny prístup, ochotu a pomoc pri tvorbe tejto práce a v neposlednom rade za čas venovaný konzultáciám. Ďalej by som chcela pod'akovať pánovi Ing. Jakubovi Kolaříkovi za jeho čas, nápady a pomoc pri experimentoch, pánovi konzultantovi doc. Ing. Radkovi Martinkovi, Ph.D. za poskytnuté údaje a cenné rady k bakalárskej práci.

Abstrakt

Táto bakalárska práca sa zaoberá komparatívnou analýzou elementárnych častí fetálneho fonokardiografu pomocou časovo-frekvenčnej analýzy fetálneho fonokardiografického signálu (fFKG). Fetálny FKG signál je ovplyvnený rôznymi aspektami akými sú pohyb senzora, okolitý hluk, pohyb plodu, materské zvuky, časti, z ktorých je fetoskop zložený atď. Práca sa v úvode zaoberá plodovým srdcom a jeho akustickou činnosťou, v ktorej sú popísané jednotlivé srdcové ozvy. Následne sa práca zaoberá problematikou monitorovania plodového srdca. Na problematiku monitorovania nadväzuje rešeršná časť, ktorá popisuje históriu ale aj nové možnosti snímania fFKG signálu. Na základe rešeršnej časti sú testované a analyzované jednotlivé elementárne časti fetálneho fonokardiografu na syntetických dátach, ktoré sú následne vyhodnotené. Na základe týchto výsledkov je navrhnuté najideálnejšie zloženie fetálneho fonokardiografu, ktorý je testovaný na tehotnej žene v 34.týždni tehotenstva.

Kľúčové slová

Fetoskop, fetálny fonokardiograf, stetoskop, fonokardiografia, monitorovanie plodu, srdcové ozvy plodu, analýza fFKG signálu.

Abstract

This thesis deals with comparative analysis of elementary parts of fetal phonocardiograph by time-frequency analysis of fetal phonocardiographic signal (fFKG). The fetal FKG signal is affected by various aspects such as sensor movement, ambient noise, fetal movement, maternal sounds, elementary parts of a fetoscope and so on. The thesis also deals with the fetal heart and its acoustic activity, in which the heart sounds are described. Subsequently, the thesis deals with the issue of monitoring the fetal heart. The issue of monitoring is followed by a research section, which describes the history and new possibilities of sensing fFKG signal. Based on the research part, elementary parts of fetal phonocardiograph are tested, analyzed and subsequently evaluated. Based on these results, the most ideal composition of fetal phonocardiography is designed and tested on a pregnant woman at 34th weeks of pregnancy.

Key words

Fetoscope, fetal phonocardiograph, stethoscope, phonocardiography, fetal monitoring, fetal heart sounds, analysis of fPCG signal.

Obsah

Zoznam použitých skratiek	7
Zoznam obrázkov	8
Zoznam tabuliek	9
Úvod.....	10
1 Fyziológia srdca plodu	11
1.1 Akustická činnosť srdca plodu	12
2 Monitorovanie plodu	14
2.1 Metódy monitorovania plodu	14
3 Fetálna fonokardiografia.....	17
3.1 Snímanie fFKG signálu akustickým stetoskopom.....	17
3.2 Nové možnosti snímania fFKG signálu	18
3.3 Zloženie fFKG signálu.....	20
3.4 Analýza fFKG signálu	21
4 Metodika a popis experimentov	23
4.1 Časovo-frekvenčná analýza vplyvu rôznych typov stetoskopických hlavíc	23
4.1.1 Vplyv jednotlivých stetoskopických hlavíc na frekvenčné vlastnosti signálu.....	25
4.2 Časovo-frekvenčná analýza vplyvu rôznych dĺžok hadičiek	26
4.2.1 Vplyv dĺžky hadičky na frekvenčné vlastnosti signálu	26
4.3 Prevedenie experimentu na fantóme abdominálnej steny tehotnej ženy.....	27
4.3.1 Vyhodnotenie experimentov realizovaných na fantóme	28
4.4 Experimenty na reálnych dátach	32
5 Diskusia dosiahnutých výsledkov	34
Záver	35
Použitá literatúra.....	37
Zoznam príloh	I
Príloha A	II
Príloha B.....	IV
Príloha C.....	VI

Zoznam použitých skratiek

bpm – Údery za minútu (beats per minute)

EKG – Elektrokardiogram

EMG – Elektromyografia

fEKG – Plodová (fetálna) elektrokardiografia

fFKG – Plodová (fetálna) fonokardiografia

FKG – Fonokardiogram

fMKG – Plodová (fetálna) magnetokardiografia

FFT – Rýchla Furierova transformácia (Fast Fourier Transformation)

fHR – Plodová (fetálna) srdečná frekvencia (fetal Heart Rate)

FIR – Filter s konečnou impulzovou odozvou (Finite Impulse Response)

KTG – Kardiotokografia

mFKG – Materská fonokardiografia

P – Vlna v EKG signáli

S1 – Prvý srdcový zvuk

S2 – Druhý srdcový zvuk

S3 – Tretí srdcový zvuk

S4 – Štvrtý srdcový zvuk

SNR – Odstup signálu od šumu (Signal to Noise Ratio)

SQUID – Supravodivé kvantové interferenčné zariadenie (Superconducting Quantum Interference Device)

T – Vlna v EKG signáli

QRS – Komplex vln v EKG signáli

Zoznam obrázkov

Obrázok 1: Cirkulácia krvi plodu	11
Obrázok 2: Vznik srdcových oziev otváraním a zatváraním chlopní	12
Obrázok 3: Srdcové ozvy spolu s EKG záznamom	12
Obrázok 4: Pinardov drevený „roh“ (vľavo) a hlavový fetoskop (vpravo)	14
Obrázok 5: Fetálny doppler	15
Obrázok 6: Kardiotokografia (KTG) nazývaná aj „pásy“	15
Obrázok 7: Časti fonendoskopu.....	18
Obrázok 8: Komerčný produkt Invu od spoločnosti Nuvo Group	20
Obrázok 9: Zloženie fFKG signálu.....	20
Obrázok 10: Frekvenčná oblasť referenčného fFKG signálu	21
Obrázok 11: Referenčný fFKG signál po filtrácii s vyznačenými ozvami.....	22
Obrázok 12: Akustický mobilný box	24
Obrázok 13: Typy hlavíc	25
Obrázok 14: Príklad merania s 3D plytkou hlavicom	25
Obrázok 15: Amplitúdové spektrum všetkých typov hlavíc	26
Obrázok 16: Vykreslený vybraný časový úsek signálu pre všetky hlavice.....	26
Obrázok 17: Amplitúdové spektrum rôznych dĺžok hadičiek	27
Obrázok 18: Časová oblasť dvoch najkratších hadičiek	27
Obrázok 19: Časová oblasť najdlhších hadičiek.....	27
Obrázok 20: Príklad merania s jednotlivými stetoskopickými hlavcami a dĺžkami hadičiek	28
Obrázok 21: Príklad merania na fantóme.....	28
Obrázok 22. Amplitúdové spektrum plytkej hlavice s dĺžkou hadičiek 2 cm a 10 cm	29
Obrázok 23: Časová oblasť fFKG signálu plytkej hlavice s oboma dĺžkami hadičiek.....	29
Obrázok 24: Amplitúdové spektrum hlavice Pinhorn s dĺžkou hadičiek 2 cm a 10 cm.....	30
Obrázok 25: Časová oblasť fFKG signálu hlavice Pinhorn s oboma dĺžkami hadičiek	30
Obrázok 26: Amplitúdové spektrum stetoskopu s dĺžkou hadičiek 2 cm a 10 cm	30
Obrázok 27: Časová oblasť fFKG signálu stetoskopu s oboma dĺžkami hadičiek	31
Obrázok 28: Amplitúdové spektrum fetoskopu s dĺžkou hadičiek 2 cm a 10 cm.....	31
Obrázok 29: Časová oblasť fFKG signálu fetoskopu s oboma dĺžkami hadičiek	31
Obrázok 30: Umiestnenie senzora na abdominálnej stene tehotnej ženy	32
Obrázok 31: Umiestnenie stetoskopických hlavíc gynekológom	33
Obrázok 32: Amplitúdové spektrum reálneho fFKG záznamu	33
Obrázok 33: Časová oblasť filtrovaného fFKG signálu snímaného plytkou hlavicom.....	33

Zoznam tabuliek

Tabuľka 1:Parametre srdcových oziev	13
---	----

Úvod

Kontinuálna kontrola plodu je dôležitým ukazovateľom zdravotného stavu plodu. Podľa oficiálnych údajov je smrť plodu 10x častejšia ako náhla novorodenecká smrť [65]. Práve preto je potrebné zistiť či je dieťa v poriadku pomocou fetálnej diagnostiky. Na jej základe je lekár schopný zistiť, či matke nehrozí predčasný pôrod, či má dieťa dost kyslíka atď. Vďaka nej je možné predísť neželaným situáciám akou je smrť plodu. Fetálna fonokardiografia je neinvazívna metóda, ktorá na plod neprenáša žiaden druh energie [35]. Signál sa sníma pomocou akustického fetoskopu priloženého na abdominálnej stene matky. Fetoskop sa využíva k zaznamenávaniu srdcových oziev, detekcii šelestov, a k následnej diagnostike srdečných chorôb [40], [41].

Meranie fonokardiografickej metódy je komplikované, a to z toho dôvodu, že srdečné ozvy plodu sú počuteľné len v malej abdominálnej oblasti matky a ich počuteľnosť závisí tiež na citlivosti senzora [45]. Ďalší problém vzniká pri analýze snímaného fFKG signálu, ktorý je zašumený. Tento signál sa skladá z fetálnych ale aj materských zvukov a okolitého hluku. Tieto nežiadúce zložky sa musia následne odfiltrovať [55].

Táto bakalárska práca sa zameriava komparatívnou analýzou akustických vlastností fetálneho fonokardiografu. Práca je rozdelená na teoretickú a praktickú časť. V teoretickej časti je riešený súčasný stav monitorovania plodového srdca na základe odborných článkov napr. [45]–[49]. Najväčšia pozornosť je ale venovaná fonokardiografickej metóde, pretože hlavným cieľom práce je navrhnúť vhodný akustický fetálny fonokardiograf. Fonografické signály budú snímané viacerými stetoskopickými hlavicami s rôznymi dĺžkami hadičiek a následne analyzované v časovej a spektrálnej oblasti v programovacom prostredí Matlab.

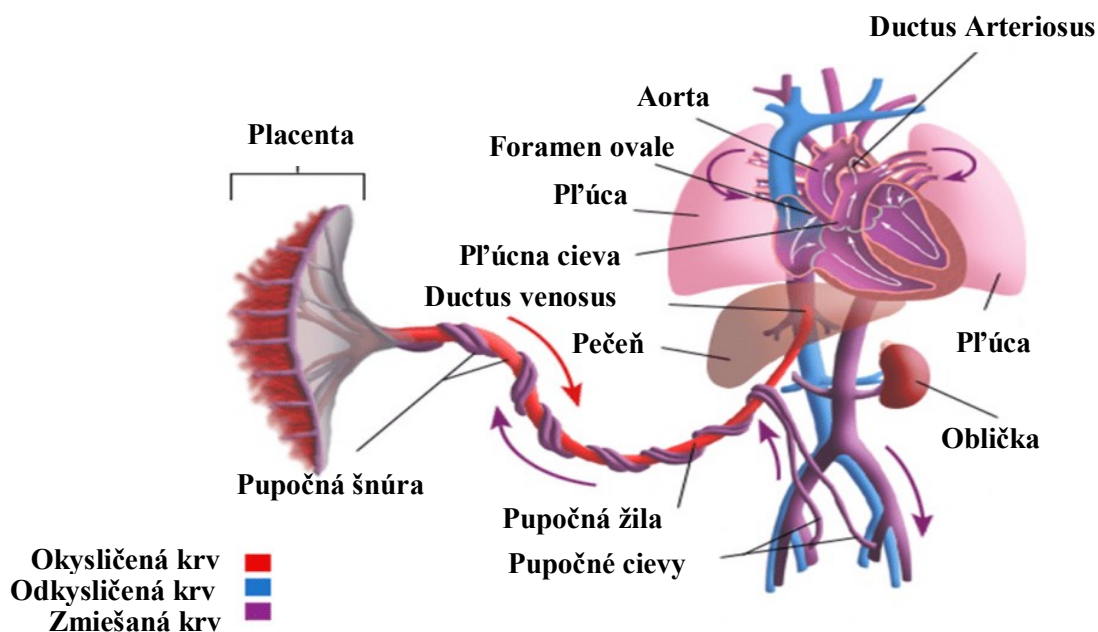
V úvodnej kapitole je popísaná fyziológia srdca plodu, jeho vývoj a následne jeho akustická činnosť, ktorá predstavuje jednotlivé srdečné ozvy, ktoré sú dôležité pri skúmaní zdravotného stavu plodu. Ďalšia kapitola sa venuje monitorovaniu plodu a historickému vývoju monitorovania. Kapitola postupne nadväzuje na rôzne metódy snímania fetálneho srdca, akými sú ultrazvuková Dopplerovská kardiokografia (KTG), elektrokardiografia (EKG) a magnetokardiografia (MKG). Najrozsiahlejšia tretia kapitola sa venuje fetálnej fonokardiografii, popisuje snímanie signálu pomocou stetoskopu a poskytuje náhľad na nové možnosti snímania fonokardiografického signálu. Záver kapitoly sa venuje zloženiu fFKG signálu a jeho analýze.

Kapitola 4 sa zaoberá metodikou a popisuje jednotlivé experimenty. Prvá časť experimentov je na syntetických dátach na mobilnom akustickom boxe a fantóme abdominálnej steny tehotnej ženy, a druhá časť experimentu na reálnych dátach tehotnej ženy v 34. týždni tehotenstva. Kapitola sa tiež zaoberá testovaním a hodnotením jednotlivých elementárnych častí stetoskopu v časovo frekvenčnej analýze v programovacom prostredí Matlab. V poslednej časti sú diskutované výsledky a v závere zhodnotenie práce.

1 Fyziológia srdca plodu

Podľa tlkotu srdca plodu môžeme monitorovať zdravotný stav vyvíjajúceho sa dieťaťa, a tak včas diagnostikovať prípadné problémy. Prístroj, ktorý dokáže tlkot srdca zachytiť sa nazýva fetálny fonokardiograf [1]. Hlavnou funkciou fetálneho fonokardiografu je zaznamenávanie srdcových oziev. V prvom rade je ale nutné popísať srdce plodu a princíp vzniku týchto srdcových oziev. Srdce plodu je podobné srdcu dospelého človeka, avšak aby bolo schopné fungovať v tele matky potrebuje pár adaptačných mechanizmov. Medzi tieto mechanizmy patrí: pupočník, ductus venosus, foramen ovale, ductus arteriosus [2]–[6]. Jednotlivé časti a ich funkcie budú opísané v nasledujúcom texte.

Funkciu pľúc plodu zastupuje placenta. Cez pupočnú šnúru je napojená na plod a pomocou nej mu poskytuje všetko, čo dieťa pre svoj zdravý vývoj potrebuje. Zabezpečuje mu prívod kyslíka a živín, a súčasne vie fungovať ako odvod splodín metabolizmu plodu. Je tiež zdrojom hormónov nevyhnutných na udržanie tehotenstva a zastáva aj imunologickú funkciu. Je jednoznačne najdôležitejším spoločným orgánom matky a plodu. Vďaka nej imunitný systém matky nepoškodí plod, ktorý by inak bol ako „imunologicky cudzie teleso“ a matkina imunita by ho napadla. Spojenie medzi plodom a placentou zabezpečuje pupočná šnúra. Pupočná šnúra je v podstate pletenec troch veľkých ciev: dvoch pupočných ciev, ktoré vedú odkysličenú krv z plodu do placenty a jednej žily, ktorá privádza okysličenú krv z placenty k plodu. Tu sa nachádza ductus venosus, ktorý privádza okysličenú krv z pupočnej šnúry do pravej predsieň plodového srdca a obchádza tak pečeň. Ľavá a pravá strana krvného obehu plodu komunikujú cez dve tzv. skratky. *Foramen ovale* medzi pravou a ľavou predsieňou a *ductus arteriosus* medzi pľúcnicou a aortou. Po narodení sa tieto cesty uzatvárajú [6]–[9]. Obrázok 1 popisuje tento fetálny krvný obeh [10].

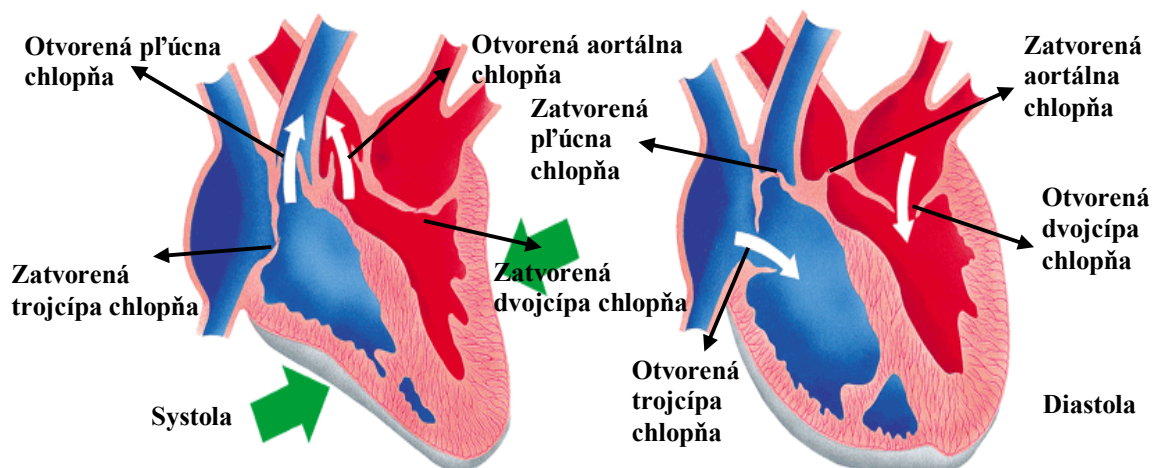


Obrázok 1: Cirkulácia krvi plodu [10]

1.1 Akustická činnosť srdca plodu

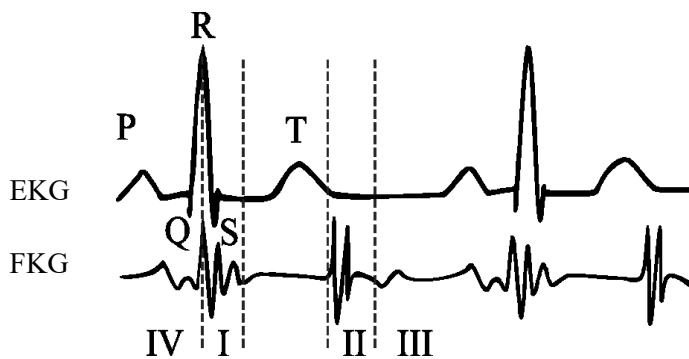
Srdce plodu začína tlčiť už v treťom týždni života. Zo začiatku má srdce plodu jednoduchú štruktúru pripomínajúcu trubicu. Počas pár týždňov sa rozvíja a zvyšuje svoju výkonnosť. Koncom siedmeho týždňa už vyzerá ako klasické srdce, ktoré dobre poznáme. Je to tiež prvýkrát, kedy je možné zistiť srdcový tep [9].

Akustickou činnosťou srdca vznikajú srdečné ozvy, ktoré sú zapríčinené činnosťou chlopní, nárazmi a presunmi krvného stĺpca. Pri nárazoch dôjde k vzniku kmitov, ktoré vytvárajú stojaté vlnenie (chvenie) [11], [12]. Pokiaľ je rozkmitanie dlhšie ako 150 ms vznikajú šelesty. Srdcové šelesty sú abnormálne zvuky, ktoré vznikajú pri zmene laminárneho prúdenia na turbulentné [12]–[15]. Obrázok 2 názorne popisuje vznik oziev pri plnení a vypudzovaní predsiení a komôr krvou [16].



Obrázok 2: Vznik srdcových oziev otváraním a zatváraním chlopní medzi predsieňami a komorami [16]

Za normálnych podmienok poskytuje srdce dva hlavné počuteľné zvuky (S1 a S2). Dva ďalšie zvuky (S3 a S4) s nižšou amplitúdou ako S1 a S2 sa objavujú príležitostne v srdcovom cykle ako dôsledok chorôb alebo veku [12], [13]. Srdcové ozvy plodu sú označené ako periodický signál vo frekvenčnom rozmedzí od 20–110 Hz a s fHR (fetal heart rate–fetálna srdcová frekvencia) v rozmedzí 120–160 bpm (beats per minute–úder za minútu) [14]. Tieto srdcové ozvy plodu sa snímajú pomocou fetálneho stetoskopu [15]. Je tiež veľmi dôležité zmieniť, že prenosová dráha zvuku zahŕňa plodovú tekutinu, svalovú stenu matrice, vrstvy tuku, tkaniva, kostného a chrupkovitého materiálu, ktoré tlmia zvukovú energiu [17], [18]. Obrázok 3 znázorňuje záznam fonokardiogramu spolu s elektrokardiogramom.



Obrázok 3: Srdcové ozvy spolu s EKG záznamom

Prvá srdcová ozva S1, vzniká pri kontrakcii komorového myokardu a je spôsobená uzatvorením cípovitých chlopní. Práve preto je prvú ozvu najlepšie počuť nad komorami. Vibrácie stien komôr a cípovitých chlopní vytvárajú tri komponenty. Prvý komponent na začiatku ozvy, kedy sa objaví pomalá vlna s nízkou amplitúdou súvisiaca s deformáciou ľavej komory na začiatku izovolumickej fáze, za ňou následne niekoľko vln s vyššou amplitúdou, ktoré súvisia s prudkým nárastom vnútrokomorového tlaku, a na záver vlny s nižšou amplitúdou spojené so začiatkom vypudzovacej fáze. Trvá najdlhšie zo všetkých 150 ms a objaví sa 50–70 ms po QRS komplexe. Jej frekvencia je 25–45 Hz. K patologickým nálezom prvej ozvy pripisujeme jej zosilnenie alebo zoslabenie [13], [17].

Druhá srdcová ozva S2 je kratšia a ostrejšia ako prvá ozva. Vzniká pri zatváraní polmesiačikovitých chlopní aorty a pľúcnice. Začiatok druhej srdcovej ozvy odpovedá koncu vlny T na elektrokardiograme a označuje koniec vypudzovacej fáze. Najlepšie počuteľná je medzi druhým rebrom. Skladá sa z dvoch zložiek, ktoré niekedy splývajú avšak u detí a mladých ľudí sú rozlišiteľné – z aortálnej zložky zodpovedajúcej uzatvoreniu aortálnej chlopne a z pľúcnej zložky, zodpovedajúcej za uzatvorenie pľúcnej chlopne. Pľúcna zložka je oneskorená za aortálnou v dôsledku predĺženia ejekčnej fáze pravej komory. Vznik druhej ozvy tak súvisí s náhlým spomalením prúdu krvi v aorte a pľúcnici. Trvá 120 ms a jej frekvencia sa pohybuje v rozmedzí 50–70 Hz. K patologickým nálezom pripisujeme tiež jej zosilnenie alebo zoslabenie. Doba medzi prvou a druhou ozvou sa nazýva systola a doba medzi druhou a prvou ozvou diastola [13], [17].

Tretia (S3) a štvrtá (S4) srdcová ozva sa vyskytujú počas diastoly. Tieto ozvy sú zriedkavo počuteľné v novorodeneckom období. V prípade záznamov plodu a predčasného srdcového zvuku je možné zistiť len zvuky S1 a S2. Zvuky S3 a S4 sú kvôli nízkemu pomeru signálu k šumu nedetekovateľné. Tretia srdcová ozva S3 je spojená so začiatkom plniacej fáze komôr, kedy rýchly prítok krvi rozkmitá stenu komôr. Zvuk trvá 100 ms a nastáva 100–120 ms po S2. Frekvencia zvuku ozvy je veľmi nízka okolo 20–30 Hz a vyskytuje sa u detí alebo pri patologických stavoch [17].

Štvrtá srdcová ozva S4 vyvolaná systolou predsieni nie je pri auskultácii počuteľná, avšak jej záznam môžeme nájsť na fonokardiograme [15]. Objaví sa 40 ms po vlne P tesne pred S1 a jej trvanie je v rozmedzí 30–60 ms. Jej frekvencia dosahuje maximálne 20 Hz. Prejavuje sa u starších ľudí alebo pri patologických stavoch [17]. Tabuľka 1 uvádza jednotlivé ozvy a ich parametre.

Tabuľka 1: Parametre srdcových oziev

Ozvy	Dĺžka trvania (ms)	Frekvencia (Hz)
1.ozva S1	150	25–45
2.ozva S2	120	50–70
3.ozva S3	100	20–30
4.ozva S4	30–60	20

2 Monitorovanie plodu

Dôležitosť srdca bola jasná už ľuďom vo štvrtom storočí pred našim letopočtom. Aristoteles tvrdil, že je sídlom inteligencie, pohybu a pocitu [19]. Hippocrates zaznamenal už skorú formu auskultácie tým, že držal ucho na hrudi [19]. Pred elektronickými prístrojmi sa lekári museli spoľahnúť len na svoj sluch. Jednou z prvých metód ako snímať srdčnú aktivitu plodu neinvazívne, bolo poslušom, teda auskultačne, pomocou stetoskopu [20]. V 17. storočí opísal Robert Hooke diagnostický potenciál srdcových zvukov [20]. Tieto výskumy viedli k vynájdeniu stetoskopu v roku 1816 R. T. H. Laënnecom, v roku 1895 Adolphe Pinard vynašiel drevený nástroj tzv. Pinardov roh k počúvaniu srdcových oziev plodu [20]. V rovnakom storočí George P. Cammann opísal už vyššie spomenutý hlavový fetoskop, ktorý umožňuje lekárovi voľné ruky pri vyšetrení [20].

2.1 Metódy monitorovania plodu

Ako už bolo spomenuté vyššie v texte, jednou z prvých metód monitorovania srdca plodu bola auskultačná metóda, ktorá sa doposiaľ využíva v zdravotníctve. Táto metóda je veľmi závislá na schopnostiach vyšetrujúceho lekára, ktorý subjektívne vyhodnocuje srdčné ozvy plodu [23]. Preto toto vyšetrenie môže byť nepresné z viacerých faktorov ako je napríklad okolitý hluk, nesprávne umiestnenie stetoskopu, ktorý musí byť umiestnený v blízkosti fetálneho srdca, pretože ozvy sú počuteľné len v malej abdominálnej oblasti [45]. Napriek tomu je táto metóda stále veľmi rozšírená hlavne v krajinách tzv. tretieho sveta, ktoré využívajú Pinardov roh [23]. Medzi jeho výhody patria hlavne dlhá životnosť, relatívne nízka cena a jednoduché prevedenie [21], [24]. Obrázok 4 znázorňuje Pinardov roh (stetoskop) a hlavový fetoskop v praxi [25].



Obrázok 4: Pinardov drevený „roh“ (vľavo) a hlavový fetoskop (vpravo)[25]

Medzi ďalšie metódy snímania srdcových oziev plodu patrí okrem fetálnej fonokardiografie (fFKG) [31], [32], ultrazvuková Dopplerovská kardiokardiografia (KTG) [29], [30], fetálna elektrokardiografia (fEKG) [28] a fetálna magnetokardiografia (fMKG) [26]. Fetálnej FKG je venovaná celá kapitola č. 3, zvyšné metódy sú opísané nižšie v texte [24]–[32].

V súčasnej dobe je pre domáce použitie najviac využívaný fetálny doppler, ktorý funguje na princípe ultrazvukových vln. Je to ručný ultrazvukový snímač, ktorý slúži k detekcii fetálnej srdcovej frekvencie. Obrázok 5 zobrazuje fetálny doppler v praxi [22]. Výhodou Dopplerovho plodového monitora nad čisto akustickým fetálnym stetoskopom je elektronický výstup zvuku, ktorý umožňuje iným používateľom, okrem tehotnej ženy, počuť srdcový tep, zobrazíť na monitore hodnotu bpm (beats per minute-úderov za minútu), zaznamenať a zdieľať nahrávku, ktorú je možné odoslať e-mailom

zdravotníckemu pracovníkovi aby skontroloval srdcovú frekvenciu plodu. Jeho nevýhodou oproti akustickému fetoskopu je zložitosť, vyššie náklady, závislosť na napájaní a nižšia spoľahlivosť elektronického zariadenia [21].



Obrázok 5: Fetálny doppler [22]

Kardiotokografia je jednou z najčastejšie používaných, neinvazívnych prenatalných diagnostických techník [29]. KTG nazývaná inak aj „pásy“, funguje na základe Dopplerového ultrazvuku. Môže sa používať od 24. týždňa tehotenstva [30]. Počas diagnostického monitorovania KTG sú súčasne zaznamenávané fHR (fetal heart rate–fetálna srdcová frekvencia) pomocou ultrazvuku a kontrakcie maternice pomocou tokografie. KTG je snímaná pomocou dvoch senzorov umiestnených na bruchu matky. Prvý senzor, ktorý sníma srdcovú frekvenciu plodu je umiestnený nad úrovňou srdca plodu a druhý senzor, ktorý sníma kontrakcie maternice (ich silu, frekvenciu a pravidelnosť) je umiestnený na mieste, kde sa nachádza koniec plodového tela [27], [29].

Kardiotokograf prijíma informácie, spracováva ich a zapisuje do dvoch kriviek na monitor a potom ich vytlačí na papier. Horná krivka zachytáva srdcový tep plodu a dolná ukazuje aktivitu maternice. Na zaznamenávanie signálu fHR sa ultrazvukový lúč zameriava na srdce plodu. Použitie ultrazvukové frekvencie sú v rozmedzí 1–2 MHz [27]. Použitie Dopplerovho ultrazvuku nie je vhodné pre dlhé obdobia monitorovania fHR, pretože môže plodu ublížiť. Toto vyšetrenie tiež vyžaduje aby subjekt zostal nehybný [27]. Problém môže nastať taktiež pri zamenení tlkotu srdca matky s plodom. Plod môže byť mŕtvy ale senzor zameria aortu matky, a bude tak merať ďalej [27]. Problémom je tiež váha pacientky, kedy hrúbka brušnej steny matky ovplyvňuje citlivosť senzorov [27]. Obrázok 6 znázorňuje snímanie KTG pomocou elastických pásov pripnutých okolo brucha pacientky [30].



Obrázok 6: Kardiotokografia (KTG) nazývaná aj „pásy“ [30]

Ďalšou metódou je fetálna magnetokardiografia (fMKG) pozostávajúca z merania magnetických polí produkovaných elektrickou aktivitou fetálneho srdcového svalu. Nahrávanie používa techniku SQUID (Supravodivé kvantové interferenčné zariadenie–Superconducting Quantum Interference Device) pre biomagnetometriu. Senzory sú umiestnené v blízkosti abdominálnej steny pacientky. Nevýhodami fMKG sú veľkosť, cena, zložitosť požadovaných prístrojov a obmedzenie pohybu subjektov. Preto sa fMKG v súčasnosti vyžíva iba pri výskume [26].

Jednou zo základných metód na určenie srdcovej frekvencie je fetálna elektrokardiografia (fEKG). Pri tomto meraní sú používané štandardné EKG elektródy. Výhodou tejto metódy sú: presnosť, jednoduché ovládanie a kontinuálne monitorovanie. Naopak jej hlavnou nevýhodou je, že elektródy sú pripojené k brušnej stene matky, ktorá obsahuje rušivé materské EKG signály a elektromyografické signály (ďalej len EMG) [28]. EMG rušenie je spôsobené kontrakciami svalov spôsobené či už pohybom matky alebo plodu. Toto rušenie sa pohybuje medzi frekvenciami 20 Hz až niekoľko kHz. Viac informácií o tejto metóde je možné nájsť v týchto odborných článkoch [24], [27], [28], [31], [32].

3 Fetálna fonokardiografia

Činnosťou srdca vznikajú nie len elektrické ale aj zvukové signály. Akustické zvuky srdca nesú veľa cenných informácií o stave srdca. Zariadenie, ktoré zaznamenáva a zobrazuje tieto fetálne zvuky sa nazýva fetálny fonokardiograf. Parametre, ktoré možno merať pomocou fetálnej fonokardiografie, zahŕňajú charakteristiky fetálnych srdcových zvukov, srdcovú frekvenciu plodu, dýchanie a pohyb plodu [33], [34]. Signál fFKG je veľmi dôležitý pri štúdiu kardiologického cyklu, pretože z týchto parametrov je následne možné detekovať výskyt šelestov a diagnostikovať srdечné choroby [35]. Vzhľadom k tomu, že plod sa nachádza v matkinom bruchu sú signály fFKG zaťažené hlukom z rôznych zdrojov, ako sú fetálny pohyb, srdcové zvuky matky, zvuky trávenia matky, pohyby pri dýchaní matky a plodu, pohyb meracieho snímača počas nahrávania, okolitý hluk a iné. Uvedené interferencie musia byť odstránené z fetálneho srdcového signálu [35], [36], [37].

Ku grafickému záznamu srdcových oziev slúži fonokardiogram. K snímaniu srdcových oziev plodu z abdominálnej steny matky slúži fetálny stetoskop (ďalej len fetoskop). Fetoskop je prístroj, ktorý sníma zvukové signály neinvazívne pomocou mikrofónu z povrchu brucha matky alebo úplne bez napájania formou stetoskopu [40], [41], [42]. Ako už bolo spomenuté vyššie v texte, ako prvý použil názov fetoskop George P. Cammann, ktorý opísal hlavový fetoskop ako nástroj, ktorý je pripevnený k hlave lekára a umožňuje tak lekárovi voľné ruky pri vyšetrení [20]. Obrázok 4 znázorňuje používanie hlavového fetoskopu.

Aby nedošlo k zámene, tak fetoskop sa tiež nazýva endoskopický nástroj, ktorý odoberá tkanivové vzorky z plodu na testy. Väčšinou sú to vzorky kože, pečene a svalov. Zavádza sa do maternice cez malý rez na brušnej stene matky a celý zákrok prebieha pod ultrazvukom aby nedošlo k poškodeniu plodu alebo matky. Pomocou metódy fetoskopie sa overuje podozrenie na dedičné choroby. V súčasnej dobe je táto metóda využívaná len veľmi zriedka, pretože riziko potratu je relatívne vysoké, preto túto metódu nahradila DNA diagnostika [44].

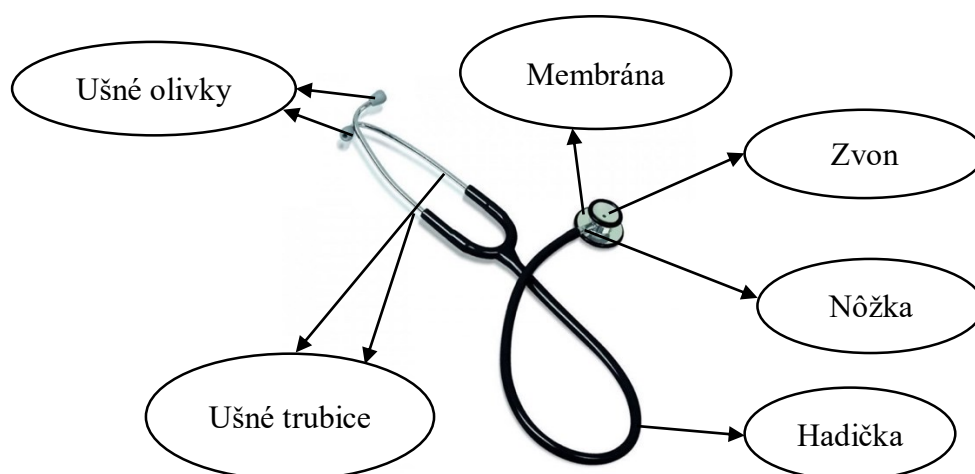
3.1 Snímanie fFKG signálu akustickým stetoskopom

Ako bolo spomenuté v predošlej kapitole, akustický signál je možné snímať pomocou mikrofónov alebo bez napájania formou stetoskopu. Najdôležitejšie pri snímaní fFKG signálu je dosiahnuť čo najpresnejšiu zhodu medzi akustickým snímačom a bodom materského tela, v ktorom sa v skutočnosti plod nachádza. Srdce plodu je oveľa slabším generátorom zvuku ako dospelé srdce, preto sú zvuky plodu počuť iba v malej abdominálnej oblasti matky [45]. Meranie tak závisí od správneho umiestnenia sondy, polohy a veku plodu ale aj od ďalších aspektov, ktoré vznikajú v materskom bruchu ako je pohyb plodu a matky, aktivita dýchania, materské srdcové a tráviace zvuky a pod. [36], [45].

Najčastejšie sa fFKG signál sníma fonendoskopom. Fonendoskopická hlavica pozostáva z mikrofónu, zosilňovača, frekvenčných filtrov. Signál prejde cez analógovo-digitálny prevodník do záznamového zariadenia. Mikrofón premení zvukovú energiu na elektrické signály, preto by mal mať maximálnu citlivosť a byť necitlivý na okolitý hluk. Spôsobom premeny zvukovej energie na elektrické signály sú mikrofóny piezoelektrické, dynamické a iné. Kvalitu snímaného signálu ovplyvňujú časti, z ktorých sa fonendoskop skladá. Napríklad dĺžka hadicového systému, počet hadičiek, membrána, citlivosť snímača na akustické alebo mechanické vibrácie, tesnenie a pod. [40]–[42]. Dôležitým parametrom snímania je, aby sa čo najviac znížil okolitý hluk (reč, trenie medzi meracou hlavicou a abdominálnou stenou matky), a tým sa zvýšil pomer signálu k šumu [45].

Ertel a kol. vo svojej práci [46] skúmali rôzne typy stetoskopov a navrhli kalibrovanú a štandardizovanú akustickú testovaciu metódu na hodnotenie stetoskopov. Podstatnou súčasťou testovacieho systému je umelé ucho, ktoré napodobňuje ľudské ucho. Zistili, že plytké zvončeky a konštrukcia s jednou hadičkou vedú k útlmu pri vyšších frekvenciách. Hlboký zvonček v tvare trúbky s dvoma hadičkami môže poskytnúť zosilnenie pri vyšších frekvenciách. Tiež zistili, že pri prenose akustického signálu je dôležité aby nedošlo k žiadnym únikom, pretože aj malý únik spôsobí pokles efektivity prenosu o 10 až 15 decibelov. K únikom môže dôjsť pri prasknutí ohybnej hadice, prasknutí slúchadla alebo poruche zvončeka. Takéto úniky privádzajú okolitý hluk do systému, a zvyšuje sa tak nepresnosť merania. K nepresnostiam môže dôjsť aj pri nevhodnom výbere materiálu a dĺžok hadičiek. Pokiaľ vnútorný povrch nie je hladký a jeho dĺžka je príliš veľká, dochádza k zoslabeniu vyšších frekvencií. Logicky, čím dlhšia je prenosová cesta, tým sú straty väčšie. Preto by dĺžka hadičiek od slúchadiel k mikrofónu nemala prekročiť 50 cm. Zistili tiež, že 2 hadičky prenášajú zvuk rovnako ako jedna, a preto sa stali 2 hadičky akceptovateľné pre prax [46].

Obrázok 7 znázorňuje jednotlivé časti fonendoskopu [43]. Hlavová časť, ktorú tvoria kovové ušné trubice a olivky, je prepojená gumenou hadičkou, na ktorej konci je nôžka a snímač tvorený zvonom s membránou. Pokiaľ chceme počúvať nízkofrekvenčné zvuky, tak sa snímač priloží zvonovou časťou a naopak, pokiaľ vysokofrekvenčné zvuky je potrebné snímač otočiť membránovou časťou. Niektoré fonendoskopy sú natoľko moderné, že to dokážu aj bez otáčania snímača. Fonendoskopy od firmy 3MTM Littmann® Stethoscopes sú vybavené najmenej jednou laditeľnou membránou, a tak pri počúvaní zvukov o nízkych frekvenciách stačí zmierniť tlak snímača na pacienta a pri počúvaní zvukov o vysokých frekvenciách je potrebné pritlačiť snímač viacej. Taktiež je schopný zosilniť srdcové zvuky, potlačiť rušivé zvuky z okolia, zobrazíť informácie na monitore, bezdrôtový prenos dát a nahrávanie, vypočítať tepovú frekvenciu a podobne [42].



Obrázok 7: Časti fonendoskopu [43]

3.2 Nové možnosti snímania fFKG signálu

Autori viacerých prác ([45], [47]–[49]) navrhli rôzne spôsoby snímania fFKG signálu. Keďže sa plod počas merania môže hýbať, a tak sa mení aj jeho pozícia, čo významne mení amplitúdu a kvalitu výstupného signálu, Zuckerwar a kol. [45] vyvinuli piezopolymérový tlakový senzor [45]. Zistili tiež, že najlepšia kvalita signálu je tam, kde je chrbát plodu v kontakte s abdominálnou stenou matky. Ak

plod nie je otočený chrbtom k abdominálnej stene matky, tlkot jeho srdca je tlmený plodovou vodou a cesta k materskému povrchu je tak dlhšia a zvukový záznam je horší. Obezita matky tiež prispieva k zhoršeniu záznamu zvuku alebo úplne bráni vyšetreniu [45].

Českí autori [47] opísali použitie jednoduchých elektretových mikrofónov. Navrhli jednoduchý FKG snímač, ktorý pozostáva zo stetoskopickej hlavice, mikrofónu a zosilňovača, analógovo-digitálneho konvertora, komunikačného rozhrania, batérie a PC. Ako stetoskopickú hlavicu použili vytlačenú 3D zvonovitou hlavicu.

Iní autori vo svojom článku [48] popisujú prenosný stetoskop, ktorého sa architektúra systému skladá z troch hlavných častí: prenosný stetoskop na monitorovanie fetálneho srdcového signálu, telefón alebo počítač na nahrávanie údajov a server na ukladanie a analýzu dát. Mikrofón na dne má zvonovitou stetoskopickú hlavu, ktorá pomáha zhromažďovať srdcové zvuky a mikrofón na vrchole zaznamenáva okolitý hluk. Výhodou tohto prístroja je nízka spotreba energie a dlhodobá schopnosť monitorovania.

Martinek a kol. vo svojom článku [49] predstavili neinvazívny fibrokardiografický optický snímač na detekciu fetálnej srdcovej frekvencie. Tento snímač umožňuje monitorovanie bez vystavenia plodu akýmkoľvek energiám alebo žiareniu. Princíp optického snímača spočíva v mechanickej deformácii optických vlákien. Snímač je založený na neelektrickom princípe, preto ho neovplyvňuje elektrický šum z prostredia.

V Maďarsku vynašli zariadenie Pentavox Fetaphon 2000. Prístroj pozostáva z dvoch snímačov umiestnených na abdominálnej stene matky. Signály, ktoré zachytili snímače sa pošlú lekárovi, ktorý ich vyhodnotí a pošle naspäť matke, ktorá si zobrazí údaje o stave dieťaťa na monitore prístroja [50].

Okrem Fetaphonu 2000 existujú aj aplikácie, ktoré využívajú mikrofón telefónu k nahrávaniu zvukov plodu. Stačí priložiť mikrofón telefónu k bruchu matky a nahráť jeho srdcové ozvy. Takéto aplikácie sú napríklad My Baby's Beat a BabyScope [51], [52].

Spoločnosť Nuvo Group najskôr vynašla zariadenie Ritmo, doplnené o modely Surround, Beats a PregSense, ktoré počúvali tlkot srdca plodu a zároveň mu púšťali hudbu [53]. Obrázok 8 znázorňuje najnovší model Invu od tejto spoločnosti, ktorý využíva diaľkové sledovanie tehotenstva. Zariadenie je určené na monitorovanie FKG a EKG. Technológia využitá v tomto zariadení je určená na detekciu srdcovej frekvencie plodu, srdcovej frekvencie matky a sťahy jej maternice. Invu je určené na klinické ale aj domáce účely, a umožňuje digitálne spracovanie signálu, vizualizáciu pre lekára aj matku. Prepojenie medzi lekárom a pacientom poskytuje mobilná aplikácia. Výhodami tohto zariadenia sú nižšie náklady, ľahké použitie, ľahkosť zariadenia a pasívna technológia využívaná pre bezpečnosť plodu [54].



Obrázok 8: Komerčný produkt Invu od spoločnosti Nuvo Group [54]

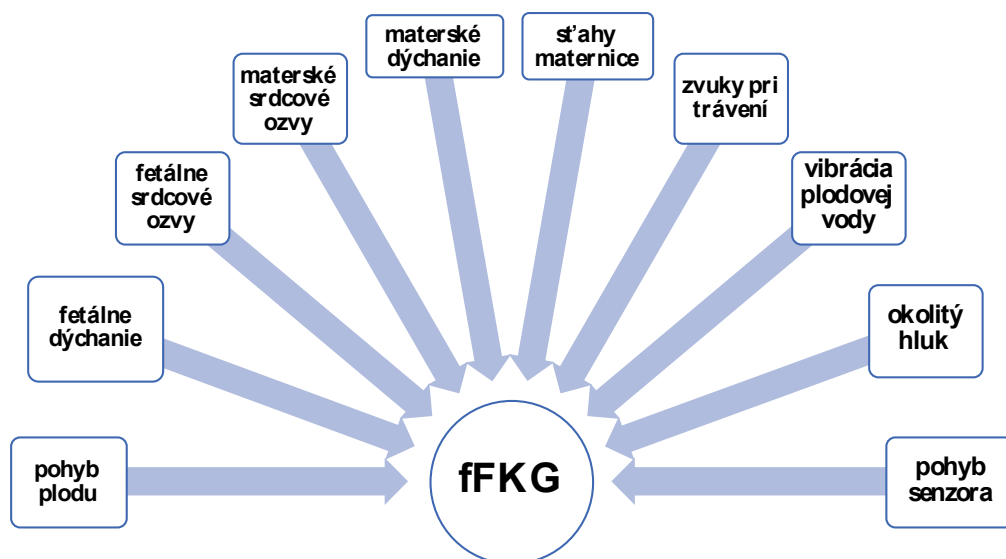
3.3 Zloženie fFKG signálu

Signál fFKG sa skladá z pohybu plodu, jeho dýchania a srdcových oziev, materských zvukov a okolitého hluku [55]. Srdcové ozvy už boli opísané v podkapitole 1.1, preto v nasledujúcej kapitole budú opísané ďalšie zložky fFKG signálu. Obrázok 9 graficky znázorňuje tieto zložky.

Napriek tomu, že pľúca plodu nadobudnú plnú funkčnosť až po jeho narodení, vytvárajú počas tehotenstva pohyby, ktoré sa nazývajú fetálne dýchanie. Fetálne dýchanie predstavuje signál o frekvencii 0,3–1,5 Hz. Pohyb plodu zase signál o frekvencii 0–25 Hz. Obe tieto zložky zapríčínajú výchyľky v fFKG signály [55].

Materské zvuky sa delia na materské srdcové ozvy a zvuky orgánov. Materské srdcové ozvy sa prejavujú ako periodický signál o frekvencii 10–40 Hz a sú vyššej amplitúdy ako zvuky plodu a jeho dýchanie. Zvuky, ktoré produkujú orgány matky sú materské dýchanie, sťahy maternice, zvuky pri trávení a vibrácie plodovej vody. Materské dýchanie je signál o frekvencii 0,2 až 2,5 Hz. Adithy a kol. vo svojom výskume [55] zistili, že veľkosť sťahov maternice závisí na týždni tehotenstva, a že dýchanie a sťahy maternice sú signály v rozmedzí 0,2 až 0,5 Hz [55].

fFKG signál ovplyvňuje tiež hluk v pozadí a pohyb senzora. Hluk pozadia vzniká ako dôsledok reči a iných zvukov pri snímaní. Hluk senzora je spôsobený jeho pohybom. Hluk senzora aj šum pozadia sú náhodné biele Gaussové širokopásmové signály [55], [56].

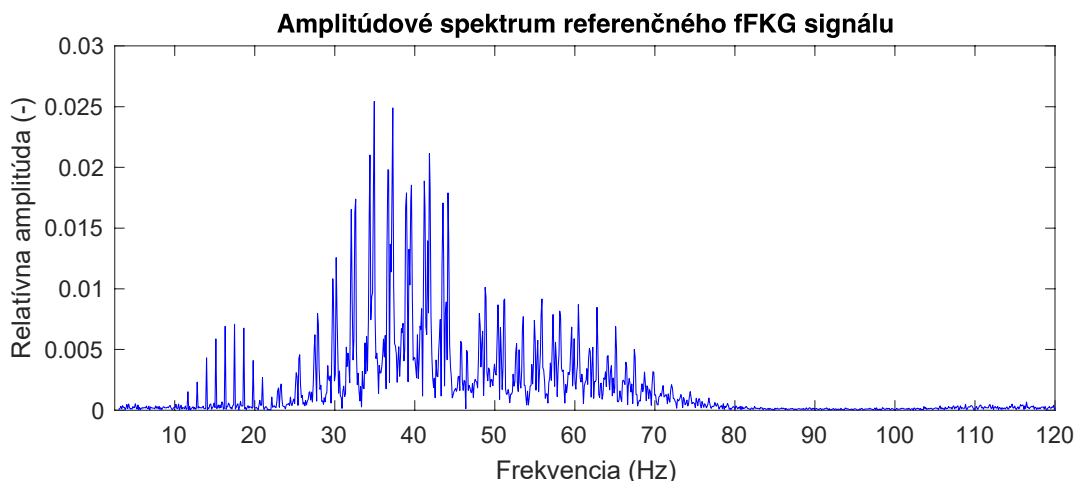


Obrázok 9: Zloženie fFKG signálu

3.4 Analýza fFKG signálu

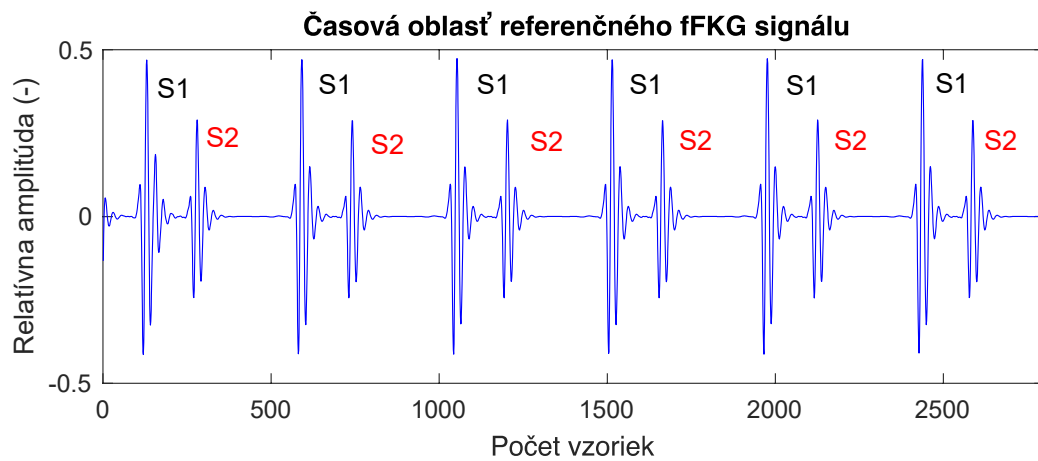
Charakteristiky signálu fFKG a ďalšie funkcie, ako sú srdcové zvuky S1 a S2, počet komponentov pre každý zvuk, ich frekvenčný obsah, časový interval, všetko možno presnejšie merať pomocou digitálneho spracovania signálu [56], [57].

FKG je charakterizovaný prechodnými a rýchlymi zmenami frekvencie v čase. Základný frekvenčný obsah signálu FKG možno ľahko určiť pomocou rýchlej Fourierovej transformácie (FFT–Fast Fourier Transformation) [58]. Obrázok 10 znázorňuje túto frekvenčnú oblasť referenčného fFKG signálu.



Obrázok 10: Frekvenčná oblasť referenčného fFKG signálu

Keďže zvuky srdca vykazujú výrazné zmeny s časom a frekvenciou, sú preto klasifikované ako nestacionárne signály. Dĺžku trvania a prechodnú zmenu však nemožno určiť pomocou FFT. Vlnková transformácia je preto vhodnou metódou na analýzu takéhoto signálu. Ukázalo sa tiež, že koeficienty kontinuálnej vlnkovej transformácie poskytujú dobré grafické znázornenie, ktoré poskytuje analýzu súčasne v čase a frekvencii [56], [57], [58]. Časovo-frekvenčnú analýzu a klasifikáciu fFKG signálov skúmali viacerí autori [45], [55]–[58], ktorí dospeli k záveru, že pred každou analýzou musí byť signál fFKG segmentovaný na jednotlivé komponenty (zvuky alebo šumy) a následne sa komponenty analyzujú samostatne. Obrázok 11 zobrazuje referenčný fFKG signál po filtrácii s vyznačenými ozvami a so SNR -16,7 dB (Odstup signálu od šumu–Signal to Noise Ratio).



Obrázok 11: Referenčný fFKG signál po filtrácii s vyznačenými ozvami (S1–prvá ozva, S2–druhá ozva)

4 Metodika a popis experimentov

Na základe teoretickej časti bolo možné realizovať praktickú časť, ktorá sa zaoberá komparatívnou analýzou vplyvu rôznych častí fonendoskopického zariadenia na fFKG signál. Vplyv jednotlivých častí fonendoskopu bol overený na syntetických ale aj reálnych dátach. Experimentálna časť je rozdelená do dvoch častí:

1. Experimenty so syntetickými dátami (podkapitola 4.1–4.3),
 - a. Mobilný akustický box
 - Časovo-frekvenčná analýza vplyvu rôznych typov stetoskopických hlavíc,
 - Časovo-frekvenčná analýza vplyvu rôznych dĺžok hadičiek.
 - b. Fantóm abdominálnej steny tehotnej ženy
 - Časovo-frekvenčná analýza vplyvu rôznych typov stetoskopických hlavíc a dvoch dĺžok hadičiek
2. Experimenty s reálnymi dátami (podkapitola 4.4).

V úvodnej časti experimentu so syntetickými dátami bol použitý mobilný akustický box, na ktorom bol skúmaný vplyv rôznych stetoskopických hlavíc na počuteľné spektrum frekvencií. Cieľom experimentu bolo nájsť najvhodnejšiu stetoskopickú hlavicu, ktorá bola schopná zachytiť respektíve pohltiť jednotlivé frekvencie. V druhej časti tohto experimentu bolo cieľom nájsť najvhodnejšiu dĺžku hadičky. Pokus bol vykonaný so stetoskopickou hlavicom pripomínajúcou Pinardov roh. V poslednej časti experimentu so syntetickými dátami bol vytvorený fantóm pripomínajúci abdominálnu stenu tehotnej ženy. Bola zvolená najekonomickejšia varianta fantómu, ktorý pozostával z reproduktora zaliateho v potravinárskej želatíne. Želatína navodzovala prostredie brucha matky, na ktorom povrchu boli prikladané jednotlivé stetoskopické hlavice a skúmal sa vplyv rôznych dĺžok hadičiek. Jednotlivé dĺžky hadičiek a typy stetoskopických hlavíc boli použité na základe popisu obsiahnutého v podkapitole 3.1. Na záver boli vybrané najvhodnejšie časti stetoskopu, ktoré overili naše výsledky pri meraní na reálnych dátach na tehotnej žene.

4.1 Časovo-frekvenčná analýza vplyvu rôznych typov stetoskopických hlavíc

Syntetické dáta pre meranie prvého experimentu boli použité zo zvukových súborov z internetovej stránky Audiocheck [59]. Tieto 20 sekúnd dlhé zvukové nahrávky obsahujú všetky počuteľné frekvencie v počuteľnom frekvenčnom spektre človeka, čo je rozmedzie od 20 Hz do 20 kHz. Použitá časová mierka bola logaritmická, pretože decibel je logaritmická jednotka, ktorej definícia súvisí s objavením Fechner-Weberova zákona, že ľudské telo vníma podnety logaritmicky (miera fyziologického vnemu je priamoúmerná miere logaritmu jeho fyzikálnej veličiny) [60].

Keďže pracujeme so zvukom, na tento experiment bol použitý nami vytvorený akustický mobilný box. Akustický box čiastočne odcloní hluk v okolí mikrofónu, eliminuje z nahrávky nežiadúci priestor spojený s ozvenou, šumom a neostrým zvukom. To znamená, že detektor sníma výlučne priame zvuky bez ozveny, ktoré v skutočnosti simulujú zvuky vo vnútri komory [61]. Na vytvorenie akustického boxu bola použitá kartónová krabica vo vnútri vyplnená kartónovou preložkou na vajcia. Celú krabicu bola izolovaná pomocou potravinárskej fólie. Zvuková izolácia má potlačiť nežiaduce nepriame zvukové vlny, ako sú odrazy, ktoré spôsobujú ozveny a rezonancie [60]. Obrázok 12 znázorňuje nami vytvorený akustický mobilný box.



Obrázok 12: Akustický mobilný box

Vo vnútri mobilného boxu bol reproduktor napojený na PC, ktorý prehrával zvukovú nahrávku frekvencií. Hlasitosť signálu v decibeloch bola nastavená na 10 %. Jednotlivé stetoskopické hlavice boli postupne umiestnené na plastovej fólii na vrchu krabice. Počas prevedenia experimentu bola do merania zanesená chyba, pretože niektoré hlavice boli veľmi ľahké, a tak museli byť zaťažené kotúčom lepiacej pásky alebo boli ručne pridržené, aby nedošlo k úniku zvuku. Ako bolo opísané v texte v podkapitole 3.3 pohyb senzora zanáša do merania šum a tlak na membránu spôsobený záťažou z kotúča lepiacej pásky má vplyv na útlm frekvencií [41], [46], [56]. Na základe zlej stability boli niektoré hlavice zaťažené jednou alebo dvoma kotúčmi lepiacej pásky a iné žiadnou. Váhou lepiacich pások sa potravinárska fólia napínala menej, a tým zvuková izolácia nepotlačila nežiaduce zvukové vlny (odrazy), ktoré spôsobujú ozveny a rezonancie signálu. Obrázok 14 znázorňuje zaťaženie stetoskopickéj hlavice kotúčom lepiacej pásky. Stetoskopická hlavica bola prepojená gumenou hadičkou dlhou 50 cm s mikrofónom na jej konci. Obrázok 13 znázorňuje typy stetoskopických hlavíc, ktoré boli počas merania použité a gumenú hadičku s mikrofónom na jej konci. Fotky zvyšných typov stetoskopických hlavíc použitých pri meraní sú uvedené v Prílohe A.



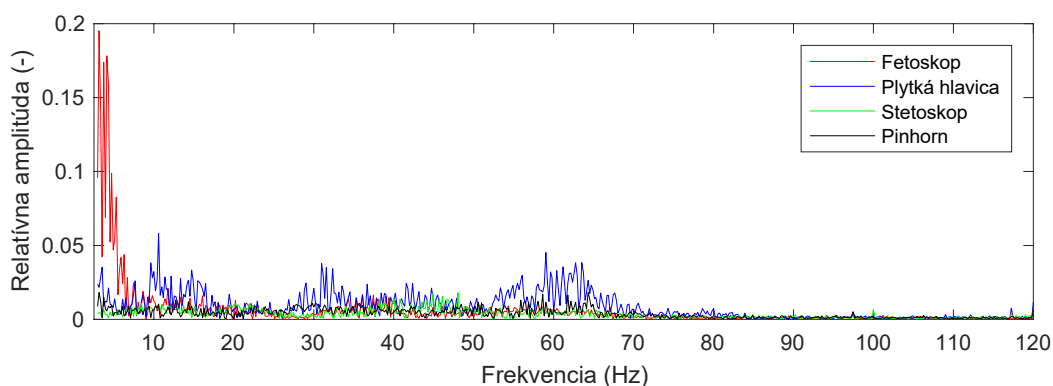
Obrázok 13: Typy hlavic



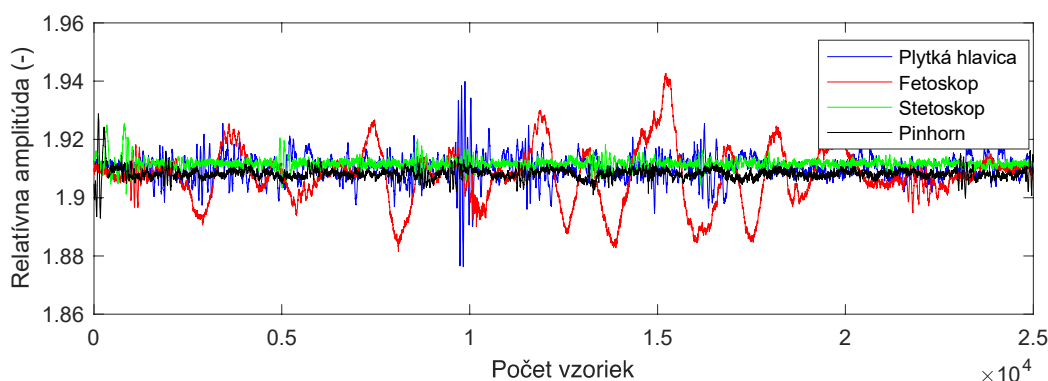
Obrázok 14: Príklad merania s 3D plytkou hlavicou

4.1.1 Vplyv jednotlivých stetoskopických hlavic na frekvenčné vlastnosti signálu

Táto podkapitola zobrazuje frekvenčné spektrá a časové priebehy signálov pre všetky typy stetoskopických hlavic. Namerané dáta vo formáte .txt boli vykreslené pomocou softwarového prostredia Matlab. Jednotlivé hlavice snímali zvukovú nahrávku frekvencií z povrchu akustického mobilného boxu. Ako znázorňuje Obrázok 15, hlavica v tvare fetoskopu zosilňuje najlepšie nízke frekvencie do 10 Hz a dosahuje amplitúdu 0,2 čo je najvyššia amplitúda zo všetkých použitých typov hlavic. Ako je opísané vyššie v texte v podkapitole 1.1, fetálny FKG signál má frekvenčné spektrum v rozmedzí 20–110 Hz, a teda frekvencie pod 20 Hz sú pre nás nepodstatné a teda amplitúda, ktorú dosahuje hlavica fetoskopu je pre nás irelevantná. Pre nás najideálnejšia hlavica označená v grafe modrou farbou je plytká hlavica. Plytká hlavica zosilňuje nízke frekvencie v rozmedzí 10–18 Hz, ktoré sú ale nepodstatné, pretože ležia mimo frekvenčné spektrum fetálneho srdca. Následne zosilňuje frekvencie v rozmedzí 25–45 Hz, čo prináleží prvej srdcovej ozve S1 a frekvencie v rozmedzí 50–70 Hz druhej srdcovej ozve S2. Zvyšné hlavice v tvare Pinardovho rohu a stetoskopu dosahujú podobne nízke amplitúdy. Obrázok 16 znázorňuje vybranú časovú oblasť signálu všetkých typov hlavic. U hlavice fetoskopu je zreteľný vplyv nízkofrekvenčnej rušivej zložky, ktorú môžeme vidieť aj v amplitúdovom spektre. V časovej oblasti sa prejavuje ako kolísanie izolínie.



Obrázok 15: Amplitúdové spektrum všetkých typov hlavíc



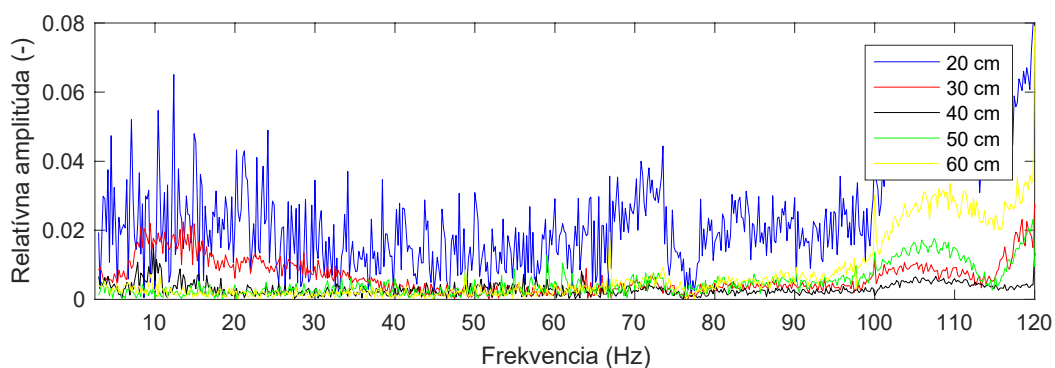
Obrázok 16: Vykreslený vybraný časový úsek signálu pre všetky hlavice

4.2 Časovo-frekvenčná analýza vplyvu rôznych dĺžok hadičiek

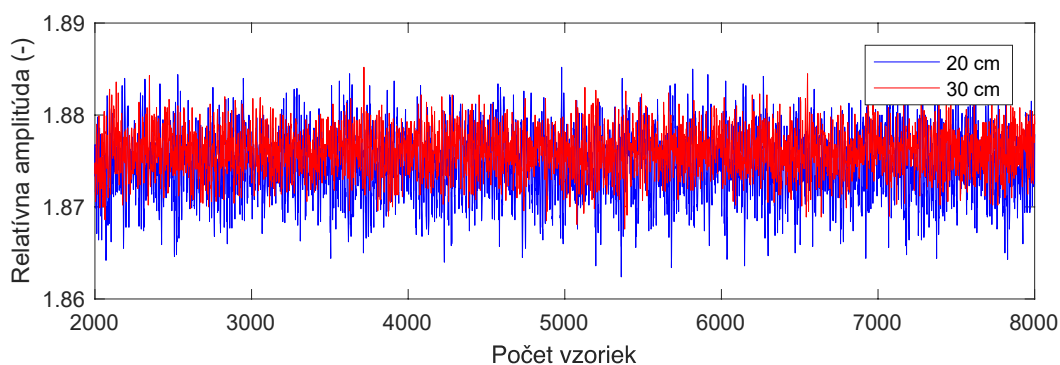
Pri druhom pokuse bola použitá 3D stetoskopická hlavica v tvare Pinardovho rohu, ktorá snímala zvukovú nahrávku frekvencií z povrchu akustického mobilného boxu a hadičky dlhé 20 cm, 30 cm, 40 cm, 50 cm a 60 cm. Podkapitola 3.1 hovorí o vplyve dĺžky hadičky na FKG signál. Dĺžka hadičky by nemala prekročiť 50 cm, pretože čím je cesta zvuku dlhšia, tým vznikajú väčšie straty a zoslabujú sa zvuky o vyšších frekvenciách [46].

4.2.1 Vplyv dĺžky hadičky na frekvenčné vlastnosti signálu

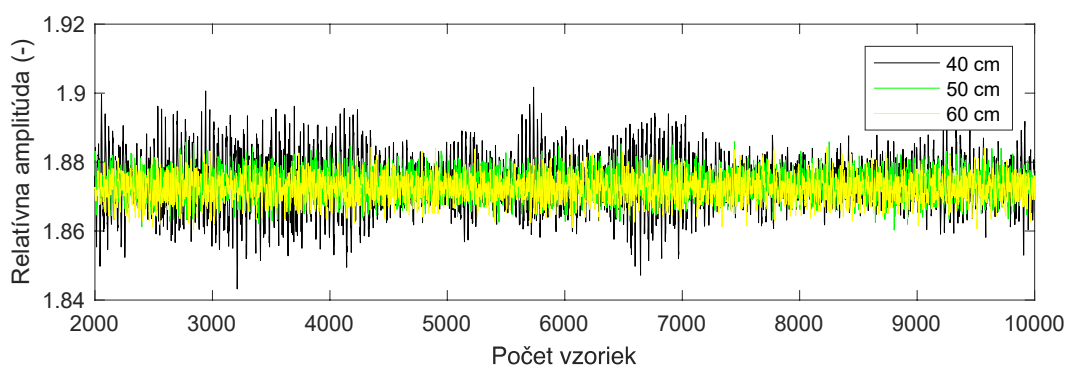
Obrázok 17 zobrazuje amplitúdové spektrum signálu pre rôzne dĺžky hadičiek. Ako je možné vidieť modrá farba v grafe znázorňuje najkratšiu hadičku o dĺžke 20 cm, ktorá dosahuje najvyššie amplitúdy, a teda najlepší prenos signálu. Ako bolo opísané v podkapitole 3.1 čím je dĺžka hadičky menšia, tým je lepší prenos signálu bez zbytočných zvukových strát a šumu. Najkratšia hadička o dĺžke 20 cm najlepšie zosilňuje nízke frekvencie pohybujúce sa okolo 10 Hz a frekvencie od 65–75 Hz. Ako je možné vidieť, hadičky o väčších dĺžkach zoslabujú vyššie frekvencie. Všetky dĺžky hadičiek lepšie prepúšťali signál od frekvencie 100 Hz. Obrázok 18 a Obrázok 19 zobrazujú vybranú časovú oblasť signálu pre dve najkratšie hadičky a tri najdlhšie hadičky. Ako je možné vidieť na obrázku 18 kratšia hadička modrej farby dosahuje vyššie amplitúdové rozpätie ako 30 cm hadička. Rovnaký výsledok je možné vidieť na obrázku 19 kde najkratšia hadička z trojice najdlhších hadičiek dosahuje najvyššie amplitúdové rozpätie.



Obrázok 17: Amplitúdové spektrum rôznych dĺžok hadičiek



Obrázok 18: Časová oblasť dvoch najkratších hadičiek



Obrázok 19: Časová oblasť najdlhších hadičiek

4.3 Prevedenie experimentu na fantóme abdominálnej steny tehotnej ženy

Na tretí experiment bol použitý nami vytvorený fantóm z potravinárskej želatíny, ktorý simuluje abdominálnu stenu tehotnej ženy. Bola zvolená najjednoduchšia a najekonomickejšia varianta fantómu, ktorý pozostával z reproduktora zaliateho v potravinárskej želatíne. Reproduktor bol vložený do mikroténového vrečka a zaliaty uvarenou potravinárskou želatínou. Na povrch fantómu boli postupne prikladané jednotlivé typy stetoskopických hlavíc s dvomi dĺžkami hadičiek. Prvá hadička bola dlhá 10 cm a druhá 2 cm. Na obrázku 20 je možné vidieť fantóm simulujúci abdominálnu stenu tehotnej ženy.

Obrázok 20 znázorňuje typy hlavíc a dĺžky hadičiek použité pri meraní. Obrázok 21 znázorňuje príklad merania na fantóme, kde dostupnými prostriedkami bolo zaistené podopretie a stabilita hadičiek počas merania. Zvyšné fotky z merania sú uvedené v Prílohe B.

Ako zvukový záznam bol použitý signál vytvorený generátorom syntetických dát, čo je softvér, ktorý generuje syntetické fetálne fonokardiografické záznamy simulujúce rôzne podmienky záznamu (úpravou hladiny šumu). Vzhľadom na možnosť simulovať rôzne situácie zaznamenávania a fyziologické alebo patologické stavy plodu len úpravou niektorých parametrov, môže byť tento softvér simulátora užitočný na testovanie rôznych algoritmov extrakcie fetálneho srdca a srdcovej frekvencie [62].

Informácie o simulovanom zázname:

- Signál simulovaný so SNR -16,7 dB.
- Gestačný vek plodu: 38. týždeň.
- Srdcová frekvencia 140 bpm.
- Vzorkovacia frekvencia 333 Hz.



Obrázok 20: Príklad merania s jednotlivými stetoskopickými hlavicami a dĺžkami hadičiek

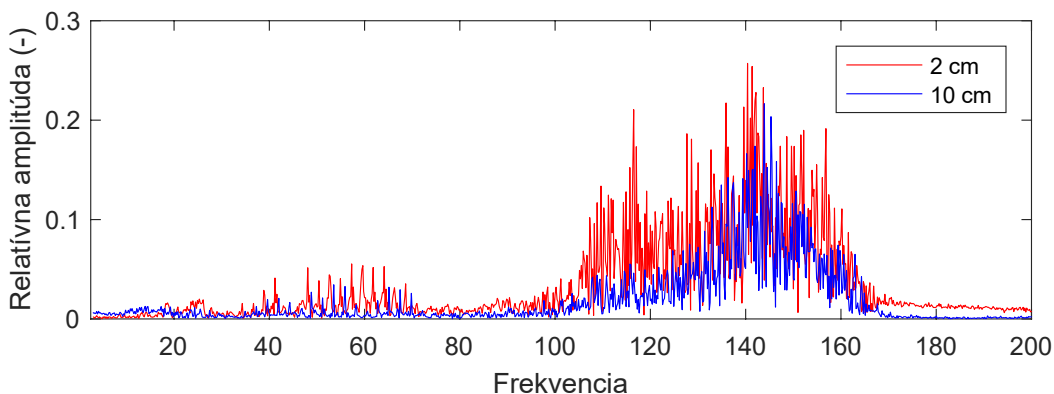


Obrázok 21: Príklad merania na fantóme pripomínajúcom abdominálnu stenu tehotnej ženy s použitím hlavice Pinhorn a 10 cm dlhej hadičky

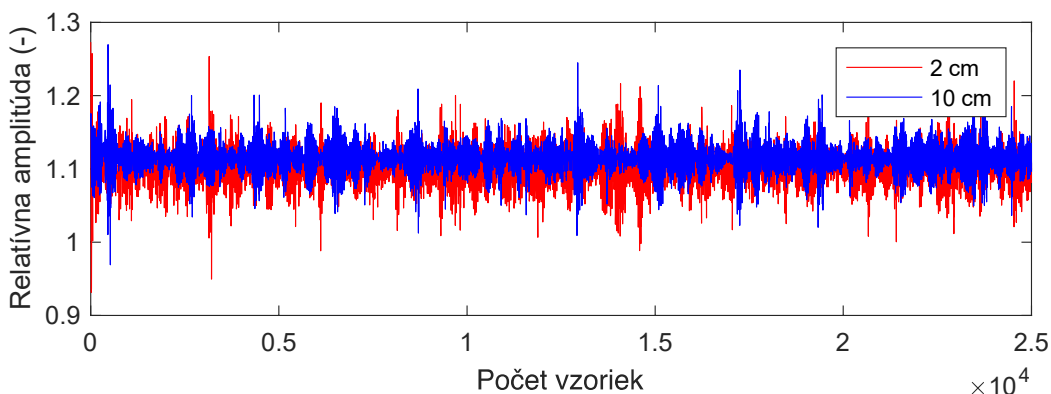
4.3.1 Vyhodnotenie experimentov realizovaných na fantóme abdominálnej steny tehotnej ženy

Na fantóme abdominálnej steny tehotnej ženy bol skúmaný vplyv dĺžky hadičky pre rôzne typy testovaných hlavíc. Obrázok 22 znázorňuje amplitúdové spektrum plytkej hlavice s dĺžkou hadičky 2 cm vykreslené červenou farbou a 10 cm hadička modrou farbou. Ako je možné vidieť hadička o dĺžke

2 cm dosahuje vyšších amplitúd ako dlhšia 10 cm hadička hlavne v rozmedzí 40 Hz až 70 Hz a 100 Hz až 160 Hz. Signál je priechodom dlhšou hadičkou viac utlmený, čo sa prejaví na nižších amplitúdach. Toto utlmenie je možné vidieť hlavne vo frekvenčnom rozmedzí 100 Hz až 130 Hz. Obrázok 23 znázorňuje časovú oblasť fFKG signálu plytkej hlavice s oboma dĺžkami hadičiek.

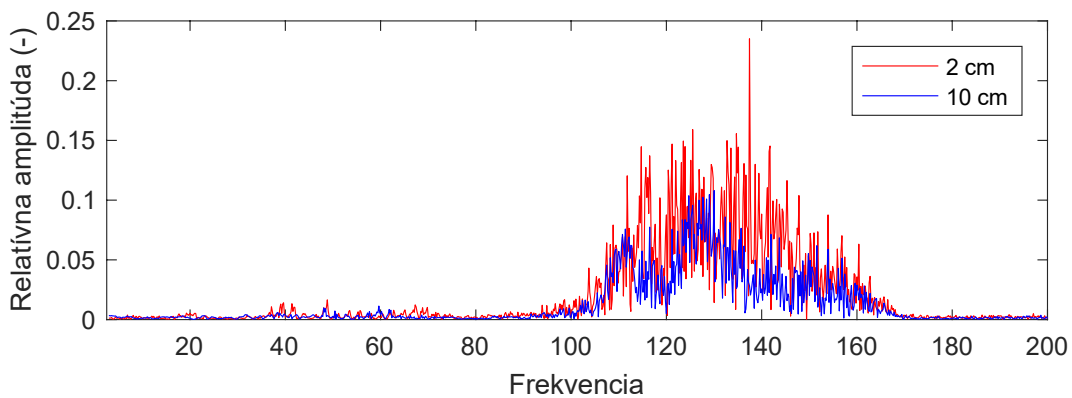


Obrázok 22. Amplitúdové spektrum plytkej hlavice s dĺžkou hadičiek 2 cm a 10 cm

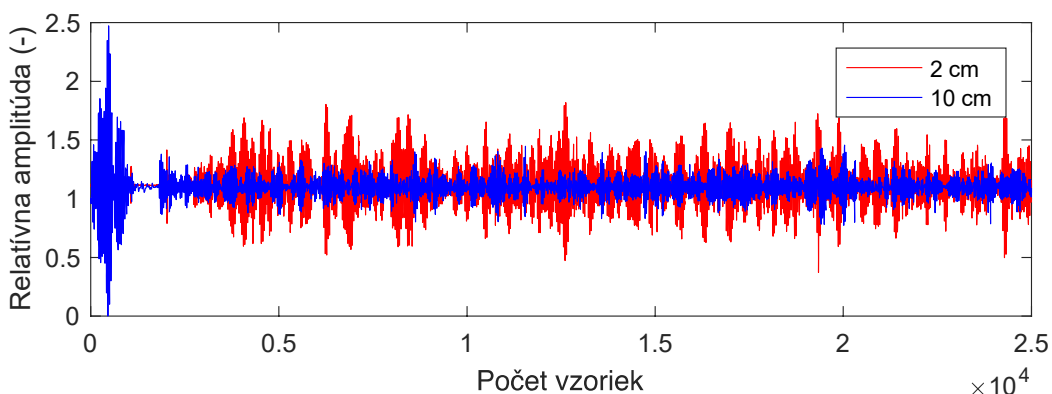


Obrázok 23: Časová oblasť fFKG signálu plytkej hlavice s oboma dĺžkami hadičiek

Obrázok 24 znázorňuje amplitúdové spektrum hlavice v tvare Pinardovho rohu. Na obrázku je opäť zreteľne vidieť že kratšia červená hadička dosahuje vyšších amplitúd ako dlhšia hadička modrej farby. Obrázok 25 opäť znázorňuje časovú oblasť hlavice Pinhorn s oboma dĺžkami hadičiek, kde kratšia má zreteľne vyššie amplitúdy ako dlhšia hadička. Signál je priechodom dlhšou hadičkou viac utlmený, čo sa prejaví opäť na nižších amplitúdach. Toto utlmenie je možné vidieť vo frekvenčnom rozmedzí 110 Hz až 160 Hz.

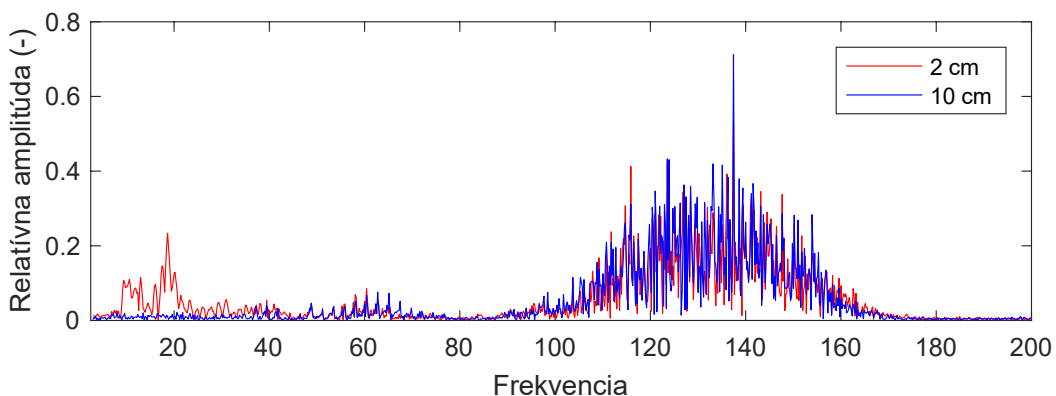


Obrázok 24: Amplitúdové spektrum hlavice Pinhorn s dĺžkou hadičiek 2 cm a 10 cm

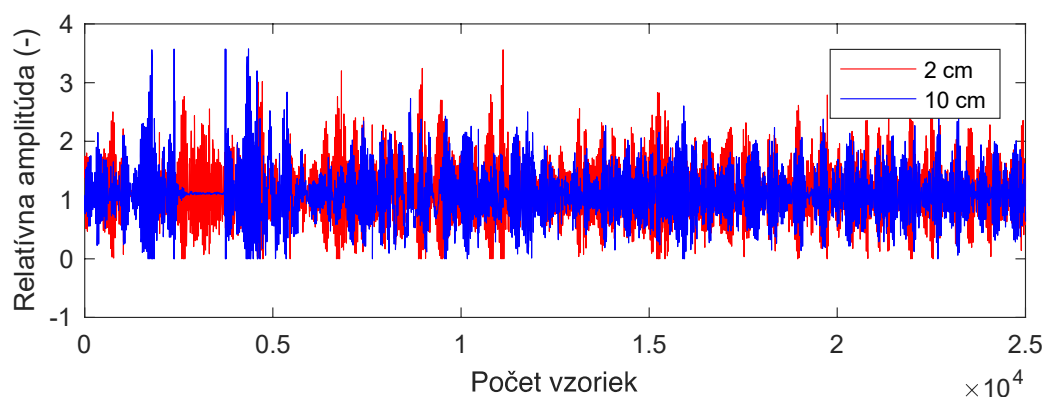


Obrázok 25: Časová oblasť fFKG signálu hlavice Pinhorn s oboma dĺžkami hadičiek

Obrázok 26 znázorňuje amplitúdové spektrum hlavice stetoskopu kde je možné vidieť, že kratšia hadička dosahuje vyšších amplitúd len vo frekvenčnom rozmedzí nízkych frekvencií od 10–20 Hz. Vo zvyšku frekvenčného pásma dĺžka hadičky nehrá veľkú rolu a obe dĺžky majú podobnú veľkosť amplitúd. Obrázok 27 znázorňuje časovú oblasť hlavice stetoskopu a oboch dĺžok hadičky, kde je možné vidieť, že kratšia hadička červenej farby má amplitúdy nepatrne vyššie ako dlhšia modrá hadička, ako tomu bolo na obrázku amplitúdového spektra, kde obe hadičky dosahovali podobných hodnôt.

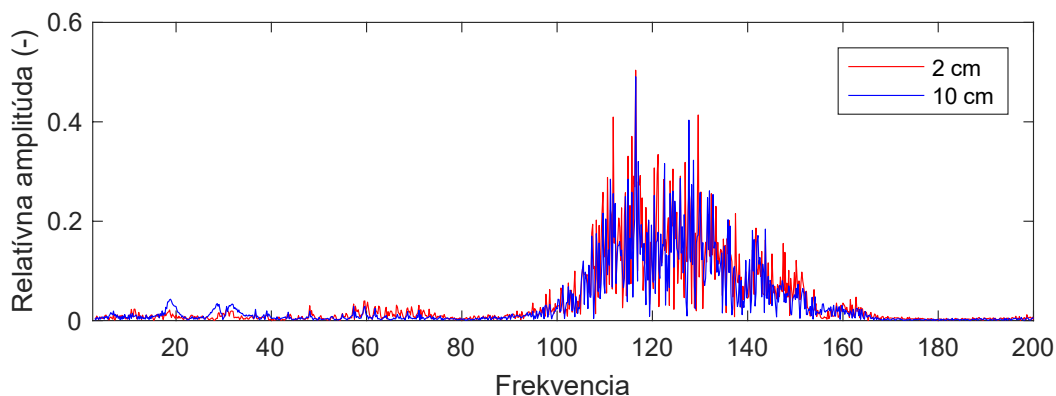


Obrázok 26: Amplitúdové spektrum stetoskopu s dĺžkou hadičiek 2 cm a 10 cm

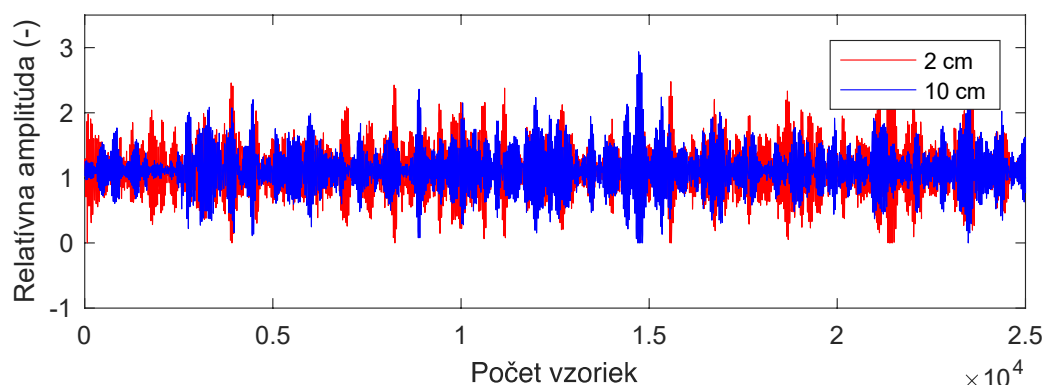


Obrázok 27: Časová oblasť fFKG signálu stetoskopu s oboma dĺžkami hadičiek

Obrázok 28 znázorňuje amplitúdové spektrum fetoskopu, na ktoré dĺžka hadičky nemá žiaden vplyv, čo môže byť spôsobené tým, že hlavica fetoskopu je z kovu a kov prenáša zvuk lepšie ako 3D vytlačene plastové hlavice. Obrázok 29 popisuje časovú oblasť fFKG signálu snímanú kovovým fetoskopom.



Obrázok 28: Amplitúdové spektrum fetoskopu s dĺžkou hadičiek 2 cm a 10 cm

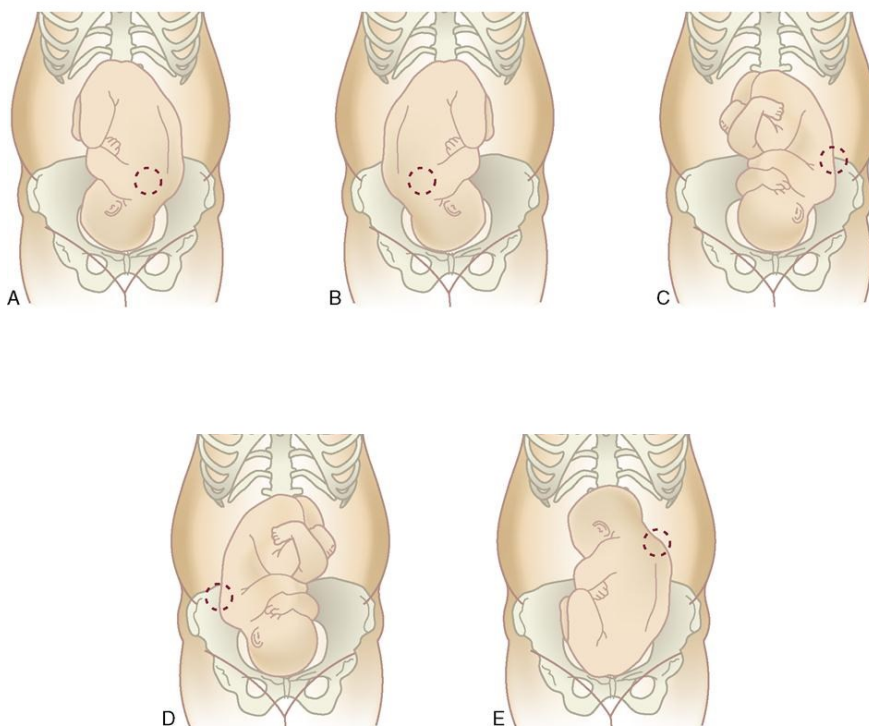


Obrázok 29: Časová oblasť fFKG signálu fetoskopu s oboma dĺžkami hadičiek

Skúmaním dĺžok hadičiek bolo dospené k záveru, že kratšie hadičky prenášajú signál najlepšie, a tak zo všetkých dĺžok bola vybraná 2 cm dlhá hadička a plytká hlavica, ktoré sa na základe výsledkov testovania javia ako najvhodnejšie pre snímanie fFKG signálu. Plytká hlavica dosahovala najvyššiu hodnotu amplitúdy 0,05. Hadička dlhá 2 cm a plytká hlavica tak boli vybrané k reálnemu snímaniu fFKG signálu z abdominálnej steny tehotnej ženy.

4.4 Experimenty na reálnych dátach

Ako bolo spomenuté v podkapitole 3.2 poloha plodu sa počas vyšetrenia mení, a tak je veľmi obtiažne nájsť správne miesto, kde treba senzor priložiť. Stanovenie fetálnej pozície je možné použitím brušnej palpácie tzv. Leopoldových manévrov, ktoré môže vykonávať registrovaná sestra alebo gynekológ [63]. Najsilnejšie a najlepšie je počuť fetálne srdce keď je plod otočený chrbtom k abdominálnej stene matky [45]. Obrázok 30 popisuje jednotlivé polohy plodu s vyznačenými miestami snímania fFKG signálu senzorom (červený krúžok). Ak je plod otočený hlavičkou dolu a chrbtom k abdominálnej stene matky je počuť fetálne srdce pod materským pupočníkom v pravom alebo ľavom dolnom kvadrante brucha vid' obrázok 30A a 30B. Pri polohe kedy je plod otočený smerom dopredu, teda prednou časťou tela k abdominálnej stene matky, sa polohy na snímание nachádzajú na úrovni pupočníka matky na ľavej alebo pravej strane vid' obrázok 30C a 30D. V polohe keď je plod otočený hlavičkou hore a chrbtom k abdominálnej stene matky je fetálne srdce počuť nad materským pupočníkom vid' obrázok 30E [63], [64].



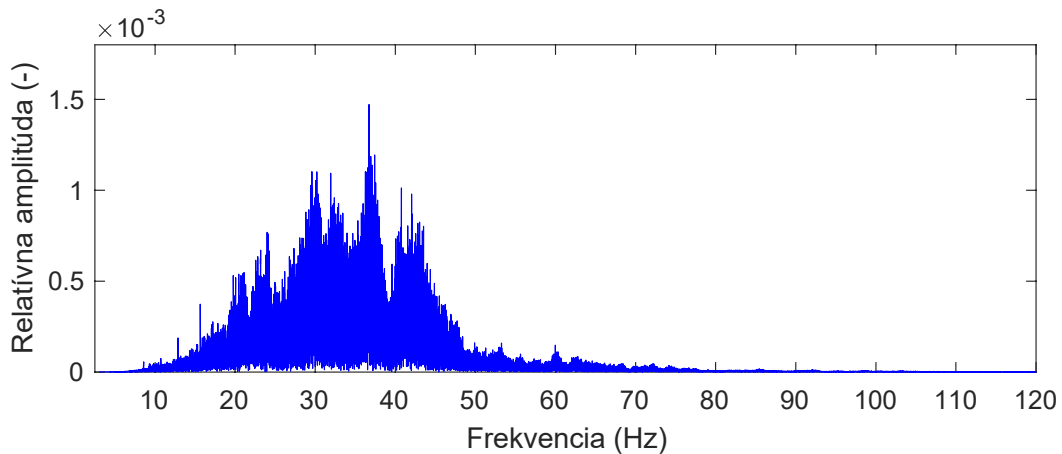
Obrázok 30: Umiestnenie senzora na abdominálnej stene tehotnej ženy zodpovedajúce polohe plodu, A) vpravo pod pupočníkom, B) vľavo pod pupočníkom, C) vpravo od pupočníka, D) vľavo od pupočníka, E) nad pupočníkom [63]

Na základe týchto poznatkov bol vykonaný experiment na tehotnej žene z Karvinej, ktorá bola v 34. týždni tehotenstva. Gynekológ na základe fetálnej pozície priložil stetoskopickú hlavicu na abdominálnu stenu ženy. S hlavicou Pinhorn sa nám nepodarilo namerať kvalitné dáta, a tak bola na základe predošlých výsledkov použitá len plytká hlavica a hadička dlhá 2 cm vid' Obrázok 31 vľavo. Zvyšné fotky z vykonaného experimentu sú uvedené v Prílohe C.



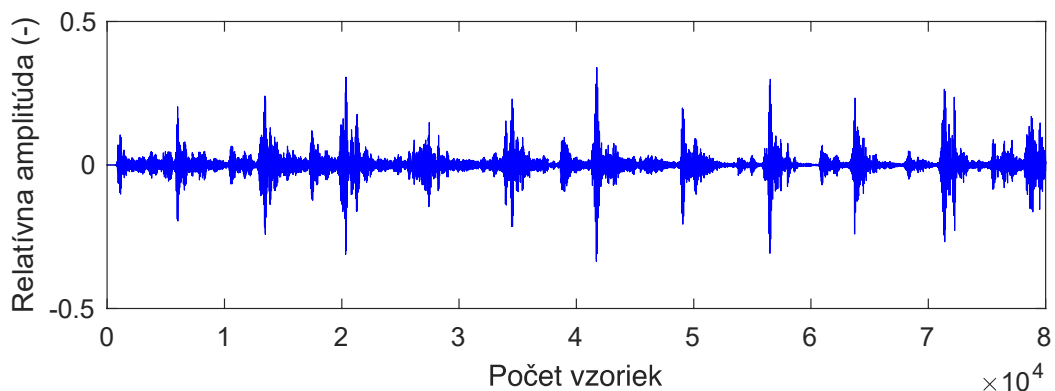
Obrázok 31: Umiestnenie stetoskopických hlavíc gynekológom

Na reálny fFKG signál bol použitý FIR filter (Finite Impulse Response–Filter s konečnou impulzovou odozvou) pretože signál obsahoval okolitý šum, ktorý bolo nutné odstrániť. Na signál bol aplikovaný filter typu pásmová priepusť s hraničnými frekvenciami 20–110 Hz , pretože práve v tomto pásme sa nachádzajú fetálne srdcové ozvy S1 a S2 vid' podkapitola 1.1. Obrázok 32 znázorňuje amplitúdové spektrum reálneho fFKG signálu.



Obrázok 32: Amplitúdové spektrum reálneho fFKG záznamu

Obrázok 33 znázorňuje filtrovaný fFKG signál FIR filtrom. Na obrázku 33 filtrácia čiastočne odstránila okolitý šum a prepustila frekvencie, ktoré obsahujú fetálne srdcové ozvy. Signál bol vzorkovaný vzorkovacou frekvenciou 5 kHz, rád filtru bol nastavený na 100, cut off (hraničné) frekvencie boli nastavená na 20 a 110.



Obrázok 33: Časová oblasť filtrovaného fFKG signálu snímaného plytkou hlavickou

5 Diskusia dosiahnutých výsledkov

Pred vykonaním experimentov bolo na základe odborných vedeckých článkov (napr. [23], [40], [41], [46]) predpokladané, že najvhodnejšia bude hlavica v tvare Pinardovho rohu, keďže sa Pinardov roh dodnes využíva v zdravotníctve k počúvaniu srdčných oziev plodu. Na základe vykonaných experimentov hlavica Pinhorn ale nebola vhodná, pretože výsledný signál bol veľmi zašumený a relatívna amplitúda bola príliš nízka, čo mohlo byť spôsobené materiálom, z ktorého bola vyrobená. Podobné výsledky dosahovala aj hlavica stetoskopu. Kovová fetoskopická hlavica dosahovala najvyššie amplitúdy zo všetkých hlavíc, čo môže byť opäť zapríčinené materiálom, z ktorého je vyrobená. Najvyššie amplitúdy sa vyskytovali pri nízkych frekvenciách do 20 Hz, ktoré sa ale nachádzajú mimo frekvenčné spektrum fetálneho srdca. Naopak 3D plytká hlavica dosahovala najvyšších amplitúd vo frekvenčnom rozhraní 25–45 Hz, čo prináleží prvej srdcovej ozve S1 a v rozmedzí 50–70 Hz druhej srdcovej ozve S2. Výsledky analýzy vplyvu stetoskopických hlavíc tak jasne ukazujú, že plytká hlavica v tvare zvonu je preto najvhodnejšia k snímaniu srdcových oziev plodu.

Pred analýzou dĺžky hadičiek bolo tiež predpokladané, že hadičky s kratšou dĺžkou budú viesť signál lepšie bez zbytočných zvukových strát, a že hadičky s väčšou dĺžkou budú zoslabovať zvuky o vyšších frekvenciách. Na základe tohto predpokladu bolo otestovaných sedem dĺžok hadičiek. Analýzou výsledkov vplyvu dĺžky hadičky na signál bolo docielené k záveru, že hadičky s kratšou dĺžkou prenášali signál lepšie a o vyšších amplitúdach ako hadičky s väčšou dĺžkou. Signál bol priechodom dlhšou hadičkou viac utlmený čo sa prejaví na jeho nižších amplitúdach. Týmto bola potvrdená naša teória a aj teória, ktorú popísali Ertel a kol. vo svojej práci [46].

Na základe týchto záverov bola na testovanie reálnych dát z tehotnej ženy vybraná plytká hlavica v tvare zvonu a najkratšia možná hadička dlhá 2 cm. Dôležitým faktorom pri meraní reálnych dát z abdominálnej steny tehotnej ženy je určiť polohu plodu, a tým dosiahnuť čo najpresnejšiu zhodu medzi akustickým snímačom a bodom materského tela, v ktorom sa plod v skutočnosti nachádza [40], [41], [63], [64]. Ďalším faktorom je pohyb senzora a tlak na membránu [40]. Senzor by mal byť upevnený tak, aby sa nehýbal, prípadne by mal byť pridržený rovnako veľkou silou. Tesnenie a zloženie elementárnych častí tiež patrí k faktorom, ktoré ovplyvňujú meranie fFKG signálu [41]. Tesnenie elementárnych častí je dôležité aby sa do merania nezaniesol šum, respektíve aby nedošlo k úniku zvuku. Aj malý únik zvuku spôsobí pokles efektivity prenosu o 10 až 15 decibelov [46]. Na základe výsledkov experimentálnej časti tejto bakalárskej práce je možné konštatovať, že najvhodnejšími elementárnymi časťami na konštrukciu fetálneho fonokardiografu je senzor plytkej hlavice v tvare zvonu a hadička dlhá 2 cm.

Záver

Táto bakalárska práca sa zaoberala metódami snímania fetálneho signálu, hlavne metódou fetálnej fonokardiografie (ffKG). Teoretická časť popisovala základnú fyziológiu plodového srdca, riešila problematiku monitorovania plodu a podrobnejšie opísala metódu ffKG, kde boli na základe odborných článkov zhrnuté nové možnosti snímania ffKG signálu. Záver teoretickej časti bol venovaný zloženiu a časovo-frekvenčnej analýze ffKG signálu. Prínosom tejto práce je zhrnutie doterajších poznatkov snímania fetálnej fonokardiografie, ktoré môže byť použité pri ďalších výskumoch.

Na základe rešeršnej časti, ktorá tiež riešila jednotlivé elementárne časti fonendoskopického zariadenia, boli vybrané dva komponenty, ktoré ovplyvňujú ffKG signál. Jeden z komponentov bola stetoskopická hlavica a druhým dĺžka hadičkového systému. Ako stetoskopická hlavica bola použitá hlavica v tvare Pinardovho rohu, plytká hlavica v tvare zvonu, stetoskop a fetoskop. Na hadičkový systém bolo použitých sedem rôznych dĺžok. Tieto elementárne časti fonendoskopického zariadenia boli následne testované na syntetických a reálnych dátach, analyzované pomocou časovo-frekvenčnej analýzy v programovacom prostredí Matlab. Na záver boli tieto elementárne časti vyhodnotené a diskutované.

V prvej časti experimentu na syntetických dátach bol testovaný vplyv rôznych typov snímacích hlavíc na zvukovej nahrávke početných frekvencií prevedený na mobilnom akustickom boxe. Analýza bola prevedená v programovacom prostredí Matlab pomocou časovo-frekvenčnej analýzy. Výsledkom tejto časti experimentu bolo vyhodnotenie najvhodnejšieho snímacieho senzoru, ktorým sa stala plytká hlavica v tvare zvonu. Plytká hlavica zosilňovala frekvencie v rozmedzí 25–45 Hz, čo prináleží prvej srdcovej ozve S1 a frekvencie v rozmedzí 50–70 Hz druhej srdcovej ozve S2. V druhej časti experimentu na syntetických dátach bol testovaný vplyv rôznych dĺžok hadičiek na zvukovej nahrávke početných frekvencií tiež prevedený na mobilnom akustickom boxe. Výsledkom časovo-frekvenčnej analýzy bolo docielené k záveru, že signál bol priechodom dlhšou hadičkou viac utlmený čo sa prejavilo na jeho nižších amplitúdach naopak hadičky s kratšou dĺžkou prenášali signál lepšie bez zbytočných zvukových strát a dosahovali vyšších amplitúd. Tretia časť experimentu na syntetických dátach testovala kombináciu jednotlivých hlavíc a dĺžok hadičiek na fantóme abdominálnej steny tehotnej ženy. Ako zvukové záznamy boli použité záznamy vytvorené generátorom syntetických dát. Hadička o dĺžke 2 cm dosahovala vyšších amplitúd ako hadička dlhá 10 cm hlavne v rozmedzí 40 Hz až 70 Hz a 100 Hz až 160 Hz. Signál bol priechodom dlhšou hadičkou viac utlmený čo sa prejavilo na nižších amplitúdach. Najlepšie výsledky teda dosiahla opäť plytká hlavica a kratšia hadička o dĺžke 2 cm.

Na základe výsledkov experimentálnej časti na syntetických dátach boli testované najvhodnejšie elementárne časti fetálneho fonokardiografu na reálnych dátach tehotnej ženy v 34. týždni tehotenstva. Časová oblasť reálneho záznamu bola zašumená, a tak bolo potrebné použiť FIR filter na čiastočné odfiltrovanie šumu. ffKG signál bol vzorkovaný vzorkovacou frekvenciou 5 kHz a rád filtru bol nastavený na hodnotu 100. Na základe rešeršnej časti bol použitý filter typu pásmová priepusť s hraničnými hodnotami 20 a 110 Hz, keďže sa v tomto rozmedzí nachádzajú srdcové ozvy plodu. Po filtrácii bolo možné vidieť fetálne srdcové ozvy.

V tejto práci bolo dokázané, že vybrané elementárne časti fetálneho fonokardiografického zariadenia majú vplyv na skúmaný ffKG signál. Vylepšením alebo zmenou niektorého komponentu akou je napr. materiál a veľkosť tvaru hlavice, materiál hadičky a pod. by mohol byť docielený kvalitnejší výstup ffKG signálu. Keďže sa ffKG signál skladá z pohybu plodu, jeho dýchania a

srdcových oziev, materských zvukov a okolitého hluku by mohlo dôjsť k vzniku vylepšenej verzie fetálneho fonokardiografického zariadenia, ktoré by obsahovalo technológiu, ktorá by nežiadúce zvuky odfiltrovala a snímala len fetálne srdcové zvuky.

Použitá literatura

- [1] ROZMAN, Jiří. Elektronické přístroje v lékařství. Praha: Academia, 2006. Česká matice technická (Academia). ISBN 80-200-1308-3.
- [2] KITTNAR, Otomar. Lékařská fyziologie. Praha: Grada, 2011. ISBN 978-80-247-3068-4.
- [3] ČIHÁK, Radomír. Anatomie. Třetí, upravené a doplněné vydání. Ilustroval Ivan HELEKAL, ilustroval Jan KACVINSKÝ, ilustroval Stanislav MACHÁČEK. Praha: Grada, 2016. ISBN 978-80-247-5636-3.
- [4] MARIEB, Elaine Nicpon a Jon MALLATT. Anatomie lidského těla. Brno: CP Books, 2005. ISBN 80-251-0066-9.
- [5] KLENER, Pavel. Vnitřní lékařství. Praha: Galén, c2003. Scripta. ISBN 80-726-2252-8.
- [6] POKORNÝ, Jaroslav. Přehled fyziologie člověka. 3., přeprac. vyd. Praha: Karolinum, 2002, 255 s. ISBN 80-246-0229-6.
- [7] Texas Heart Institute. Heart Information Center: The Heartbeat. [online]. 2013 [cit. 2018-12-18]. Dostupné z: <http://www.texasheart.org>
- [8] KÖLBEL, František. Praktická kardiologie. Vyd. 1. Praha: Karolinum, 2011, 305 s. ISBN 978-802-4619-620.
- [9] ROZTOČIL, Aleš. Moderní porodnictví. Praha: Grada, 2008. ISBN 978-80-247-1941-2.
- [10] *Stanford Children's Health: Blood Circulation in the Fetus and Newborn* [online]. 2019 [cit. 2019-04-10]. Dostupné z: <https://www.stanfordchildrens.org/en/topic/default?id=blood-circulation-in-the-fetus-and-newborn-90-P02362>
- [11] DOBIÁŠ, Viliam. Klinická propedeutika v urgentnej medicíne. Praha: Grada, 2013. ISBN 978-80-247-4570-1.
- [12] SOVA, Josef. Úvod do elektrokardiografie, fonokardiografie a jiných grafických metod. Praha, 1973.
- [13] WANG, Xinpei, et al. Detection of the first and second heart sound using heart sound energy. In: *2009 2nd International Conference on Biomedical Engineering and Informatics*. IEEE, 2009. p. 1-4. DOI: 10.1109/BMEI.2009.5305640
- [14] ADITHYA, Prashanth Chetlur, et al. Trends in fetal monitoring through phonocardiography: Challenges and future directions. *Biomedical Signal Processing and Control*, 2017, 33: 289-305. DOI:10.1016/j.bspc.2016.11.007. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1746809416301859?via%3Dihub>
- [15] KOLÁŘ, Radim. Lékařská diagnostická technika: Fonokardiografie [přednáška]. Brno: FEKT VUT v Brně, 2013.
- [16] *Reflections of a Grady Doctor: Systole and Diastole* [online]. In: 2012 [cit. 2019-04-10]. Dostupné z: <http://www.gradydoctor.com/2012/09/systole-and-diaastole.html>
- [17] CESARELLI, Mario, et al. Simulation of foetal phonocardiographic recordings for testing of FHR extraction algorithms. *Computer methods and programs in biomedicine*, 2012, 107.3: 513-523. DOI: 10.1016/j.cmpb.2011.11.008. ISSN 01692607. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0169260711003130>
- [18] KOVÁCS, Ferenc, et al. Fetal phonocardiography—past and future possibilities. *Computer methods and programs in biomedicine*, 2011, 104.1: 19-25. DOI: 10.1016/j.cmpb.2010.10.006
- [19] WALKER, H. Kenneth; HALL, W. Dallas; HURST, J. Willis. Diplopia--Clinical Methods: The History, Physical, and Laboratory Examinations. 1990. Dostupné z : <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK458/>
- [20] BISHOP, P. J. Evolution of the stethoscope. *Journal of the Royal Society of Medicine*, 1980, 73.6: 448-456.
- [21] BYARUHANGA, R., et al. Use of wind-up fetal Doppler versus Pinard for fetal heart rate intermittent monitoring in labour: a randomised clinical trial. *BMJ open*, 2015, 5.1: e006867. doi: 10.1136/bmjopen-2014-006867
- [22] *Huntleigh: The Sonicaid Digital Doppler - a new dimension in sound and vision* [online]. 2015 [cit. 2019-04-10]. Dostupné z: <https://simplesolutionsinternational.com/wp/wp-content/uploads/2017/03/Huntleigh-Doppler-Brochure-2017.pdf>

- [23] JAUNIAUX, E.; PREFUMO, F. Fetal heart monitoring in labour: from pinard to artificial intelligence. *BJOG: An International Journal of Obstetrics & Gynaecology*, 2016, 123.6: 870-870. Dostupné z: <https://obgyn.onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1111/1471-0528.13844>
- [24] NAGEOTTE, Michael P. Fetal heart rate monitoring. In: *Seminars in Fetal and Neonatal Medicine*. WB Saunders, 2015. p. 144-148. doi: 10.1016/j.siny.2015.02.002
- [25] *Cascade: Health Care Products, Inc.* [online]. 2015 [cit. 2019-04-03]. Dostupné z: <https://1cascade.iscdemo.com/why-do-we-use-fetosopes>
- [26] PETERS, Maria J., et al. Fetal magnetocardiography. In: *Advances in electromagnetic fields in living systems*. Springer, Boston, MA, 2005. p. 1-40. DOI: 10.1007/0-387-24024-1_1
- [27] CHOURASIA, V.; MITTRA, A. Passive acoustic signal acquisition system for non-invasive fetal heart sound monitoring applications. *Internet J. Med. Technol*, 2009, 5.1. Dostupné z < <http://ispub.com/IJMT/5/1/4402>>
- [28] RUFFO, Mariano, et al. Non invasive foetal monitoring with a combined ECG-PCG system. In: *Biomedical Engineering, Trends in Electronics, Communications and Software*. IntechOpen, 2011.
- [29] ALFIREVIC, Zarko, et al. Continuous cardiotocography (CTG) as a form of electronic fetal monitoring (EFM) for fetal assessment during labour. *Cochrane database of systematic reviews*, 2017, 2.DOI: 10.1002/14651858.CD006066.pub3.
- [30] *Vyhodnotenie Výsledkov CTG* [online]. [cit. 2019-04-10]. Dostupné z: <https://sk.dzvranje.org/1592-evaluation-of-ctg-results.html>
- [31] ABDULHAY, Enas W., et al. Monitoring Techniques. *Biomedical Science*, 2014, 2.3: 53-67. DOI:10.12691/bse-2-3-2. Dostupné z: <http://pdfs.semanticscholar.org/8fb0/8d27cdf2b3c0f66bb7414e4ab01235694adc.pdf>
- [32] PETERS, Maria, et al. Monitoring the fetal heart non-invasively: a review of methods. *Journal of perinatal medicine*, 2001, 29.5: 408-416. Dostupné z: https://www.researchgate.net/profile/Simon_Shakespeare/publication/11631601_Monitoring_the_fetal_heart_noninvasively_A_review_of_methods/links/57308da708ae07b83f2602d3/Monitoring-the-fetal-heart-non-invasively-A-review-of-methods.pdf
- [33] KOZUMPLÍK, J. Zpracování biologických signálů: Fonokardiogram [přednáška]. Brno: FEKT VUT v Brně, 2013.
- [34] VÍTEK, Bohumil. Fonokardiografie u dětí: učební texty pro studenty pediatrické větve. 1. vyd. Brno: Universita J.E. Purkyně, 1971, 54 s.
- [35] VERMARIEN, Herman. Phonocardiography. *Encyclopedia of medical devices and instrumentation*, 2006. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/0471732877.emd203>
- [36] ADITHYA, Prashanth Chetlur, et al. Trends in fetal monitoring through phonocardiography: Challenges and future directions. *Biomedical Signal Processing and Control*, 2017, 33: 289-305. DOI:10.1016/j.bspc.2016.11.007.
- [37] CESARELLI, Mario, et al. Simulation of foetal phonocardiographic recordings for testing of FHR extraction algorithms. *Computer methods and programs in biomedicine*, 2012, 107.3: 513-523. DOI: 10.1016/j.cmpb.2011.11.008. ISSN 01692607.
- [38] KOZUMPLÍK, J. Zpracování biologických signálů: Fonokardiogram [přednáška]. Brno: FEKT VUT v Brně, 2013.
- [39] VÍTEK, Bohumil. Fonokardiografie u dětí: učební texty pro studenty pediatrické větve. 1. vyd. Brno: Universita J.E. Purkyně, 1971, 54 s.
- [40] KINDIG, John R., et al. Acoustical performance of the stethoscope: a comparative analysis. *American heart journal*, 1982, 104.2: 269-275. doi: 10.1016/0002-8703(82)90203-4
- [41] GROOM, Dale. Comparative efficiency of stethoscopes. *American heart journal*, 1964, 68.2: 220-226.
- [42] Návod na použití: Littmann Model 3200. [online]. [cit. 2018-12-20]. Dostupné z: < https://www.emedik.cz/user/related_files/littmann_electronic_3200.pdf>
- [43] *Mediset Chironax: 3M™ Littmann®* [online]. [cit. 2019-04-10]. Dostupné z: <https://www.mediset.cz/eshop/102-littmann>
- [44] CADRIN, Christine; GOLBUS, Mitchell S. Fetal tissue sampling--indications, techniques, complications, and experience with sampling of fetal skin, liver, and muscle. *Western journal of*

- medicine*, 1993, 159.3: 269. Dostupné z <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1011339/?tool=pubmed>
- [45] ZUCKERWAR, Allan J., et al. Development of a piezopolymer pressure sensor for a portable fetal heart rate monitor. *IEEE Transactions on biomedical engineering*, 1993, 40.9: 963-969. DOI: 10.1109/10.245618. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/245618/>
- [46] ERTEL, Paul Y., et al. Stethoscope acoustics: II. Transmission and filtration patterns. *Circulation*, 1966, 34.5: 899-909. Dostupné z: <https://www.ece.ubc.ca/~leos/pdf/e371/handouts/stethoscope2.pdf>
- [47] KOLARIK, Jakub, et al. A Low-cost Device for Fetal Heart Rate Measurement. *IFAC-PapersOnLine*, 2018, 51.6: 426-431. DOI: 10.1016/j.ifacol.2018.07.116
- [48] YANG, Wendi, et al. Fetal heart rate monitoring system with mobile internet. In: *2014 IEEE International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS)*. IEEE, 2014. p. 443-446. doi: 10.1109/ISCAS.2014.6865165. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=6865165&isnumber=6865048>
- [49] MARTINEK, Radek, et al. A phonocardiographic-based fiber-optic sensor and adaptive filtering system for noninvasive continuous fetal heart rate monitoring. *Sensors*, 2017, 17.4: 890. DOI: 10.3390/s17040890. ISSN 1424-8220
- [50] Fetaphon feeling safer every day [online]. [cit. 2018-12-20]. Dostupné z: <http://www.fetaphon.com/en/>
- [51] BabyScope [online]. [cit. 2018-12-20]. Dostupné z: <http://babyscopeapp.com/>
- [52] My baby's beat [online]. [cit. 2018-12-20]. Dostupné z: <http://mybabysbeat.com/>
- [53] *Inhabitots: New wearable pregnancy monitors can help your baby listen to music or track his heartbeat* [online]. 2015 [cit. 2019-04-10]. Dostupné z: <https://inhabitat.com/inhabitots/new-wearable-pregnancy-monitors-can-help-your-baby-listen-to-music-or-track-his-heartbeat/>
- [54] *Nuvocares: Introducing Invu by Nuvo* [online]. 2019 [cit. 2019-04-10]. Dostupné z: <https://www.nuvocares.com/solutions>
- [55] ADITHYA, Prashanth Chetlur, et al. Trends in fetal monitoring through phonocardiography: Challenges and future directions. *Biomedical Signal Processing and Control*, 2017, 33: 289-305. DOI:10.1016/j.bspc.2016.11.007. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1746809416301859?via%3Dihub>
- [56] KOVÁCS, Ferenc, et al. Fetal phonocardiography—past and future possibilities. *Computer methods and programs in biomedicine*, 2011, 104.1: 19-25. DOI: 10.1016/j.cmpb.2010.10.006
- [57] VARADY, P. Wavelet-based adaptive denoising of phonocardiographic records. In: *2001 Conference Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. IEEE, 2001. p. 1846-1849. DOI: 10.1109/IEMBS.2001.1020582. ISBN 0-7803-7211-5. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/1020582/>
- [58] TAN, Boon Hock; MOGHAVVEMI, M. *Real time analysis of fetal phonocardiography*. IEEE, 2000. doi: 10.1109/TENCON.2000.888405
- [59] *Audiocheck: Sine Sweep-Full Spectrum* [online]. 2009 [cit. 2019-04-10]. Dostupné z: https://www.audiocheck.net/testtones_sinesweep20-20k.php
- [60] SCHAUER, Pavel. *Vybrané statě z akustiky* [online]. Ústav fyziky, Fakulta stavební, VUT Brno, [cit.2019-03-10]. http://fyzika.fce.vutbr.cz/doc/vyuka_schauer/vybrane_state_z_akustiky.pdf.
- [61] *Akustická pena: Akustický mobilní box* [online]. 2009 [cit. 2019-04-10]. Dostupné z: <https://www.akusticka-pena.cz/zbozi-ceny/akusticky-mobilni-box/>
- [62] JOSEPH, Anthony, et al. Simulator of foetal phonocardiographic recordings and foetal heart rate calculator. In: *Journal of Biomimetics, Biomaterials and Biomedical Engineering*. Trans Tech Publications, 2018. p. 57-64. Dostupné z: <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/JBBBE.39.57>
- [63] *Nursing Care During Labor and Pain Management: Monitoring Contractions by Palpation* [online]. 2005 [cit. 2019-04-03]. Dostupné z: <https://www.scribd.com/document/106417918/Chapter-8-Nursing-Care-During-Labor-and-Pain-Management-01>

- [64] WEISS, Robin Elise. Labor and delivery: Fetal Positions for Labor and Birth. *Verywell family* [online]. March 29, 2019 [cit. 2019-04-19]. Dostupné z: <https://www.verywellfamily.com/fetal-positions-for-labor-and-birth-2759020>
- [65] ZHDANOV, D. S., et al. Algorithm for Extraction of Fetal Heart Tones during Fetal Phonocardiography. *Biol Med (Aligarh)*, 2015, 7.3: 2. Dostupné z : https://www.researchgate.net/profile/Dmitriy_Zhdanov/publication/301561346_Algorithm_for_Extraction_of_Fetal_Heart_Tones_during_Fetal_Phonocardiography/links/571a167208ae4d61805dcf95.pdf

Zoznam príloh

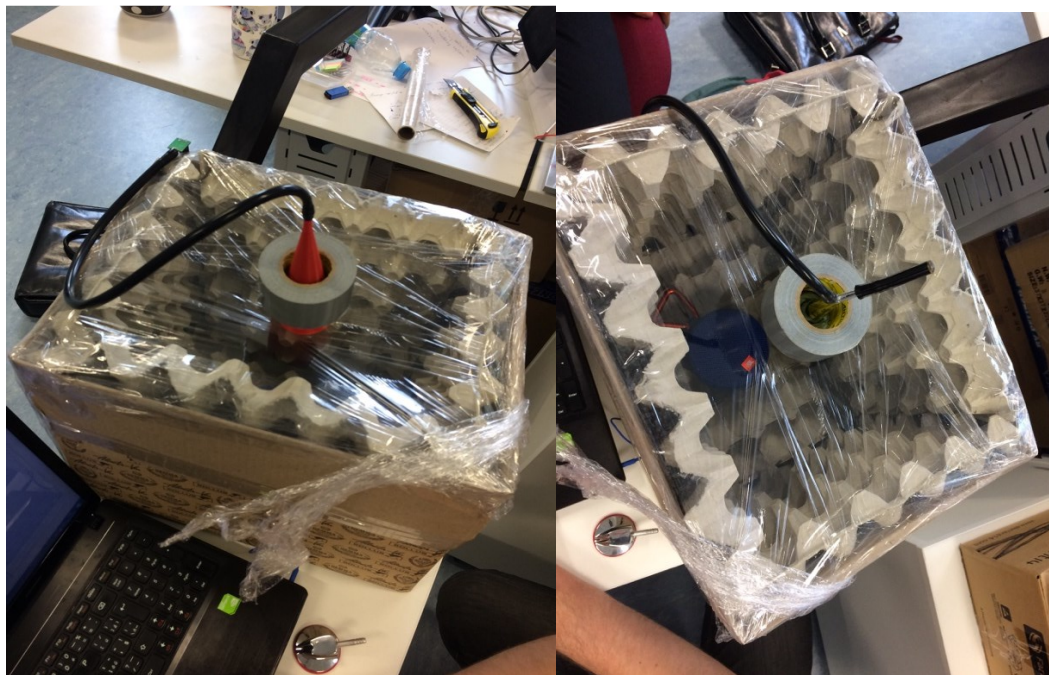
Príloha A– fotky experimentu na mobilnom akustickom boxe

Príloha B– fotky experimentu na fantóme abdominálnej steny tehotnej ženy

Príloha C– fotky experimentu na reálnych dátach tehotnej ženy

Príloha A

V prílohe A sa nachádzajú fotky prvého experimentu na mobilnom akustickom boxe.



Obr. 1: Hlavica v tvare Pinhorn(vľavo) a fetoskop(vpravo)



Obr. 2: Stetoskop(vľavo) a plytká hlavica(vpravo)



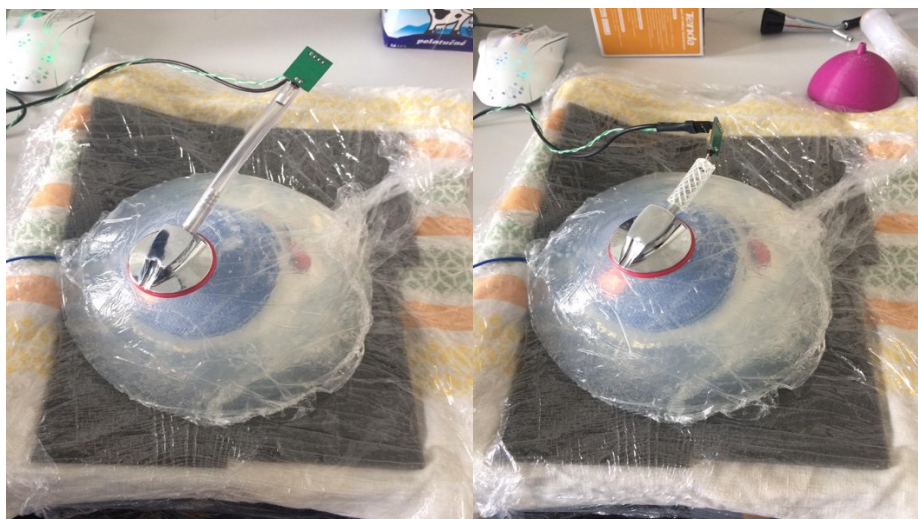
Obr. 3: Všetky použité typy hlavíc

Príloha B

V prílohe B sa nachádzajú fotky experimentu na fantóme abdominálnej steny tehotnej ženy.



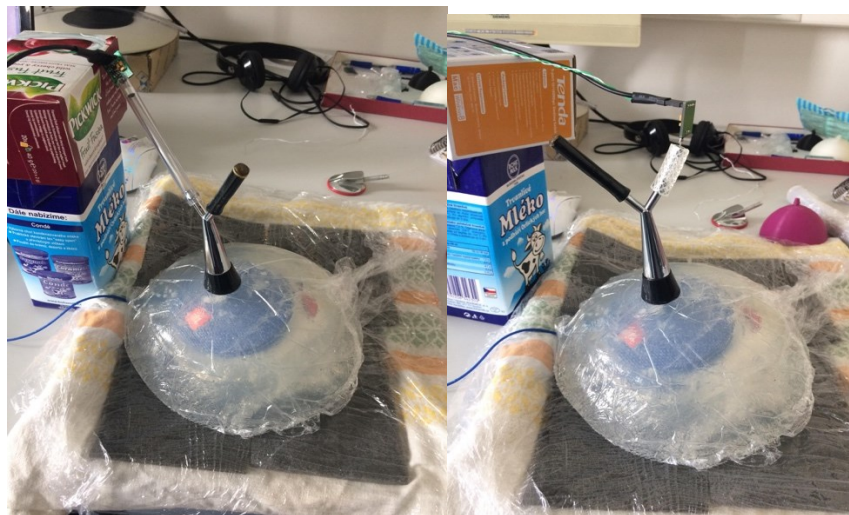
Obr. 4: Plyná hlavica s hadičkou dlhou 10 cm (vľavo) a 2 cm (vpravo)



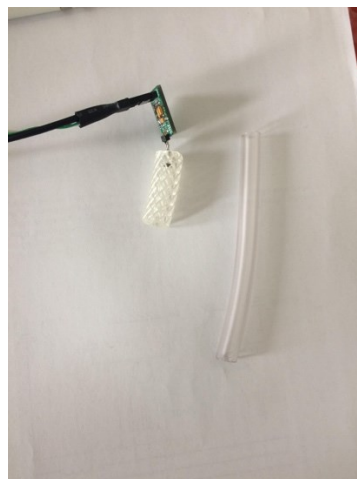
Obr. 5: Stetoskop s hadičkou dlhou 10 cm (vľavo) a 2 cm (vpravo)



Obr. 6: Hlavica Pinhorn s hadičkou dlouhou 10 cm (vľavo) a 2 cm (vpravo)



Obr. 7: Fetoskop s hadičkou dlouhou 10 cm (vľavo) a 2 cm (vpravo)



Obr. 8: Hadička dlhá 2 cm (vľavo) a 10 cm (vpravo)

Príloha C

V prílohe C sa nachádzajú fotky experimentu na reálnych dátach tehotnej ženy.



Obr. 9: Gynekológ počívajúci srdečné ozvy plodu kovovým Pinardovým rohom



Obr. 10: Hlavica Pinhorn snímajúca srdečné ozvy plodu



Obr. 11: Plytká hlavica snímajúca srdečné ozvy plodu