

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

Měření a zpracování EGG signálu
Measurement and Processing of EGG Signal

2020

Eva Beinhauerová

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

Zadání bakalářské práce

Student: **Eva Beinhauerová**
Studijní program: B2649 Elektrotechnika
Studijní obor: 3901R039 Biomedicínský technik
Téma: **Měření a zpracování EGG signálu**
Measurement and Processing of EGG Signal

Jazyk vypracování: čeština

Zásady pro vypracování:

1. Nastudování základních principů geneze a významu EGG signálů.
2. Nastudování principů pro měření EGG signálu.
3. Nastudování metod pro zpracování EGG signálu.
4. Návrh a realizace experimentálního měření EGG signálu v laboratorních podmínkách.
5. Návrh a realizace procedury pro zpracování EGG signálů.
6. Extrakce charakteristických příznaků EGG signálů.
7. Vyhodnocení výsledků práce.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] OWEN, Mark. *Practical signal processing*. Cambridge: Cambridge University Press, 2007. ISBN 978-0-521-85478-8.
- [2] BRUCE, Eugene N. *Biomedical signal processing and signal modeling*. New York: Wiley, c2001. Wiley series in telecommunications and signal processing. ISBN 0-471-34540-7.
- [3] KIASALEH, Kamran. *Biological signals classification and analysis*. Heidelberg: Springer, 2015. Lecture notes in bioengineering. ISBN 978-3-642-54878-9.

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

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

Datum zadání: 01.09.2019

Datum odevzdání: 30.04.2020



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.

Beinhauerová

.....
Eva Beinhauerová

V Ostravě 13. května 2020

Poděkování

Touto cestou bych ráda poděkovala svému vedoucímu bakalářské práce panu Ing. Janu Kubíčkoví, Ph.D za odbornou pomoc a konzultace během zpracování práce. Dále bych chtěla poděkovat Ing. Davidovi Oczkovi a Ing. Dominikovi Vilímkovi za pomoc při realizaci měření. V neposlední řadě děkuji všem dobrovolníkům, kteří podstoupili měření a poskytli tak data EGG signálu ke zpracování.

Abstrakt

Cílem této bakalářské práce je provedení experimentálních EGG měření na základě variabilních schémat rozmístění elektrod a následná analýza a komparativní analýza EGG signálu. Doposud stále neexistuje obecné doporučení pro měření EGG signálu. Vzhledem k tomu, že stále rozložení elektrod není standardizováno, je sběr dat zrealizován pomocí třech způsobů snímání. Měření se zúčastnilo deset probandů. Získané elektrogastrogramy byly poté pomocí algoritmů v prostředí MATLAB zpracovány vlnkovou transformací a ošetřeny vnějšími vlivy a korekcí izolinie. Dále byla zhotovena časově-frekvenční analýza pro extrakci charakteristických příznaků EGG signálu pomocí krátkodobé Fourierovy transformace (STFT), která podává informace o rozložení frekvencí v daném časovém okamžiku a jeho výkonu. Výsledky práce naznačují, že nejvhodnějším způsobem snímání pro získání diagnostické informace EGG signálu jsou horizontální svody. V poslední části byla z vypočítaných poznatků bakalářské práce vytvořena laboratorní úloha, která je určena pro experimentální měření EGG signálu a možností jeho hodnocení.

Klíčová slova

Elektrogastrografie, elektrogastrogram, MATLAB, vlnková transformace, časově-frekvenční analýza, Krátkodobá Fourierova transformace, střední kvadratická chyba, koeficient korelace, laboratorní úloha

Abstract

The aim of this bachelor thesis was to realize experimental EGG measuring base on variability placement of electrodes and then the comparative analysis EGG signal was performed. There was no general recommendation for measuring the EGG signal. Therefore, data recording was performed using three scanning methods. Ten participants participated in this study. The obtained electrogastrograms were processed using algorithms in MATLAB. In addition time-frequency analysis was performed to extract the characteristic features of the EGG signal using a short-time Fourier transform (STFT) to take the information about the placement of frequency and power in real-time. The results of this study showed that horizontal leads are the most suitable way of acquiring diagnostic information of the EGG signal. Based on this finding the laboratory task was created for experimental measuring EGG signal and his evaluation.

Keywords

Electrogastrography, electrogastrogram, MATLAB, wavelet transform, time-frequency analysis, short-time Fourier transform, mean quadratic error, correlation coefficient, laboratory task

Obsah

Seznam použitých zkratk a symbolů.....	8
Seznam ilustrací a tabulek.....	9
1 Anatomie trávicí soustavy.....	13
1.1 Anatomie žaludku.....	13
2 Fyziologie trávicí soustavy.....	13
2.1 Pohyby GIT.....	14
2.2 Elektrické projevy buněk hladké svaloviny.....	14
2.3 Fyziologie žaludku.....	15
2.3.1 Skladování potravy.....	15
2.3.2 Mísící funkce.....	15
2.3.3 Vyprazdňování.....	15
3 Elektrogastrografie.....	16
3.1 Snímání EGG signálu.....	16
3.2 Parametry EGG signálu.....	17
3.3 Zpracování a zobrazení EGG signálu.....	18
4 Rešerše dosavadních principů, metod měření a zpracování EGG signálu.....	19
4.1 Electrogastrography in adults and children: the strength, pitfalls, and clinical significance of the cutaneous recording of the gastric electrical activity.....	19
4.2 Basic study for measurement of electrogastrography.....	22
4.3 Torso-Tank Validation of High-Resolution Electrogastrography (EGG): Forward Modelling, Methodology and Results. Annals of biomedical engineering.....	23
4.4 Effect of electrode contact area on the information content of the recorded electrogastrograms: An analysis based on Rényi entropy and Teager-Kaiser Energy.....	25
4.5 Experimentální elektrogastrografie.....	27
4.6 Artifact rejection methodology enables continuous, noninvasive measurement of gastric myoelectric activity in ambulatory subjects.....	28
4.7 High-resolution electrogastrogram: a novel, noninvasive method for determining gastric slow-wave direction and speed.....	30
4.8 Závěr rešerše.....	33
5 Realizace experimentálních měření EGG.....	35
5.1 Informovaný souhlas o účasti ve výzkumu.....	36
5.2 První způsob snímání.....	37

5.3	Druhý způsob snímání.....	37
5.4	Třetí způsob snímání	38
6	Design předzpracování EGG signálu.....	39
6.1	Vlnková transformace	41
7	Extrakce charakteristických příznaků EGG signálu.....	46
7.1	Časově-frekvenční analýza.....	46
8	Vyhodnocení diagnostické informace EGG signálu.....	51
8.1	Výsledky měření č.1	51
8.2	Výsledky měření č.2.....	54
8.3	Výsledky měření č.3.....	57
9	Návrh laboratorní úlohy	61
9.1	1 MĚŘENÍ A ZPRACOVÁNÍ EGG SIGNÁLU	61
9.1.1	1.1 Cíl úlohy.....	61
9.1.2	1.2 Zadání.....	61
9.1.3	1.3 Předpokládané znalosti	61
9.1.4	1.4 Použité vybavení.....	61
9.1.5	1.5 Teoretický rozbor	62
9.1.6	1.6 Pracovní postup	63
9.1.7	1.7 Výsledky.....	64
9.1.8	1.8 Kontrolní otázky.....	65
9.1.9	1.9 Doporučená literatura	65
	Závěr	66
	Použitá literatura a zdroje.....	68
	Seznam příloh.....	71

Seznam použitých zkratk a symbolů

BER	Bazální elektrický rytmus
BMI	Index tělesné hmotnosti
EGG	Elektrogastrografie
EKG	Elektrokardiografie
FFT	Rychlá Fourierova transformace (Fast Fourier transform)
FT	Fourierova transformace (Fourier transform)
GTI	Gastrointestinální trakt
lat.	latinsky
MSE	Střední kvadratická chyba (Mean squared error)
R	Korelační koeficient
RMS	Root Mean Square
STFT	Krátkodobá Fourierova transformace (Short-time Fourier transform)
T-F	Časově-frekvenční doména
WT	Vlnková transformace (Wavelet transform)
ψ	Vlnka

Seznam ilustrací a tabulek

Obrázek 2-1: Elektrická aktivita buněk hladké svaloviny, [3].....	15
Obrázek 3-1 Záznam EGG v období nalačno a po jídle s frekvencí 3 cykly/min, [10].....	17
Obrázek 3-2 Časově-frekvenční analýza dominantní frekvence (v cyklech za minutu), [8].....	18
Obrázek 4-1 Základní rozložení elektrod	20
Obrázek 4-2 Názorné představení rozložení elektrod, upraveno	22
Obrázek 4-3 a) Záznam měřeného signálu v čase, b) záznam filtrovaného signálu v čase, upraveno ..	22
Obrázek 4-4 a) Konečné sestavení s viditelným vedením a rozmístěním elektrod, b) digitální vykreslení umělého dipólového zdroje	23
Obrázek 4-5 Filtrovaný signál, a) stav před filtrací, b) stav po filtraci, c) použití FFT filtru, d) srovnání simulovaných a experimentálních dat, upraveno	24
Obrázek 4-6 Tabulka porovnání výsledku, upraveno	24
Obrázek 4-7 a) Typický signál EGG měřený pomocí elektrody s kontaktní plochou 201,14 mm ² , b) jednostranné amplitudové spektrum signálu EGG.....	26
Obrázek 4-8 a) Typický signál EGG měřený pomocí elektrody s kontaktní plochou 283,64 mm ² , b) jednostranné amplitudové spektrum signálu EGG.....	26
Obrázek 4-9 Uspořádání elektrogastrografie u experimentálního prasete	27
Obrázek 4-10 a) Ilustrace ambulantního monitorovacího systému, (b) záznamový hardware s elektrodami na kůži, c) aplikace chytrého telefonu pro zaznamenávání potravy a aktivit, upraveno ..	28
Obrázek 4-11 Záznam ambulantního EGG , a) normalizovaná síla EGG v čase po ukončení podání potravy, b) frekvence EGG během spánku a vědomí, c) frekvence EGG při usínání a nástupu spánku, upraveno.....	30
Obrázek 4-12 Elektrofyziologický model žaludku s nározněním žaludeční oblasti.....	32
Obrázek 4-13 Rozložení elektrod čtvercové mřížky 5x5.....	32
Obrázek 4-14 a) Výsledky minutové simulace kožních potenciálů, b) napětí při kanálů dvou minutového segmentu	33
Obrázek 5-1 Biozesilovač g.USBamp [13].....	35
Obrázek 5-2 Vzorový informovaný souhlas.....	36
Obrázek 5-3 Lokalizace žaludku pomocí ultrazvuku, [14]	37
Obrázek 5-4 a) Návrh rozložení elektrod pro měření č.1, [15] upraveno, b) realizované rozmístění elektrod pro měření č.1	37
Obrázek 5-5 a) Rozložení elektrod podle Browna, [16] upraveno b) realizované rozmístění elektrod pro měření č.2.....	38
Obrázek 5-6 a) Návrh rozložení pro měření č.3 [15],upraveno b) realizované rozmístění elektrod pro měření č.3.....	38
Obrázek 6-1 Diagram postupu zpracování signálu	39
Obrázek 6-2 a) Ukázka snímaného signálu s proložení polynomu šestého stupně b) ukázka signálu s korekcí izolinie.....	40
Obrázek 6-3 Ukázka předzpracování signálu. a)první graf znázorňuje nasnímaný signál, b)druhý graf demonstruje eliminaci artefaktů c)třetí graf znázorňuje korekci izolinie.	40
Obrázek 6-4 Vliv změny posunu a měřítka, [19] upraveno	41
Obrázek 6-5 Ukázka mateřských vlnek [18], upraveno.....	42

Obrázek 6-6 Ukázka předzpracování signálu-porovnání a) ukázka signálu s aplikací WT (vlnka bd10, level 5, prahování-sqrtwolog (univerzální), s (měkké), změna měřítka-mln , b) ukázka signálu bez aplikace WT	42
Obrázek 6-7 Ukázka použití různých stupňů rozkladu a) level 1, b) level 5, c) level 10	43
Obrázek 6-8 Ukázka použití mateřských vlnek a) vlnka haar b) vlnka db10.....	44
Obrázek 6-9 Ukázka výběru úseku a) signálu ve vybraném časovém úseku, b) ukázka signálu v celém rozsahu	44
Obrázek 6-10 Diagram vymezení úseku signálu	45
Obrázek 7-1 a) Hannovo okno, b) frekvenční spektrum [19], upraveno	47
Obrázek 7-2 Spektrogram filtrovaného signálu v pásmu frekvencí EGG a) filtrovaný signál na základě WT (vlnka-db10, stupeň rozkladu-5, prahování-sqrtwolog (univerzální), s (měkké), změna měřítka-mln), b) spektrogram (Hann, délka „okna“ 1024).....	47
Obrázek 7-3 Spektrogram nefiltrovaného signálu v pásmu frekvencí EGG a) nefiltrovaný signál na základě WT (vlnka-db10, stupeň rozkladu-5, prahování-sqrtwolog (univerzální), s (měkké), změna měřítka-mln), b) spektrogram (Hann, délka „okna“ 1024)	48
Obrázek 7-4 Spektrogram filtrovaného signálu v celém pásmu frekvencí a) filtrovaný signál na základě WT (vlnka-db10, stupeň rozkladu-5, prahování-sqrtwolog (univerzální), s (měkké), změna měřítka-mln), b) spektrogram (Hann, délka „okna“ 1024)	48
Obrázek 7-5 Ukázka periodogramu s vyznačenými dominantními peaky na lačno v pásmu frekvencí 0,02-0,15 Hz.....	49
Obrázek 7-6 Ukázka periodogramu s vyznačenými dominantními peaky po pevné stravě v pásmu frekvencí 0,02-0,15 Hz.....	50
Obrázek 7-7 Ukázka periodogramu v celém rozsahu signálu	50
Obrázek 8-1 Graficky znázorněný průměr korelačního koeficientu v časové a časově-frekvenční doméně pro měření č.1	53
Obrázek 8-2 Graficky znázorněný průměr MSE v časové a časově-frekvenční doméně pro měření č.1	53
Obrázek 8-3 Graficky znázorněný průměr korelačního koeficientu periodogramu pro měření č.1	54
Obrázek 8-4 Graficky znázorněný průměr korelačního koeficientu v časové a časově-frekvenční doméně pro měření č.2	55
Obrázek 8-5 Graficky znázorněný průměr MSE v časové a časově-frekvenční doméně pro měření č.2	56
Obrázek 8-6 Graficky znázorněný průměr korelačního koeficientu periodogramu pro měření č.2	57
Obrázek 8-7 Graficky znázorněný průměr korelačního koeficientu v časové a časově-frekvenční doméně pro měření č.3	58
Obrázek 8-8 Graficky znázorněný průměr MSE v časové a časově-frekvenční doméně pro měření č.3	59
Obrázek 8-9 Graficky znázorněný průměr korelačního koeficientu periodogramu pro měření č.3	60
Obrázek 9-1 Rozložení EGG elektrod, [16] upraveno.....	62
Obrázek 9-2 Vliv změny posunu a měřítka, [19] upraveno	63
Tabulka 1 Frekvenční složení EGG záznamu [8]	17

Tabulka 2 Porovnání naměřených výsledků	29
Tabulka 3 Porovnání výsledku korelace a MSE pro měření č.1	52
Tabulka 4 Porovnání a znázornění výsledku dominantního peaku a korelačního koeficientu periodogramu pro měření č.1	54
Tabulka 5 Porovnání výsledku korelace a MSE pro měření č.2	55
Tabulka 6 Porovnání a znázornění výsledku dominantního peaku a korelačního koeficientu periodogramu pro měření č.2	56
Tabulka 7 Porovnání výsledku korelačního koeficientu v časové a časově-reknevční doméně signálu pro měření č.3.....	57
Tabulka 8 Porovnání výsledku MSE v časové a časově-reknevční doméně signálu pro měření č.3	58
Tabulka 9 Porovnání a znázornění výsledku dominantního peaku periodogramu pro měření č.3	59
Tabulka 10 Porovnání korelačního koeficientu periodogramu pro měření č.3	60
Tabulka 11 Výsledky korelace a MSE signálu v časové a časově-frekvenční doméně	65
Tabulka 12 Zaznamenané hodnoty dominantního peaku.....	65

Úvod

Elektrogastrografie (EGG) se řadí mezi jednu z diagnostických metod, při které je snímám a zaznamenávám bioelektrický potenciál žaludku. Výsledný signál se nazývá elektrogastrogram. Pomocí elektrod jsou zaznamenávány a vyšetřovány motility gastrointestinálního traktu. Snímání rozlišujeme na invazivní a neinvazivní. Neinvazivní měření je zrealizováno pomocí rozložení elektrod na kůži.

Doposud stále neexistuje obecné doporučení pro měření EGG signálu. Snímání elektrických potenciálů žaludku stále není standardizováno, neboť přesnost závisí na mnohých aspektech. Autoři se zabývají různými typy zpracování EGG signálů.

V první části práce se zabývám teoretickou stránkou, a to principům geneze, významu, metod snímání a zpracování EGG signálu. Druhá část je zaměřena na praktické měření. V této práci jsou zrealizovány tři způsoby rozložení elektrod.

Cílem této práce je identifikovat nejvhodnější způsob snímání, následné zpracování a extrakce charakteristických příznaků EGG signálu. Dílčím cílem je vytvoření vhodné laboratorní úlohy.

1 Anatomie trávicí soustavy

Trávicí ústrojí je orgánová soustava, která zpracovává příjem potravy, zásobuje tělo vodou, poskytuje organismu potřebné živiny, minerály a vitamíny a v neposlední řadě odstranění nestravitelných zbytků a nadbytečných látek ven z těla.

Trávicí soustava se skládá z řady trubicovitých orgánů. K trávicímu traktu dále patří také přídatné orgány a žlázy. [1], [2]

1.1 Anatomie žaludku

Žaludek (lat.gaster) je orgán vakovitého tvaru navazující na jícen, sloužící jako zásobník pro značné množství přijaté potravy. Potrava je v žaludku předběžně zpracovávána a dále pak po částech transportována do střev. Mezi základní funkce patří mechanické a chemické zpracování tráveniny. [1], [2], [3]

Gaster se rozděluje na tři části, a to fundus gastricus, corpus gastricum a pars pylorica. Fundus gastricus je horní nejširší úsek. Obvykle bývá naplněn vzduchem (žaludeční bublina) z požité potravy. Na boční straně fundu ústí do žaludku jícen. Toto místo vstupu se nazývá česlo (lat. cardia gastrica). Tělo žaludku (lat.fundus gastricus) plynule přechází z fundus gastricus. Nejužší část, která přechází v duodenum se nazývá pars pylorica. [1], [2]

Tvar žaludku bývá proměnlivý individuálně podle kapacity objemu a také podle polohy. Rozlišují se dva základní typy žaludku. První typ se označuje jako žaludek hákovitý. Je typický svým tvarem do písmene „J“, častější u žen, stojí, nebo při náplni. Má dlouhou sestupnou část shora dolů a po ní následuje kratší vzestupný úsek. Druhým typem se uvádí žaludek býčího rohu. Tento tvar je častý u atletických osob. [1], [2]

Kapacita nenaplněného žaludku se pohybuje okolo 50 ml, po příjmu potravy se u dospělého jedince může zvětšit na 1–2 l. Fyziologické hodnoty prázdného žaludku se udávají: délka 25 cm, šířka při fundu 4–5 cm, při pyloru 1,5 cm. Hmotnost žaludku je okolo 130 g. [1], [2]

Gaster má dvě stěny, přední a zadní, které se spojují ve dvou ohbích. Curvatura minor je rozsahem menší, horní, konkávní směřující doprava a curvatura major, což je zakřivení levého okraje konvexní, doleva a dolů. [1], [2]

2 Fyziologie trávicí soustavy

Trávicí systém souží k příjmu a zpracování potravy. Přivádí do těla vodu a poskytuje živiny, minerály, vitamíny a další potřebné látky. Uskutečnění těchto úkolů vyžaduje mechanické a chemické zpracování potravy. Bezproblémový průběh je zajišťován pomocí koordinovaných aktivit svalů trávicího systému, sekrece trávicích šťáv a hormonů. [3], [4]

Hlavní aktivity GTI:

- a) **příjem potravy** a její mechanické zpracování
- b) **chemické zpracování** – přeměna potravy na tráveninu (chymus)
- c) **vstřebávání** – přestup produktu tráveniny přes stěnu střeva do cirkulace
- d) **skladování** – uchovávání nezpracované potravy po určitou dobu
- e) **ochrana** – vlastní imunitní systém
- f) **produkce hormonů** – uvolňování v průběhu trávení řady endokrinních aktivních látek
- g) **vyučování** – odstranění nestrávených zbytků ven z organismu [5]

2.1 Pohyby GTI

Rozlišují se dva základní typy kontrakcí:

- a) **Tonické kontrakce**, které mají delší dobu trvání (několik minut až hodin) a síla kontrakce může kolísat. Tyto kontrakce jsou specifické pro orgány, které slouží ke skladování tráveniny. Brání příliš rychlému posunu tráveniny aborálním směrem.
- b) **Rytmičné kontrakce**, které trvají krátkou dobu a většinou mají pravidelné opakování. Slouží k posunu potravy a promísení potravy s trávicími šťávami. [3],[4]

Pohyby v trávicím traktu se dále dělí do dvou základních skupin:

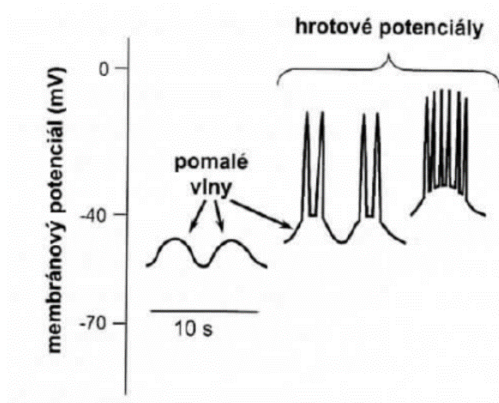
- a) **Mísicí pohyb** slouží k promíchání tráveniny s trávicími šťávami. Do žaludku se díky tomuto pohybu dostává polotekutá až tekutá hmota označovaná jako chymus.
- b) **Propulzivní pohyb**. Peristaltický pohyb se objevuje v celé trávicí trubici s výjimkou dutiny ústní. Jedná se o příčnou kontrakci. Peristaltický pohyb probíhá reflexně, který je iniciován drážděním mechanoreceptorů nebo chemoreceptorů střevní stěny potravou. [3],[4]

2.2 Elektrické projevy buněk hladké svaloviny

Buňky hladké svaloviny jsou jednojaderné, šířka se pohybuje okolo 2–5 μm a délka 500 μm . Buňky jsou vzájemně dobře propojeny pomocí nízkoodporových mezibuněčných spojů, které umožňují snadnější šíření elektrického signálu. Kontrakce buněk závisí na přísunu vápníku z extracelulárního prostředí napětově řízenými vápníkovými kanálky. Klidový membránový potenciál buněk hladké svaloviny je okolo -60 mV. Při jeho poklesu na hodnotu -40 mV dochází k akčnímu potenciálu. Elektrická aktivita buněk hladké svaloviny je dvojího typu:

- a) **Bazální elektrický rytmus (BER)**– jedná se o periodické změny klidového membránového potenciálu (5–15 mV), které vznikají vstupem sodíku a vápníku do buňky. Bazální elektrický rytmus (častěji označován jako pomalé vlny (*ang. slow wave*) je generován pomocí Cajalových intersticiálních buněk, které se nacházejí na stěně trávicí trubice a vykazují pacemakerovou aktivitu. Elektrická aktivita se z Cajalových buněk šíří na okolní hladkou svalovinu. Frekvence pomalých vln je proměnlivá, v žaludku jsou to asi 3 vlny/min, duodenu až 12 vln/min. [3]
- b) **Hrotové potenciály** – pravé akční potenciály, které nasedají na bazální elektrický rytmus a vedou ke vzniku kontrakce (Obrázek 2-1). Objevují se při dosažení prahové hodnoty. Depolarizace hrotových potenciálu je uskutečněna hlavně pomocí proudu vápníku do buněk

s menším příspěvkem sodíkového proudu. Repolarizace je zabezpečena proudem draslíku z buňky. [3]



Obrázek 2-1: Elektrická aktivita buněk hladké svaloviny, [3]

2.3 Fyziologie žaludku

V žaludku je tráveno pouze malé množství potravy a minimální resorpce vody. Mezi základní funkce žaludku patří motorické a sekreční. Motorické funkce zahrnují skladování potravy, promíchávání se žaludeční šťávou a vyprazdňování. Sekreční funkce spočívá zejména ve tvorbě žaludeční šťávy. [3],[4]

2.3.1 Skladování potravy

Po příjmu potravy se v proximální části žaludku mírně zvýší svalové napětí, což usnadní vstup potravy do žaludku. Objem žaludku se po příjmu potravy zvyšuje, ovšem tlak výrazně nestoupá. Tento děj je umožněn plasticitou hladké svaloviny, která nejdříve reaguje na zvýšený tonus, ale po několika minutách se hodnota vrací do původní hodnoty (před protažením). [3], [4]

2.3.2 Mísící funkce

Peristaltické vlny promíchávají obsah žaludku, rozmělnují zbytky potravy, čímž vzniká chymus. Peristaltické vlny vznikají spontánně na rozhraní fundu a těla žaludku při velké zakřivení, šíří se s frekvencí 3–4/min směrem k duodenu. [3], [4]

Peristaltická vlna způsobí posun tráveniny kaudálním směrem (propulze). Vlna přechází na pylorický svěrač, který se vlivem vlny kontrahuje a způsobí děj, při kterém se trávenina vrací zpět do žaludku (retropulze). Díky kontrakci hladké svaloviny o stěnu pyloru dochází k drcení potravy. Tyto tři děje se mnohonásobně opakují k přípravě tráveniny pro přesun do dvanáctníku. [3], [4]

2.3.3 Vyprazdňování

Vyprazdňování žaludku mají za následek dvě protichůdné síly, a to peristaltika žaludku a kontrakce pylorického svěrače. Pylorický svěrač je během peristaltické aktivity žaludku kontrahován pylorem, prostupují jen částice velikosti menší než 2 cm. Pravidelné vstřikování malého objemu chymu do duodena připomíná činnost pumpy, a proto se také tento jen označuje jako pylorická pumpa. Vyprazdňování žaludku závisí na konzistenci a složení potravy. Doba trvání se pohybuje v rozmezí od 1 hodiny do 6 hodin. Nejrychlejší průběh mají látky s vysokým obsahem sacharidů, a naopak nejpomaleji s vysokým obsahem tuků. [3]

3 Elektrogastrografie

Elektrogastrografie (EGG) se řadí mezi jednu z diagnostických metod, při které je snímám a zaznamenávám bioelektrický potenciál žaludku. Výsledný signál se nazývá elektrogastrogram a je pořizován přístrojem zvaný elektrogastograf. Jak již bylo uvedeno výše (2.2) signál vzniká činností žaludečního svalstva a jeho motility. V klinické praxi je možné snímání dvěma způsoby, a to nitrožaludeční (invazivní) a perkutální (neinvazivní).

- a) Nitrožaludeční snímání probíhá pomocí sondy s elektrodou zavedené to trávící trubice. Referenční sonda se aplikuje na horní končetinu. Během tohoto snímání EGG amplituda se nachází v hodnotách 0,1–10mV. [6], [7]
- b) Snímání perkutální metodou probíhá přiložením elektrod na břišní stěnu. Při této metodě je možné používat vyšší počet svodů, což zapříčiní kvalitnější a přesnější výsledky. Snímání může probíhat unipolárně i bipolárně. Při snímání z povrchu břišní stěny se hodnoty amplitudy pohybují v rozmezí 10–500 μ V. [6], [7]

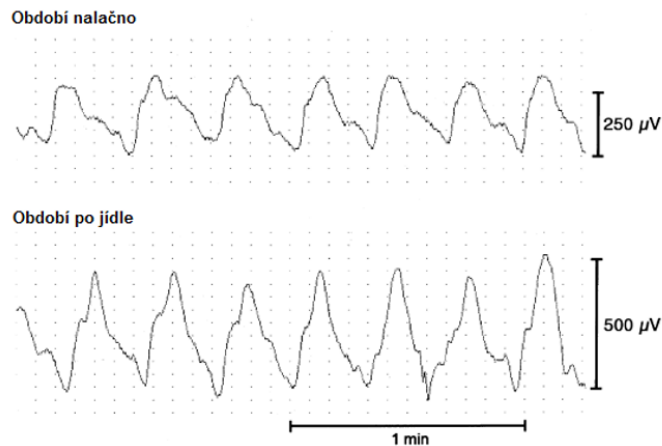
3.1 Snímání EGG signálu

EGG signál má nízkou frekvenci, běžně se uvádí 0,05 Hz a velmi malou amplitudu v rozmezí 10–500 μ V. Pomocí povrchových elektrod je zachycován signál, který je zeslabován odporem způsobeným rozmezím pokožka-elektroda. Proto musí být na místo snímání aplikován gel ke zvýšení vodivosti. Pro snímání z povrchu břišní stěny se používají jednorázové hrudní EKG elektrody Ag/AgCl. [6]

Pomocí přístroje je myoelektrická aktivita žaludku snímaná, zesilovaná, filtrovaná. Výstupem je elektrogastrografická křivka, kterou je dále možno hodnotit a eliminovat případné artefakty. Vstupní impedance elektrogastografu by se měla pohybovat v řádu až stovek M Ω . Doposud neexistuje jednotný standardizovaný systém rozmístění elektrod, délka záznamu či způsob provokace gastrointestinálního traktu k činnosti. Jsou stanoveny pouze doporučené postupy snímání. [8], [9]

Během snímání se do záznamu také promítají různé artefakty, charakteristické náhlým vzestupem amplitudy. Jsou způsobeny činností okolních orgánů, jako je například dýchání, EKG signál, pohyby končetin. [8], [9]

Záznam je závislý svou délkou pro správnou analýzu a interpretaci. EGG záznam má pouze 3 cykly/min, což znamená, že je nutno klidový signál natáčet 15–60 min. Poté si pacient vezme připravenou testovací stravu a nastává natáčení stimulovaného signálu po dobu 30–60 min. (Obrázek 3-1) Vlastnosti testovacího jídla mají vliv na výslednou frekvenci záznamu. Frekvence EGG záznamu se zvýší po požití pevné stravy, naopak tomu je u tekutých jídel. [10]



Obrázek 3-1 Záznam EGG v období nalačno a po jídle s frekvencí 3 cykly/min, [10]

3.2 Parametry EGG signálu

Mezi hlavní pozorované parametry signálu patří:

- Dominantní frekvence – frekvence odrážející frekvenci žaludečních pomalých vln.
- Dominantní výkon – energie dominantní frekvence, která je spojena s amplitudou a regulérností EGG.
- Procento normálních pomalých žaludečních vln – hodnocení pravidelnosti pomalé vlny. Je definován jako procento času, během kterého jsou pozorovány pomalé vlny.
- Procento žaludeční dysrytmie – hodnocení dysrytmie v záznamu. Dle frekvence je děleno na bradygastrii, tachygastrii a arytmií. [11]

Následující tabulka (*Tabulka 1*) zobrazuje charakteristické frekvence signálu, které tvoří celý EGG záznam.

Tabulka 1 Frekvenční složení EGG záznamu [8]

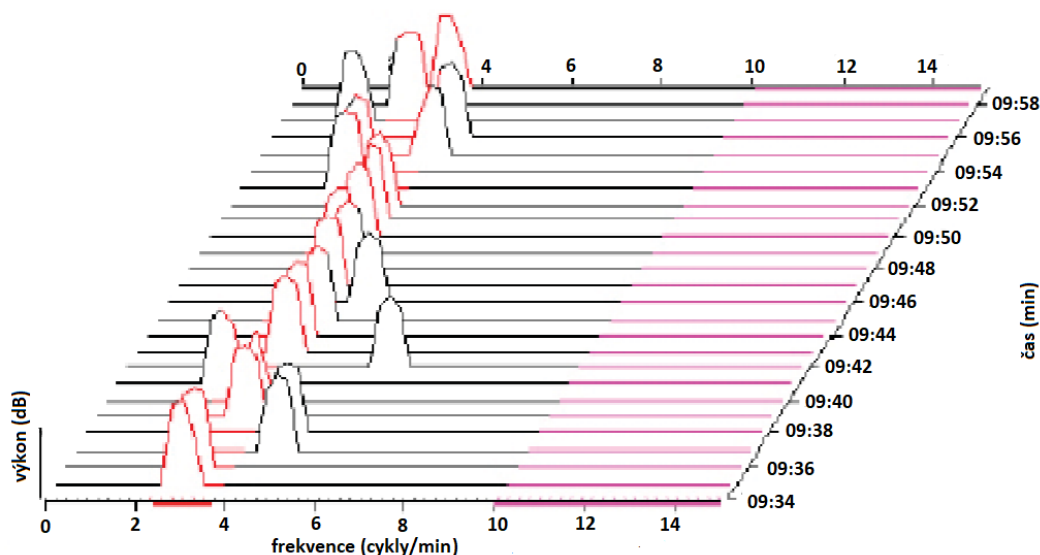
	Složení EGG	Frekvence (Hz)	Frekvence (cykly/min)
Signál	Gastrické pomalé vlny	0,008–0,165	0,5–9
	Fyziologické EGG	0,033–0,067	2–4
	Bradygastrie	0,008–0,033	0,4–2
	Tachygastrie	0,067–0,150	4–9
	Arytmie	–	–
Rušení/šum	Pohybové artefakty	Celý rozsah	Celý rozsah
	EKG signál	1,00–1,3	60–80
	Respirační činnost	0,20–0,40	12–24
	Tenké střevo	0,13–0,20	8–12

3.3 Zpracování a zobrazení EGG signálu

Pro správné zobrazení a zpracování signálu jsou zapotřebí zesilovače, filtry a analogově-digitální převodníky. Zesilovače jsou používány k zesílení žaludečních signálu snímaných pomocí povrchových elektrod. Během snímání se do záznamu také promítají činnosti okolních orgánů, jako je například dýchání, EKG signál. K odstranění nežádoucích šumů a artefaktů používají filtry. Hornopropustný filtr s mezní nastavitelnou frekvencí v rozmezí od setin do jednotek Hz a dolnoproductný filtr s mezní frekvencí nastavitelnou v rozsahu desetin až jednotek Hz. Při použití vysokofrekvenčního filtru (0.016 Hz, 1 cpm) a nízkofrekvenčního (0.25 Hz, 15 cpm) vznikne pásmová propust zahrnující frekvence od 1 do 15 cpm, která je nutná pro případnou indikaci bradygastrie a tachygastrie. [6],[8],[9]

Vizuální analýzou lze odhalit pouze přítomnost artefaktů v podobě píků vystupujících mimo rozsah EGG signálu. Elektrogastrogram musí být pro důkladnou analýzu podroben frekvenční analýze. EGG signál vykazuje v čase podobu sinusoidy. Frekvenční analýza se zaměřuje na pravidelnost a kmitočet tohoto signálu. Pomocí rychle Fourierovy transformace (FFT) se signál dá rozložit na jeho frekvenční spektrum. [8], [9]

K hodnocení EGG záznamu se také používá časově-frekvenční analýza k vyjádření procentuálního zastoupení dominantní frekvence (Obrázek 3-2). Tato frekvence odráží frekvence žaludečních pomalých vln. Pokud se dominantní frekvence nachází v hodnotě nižší než 2 cykly/min, jedná se o bradygastrii. Naopak pokud je dominantní frekvence vyšší než 4 cykly/min a zároveň nižší než 9 cyklů/min nastává tachygastrie. Nenachází-li se ve spektru dominantní frekvence, hovoříme o arytmií. [10], [11]



Obrázek 3-2 Časově-frekvenční analýza dominantní frekvence (v cyklech za minutu), [8] upraveno

Pomocí výkonového spektra „running power spektra“ je vypočítáváno procento pomalých vln. Zde je hodnocen podíl počtu segmentů s normálním spektrem a celkový počet segmentů.

4 Rešerše dosavadních principů, metod měření a zpracování EGG signálu

Rešerše byla nastudována za účelem zjištění současného klinického a experimentálního stavu měření pomalých gastrických vln pomocí elektrogastrografu (EGG). V rešerši je zohledněno zejména technické zpracování, a to způsob měření a použité elektrody. Vyhledávány byly také články, které se zabývají měřením pomocí elektrod umístěny do pozice matice. Cílem bylo prozkoumat dosavadní metody měření EGG.

Studie a články byly vyhledávány na databázích, a to Scopus, Medline, PubMed, IEEE, GoogleScholar. Po zadání klíčových slov (electrogastrography, electrogastrogram, gastric slow wave, measurement of electrogastrography, matrix electrode of electrogastrography) do vybraných databází bylo nalezeno po nastudování abstraktu sedm odpovídajících článků. Vyhledávání probíhalo v letech 2000–2019. Mezi limitace rešerše je nutno uvést, že nebyly prozkoumány všechny existující databáze a dále fakt, že rešerši vypracoval pouze jeden autor.

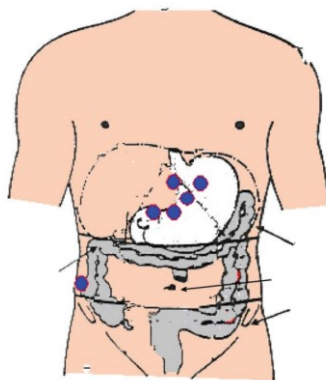
4.1 Electrogastrography in adults and children: the strength, pitfalls, and clinical significance of the cutaneous recording of the gastric electrical activity

[1] RIEZZO, Giuseppe, Francesco RUSSO a Flavia INDRIO. Electrogastrography in Adults and Children: The Strength, Pitfalls, and Clinical Significance of the Cutaneous Recording of the Gastric Electrical Activity. *BioMed Research International* [online]. 2013, **2013**, 1-14 [cit. 2019-11-10]. DOI: 10.1155/2013/282757. ISSN 2314-6133. Dostupné z: <http://www.hindawi.com/journals/bmri/2013/282757/>

Elektrogastrografie je neinvazivní diagnostická metoda zaznamenávající žaludeční myoelektrickou aktivitu pomocí umístěných elektrod. Přestože během dvaceti let došlo k velkému nárůstu vývoje EGG, stále tato metoda trpí několika omezeními v nahrávání a analýze signálu.

1. Nahrávací technika a zařízení

Měření by mělo být aplikováno v tiché místnosti, aby se eliminovaly nežádoucí artefakty. Léky, které by mohly způsobit změnu myoelektrické aktivity se doporučuje vysadit nejpozději týden před testováním. Nejčastěji se pro měření využívají elektrokardiologické elektrody Ag/AgCl. Kůže musí být důkladně očištěna, aby se zamezilo velké impedanci. Pro záznam jsou používány jak unipolární, tak bipolární techniky. Bipolární měření je nejpoužívanější, neboť podává nejmenší vliv pohybových artefaktů, ovšem pozice se liší od různých autorů. Jedna studie se rozmístění elektrod řídí orientačními body, které kopírují stavbu žaludku (Obrázek 4-1).



Obrázek 4-1 Základní rozložení elektrod

Neexistuje optimální délka vyšetření EGG. Upřednostňuje se však zaznamenávání přibližně třiceti minutového půstu a následně šedesáti minutová doba trávení, aby bylo možno dosáhnout spolehlivých výsledků. Byly studie, které se zabývaly až dvanácti hodinovým záznamem, ovšem nebyly přínosné kvůli nežádoucím artefaktům, které během měření vznikaly. Pohybové artefakty stále zůstávají velkým problémem v ambulantní snímání EGG signálu. V současné době neexistuje spolehlivá metoda, jak eliminovat pohybové artefakty. Dalším krokem pro ambulantní EGG byl vývoj multikanálového přenosného systému, který umožňuje až 8 bipolárních EGG kanálů.

2. Analýza a interpretace dat

Elektrogastrogram je signál s periodou asi 20 sekund a velmi slabou amplitudou (50–500 μV). Biologické artefakt jako mimogastrická elektrická aktivita se odstraňuje pomocí specifických interních filtrů.

Byla vyvinuta digitalizace v reálném čase a počítačová spektrální analýza, neboť vizuální analýza je velmi obtížná a časově náročná na provedení. Signál je analyzován součtem všech žaludečních vln, protože průběh pomalých vln.

Ze signálu se vypočítává průměrný dominantní frekvence a síla. Žaludeční frekvence se u zdravých jedinců nachází v rozmezí 2,0–4,0 cpm. Procento četnosti se dělí na tři definované oblasti a to normální, bradygastrii a tachygastrii.

Běžně užívaným parametrem je poměr výkonu, neboť absolutní hodnoty výkonu EGG jsou ovlivněny několika faktory (vodivost kůže, vzdálenost mezi elektrodami, variabilní tvary žaludku, atd). Poměr výkonu lze chápat jako změna žaludečních kontrakcí. Pokud klesne pod hodnotu 1 odpovídá zhoršenému stavu.

Také byl zaveden koeficient nestability, který se definuje charakteristickou změnou dominantní frekvence. Vypočítá se jako směrodatná odchylka dělena střední hodnotou frekvence. Klinický význam zatím není definován.

3. Validace EGG

Během snímání signálu u zdravých probandů byl vyhodnocen stabilní normogastrický rytmus. Frekvence a amplituda se zvýšila po příjmu potravy. Dominantní frekvence byla v nočních hodinách nižší než ve dne.

Mezi aspekty, které údajně mohou ovlivňovat signál patří například charakteristika pacienta. Záleží na věku, etnicitě a indexu tělesné hmotnosti. U starších skupin byl vyzorován pokles frekvence v postprandiálním období oproti mladší skupině probandů. Hodnoty u dětí nejsou zcela definovány. K objasnění těchto hodnot bylo měřeno 114 zdravých dětí. Významný rozdíl byl zjištěn ve srovnání stavu před a po příjmu potravy. Rychlost elektrického rytmu a výkon žaludku nejsou ovlivněny věkem a pohlavím, zatímco koeficient nestability se zdá být ovlivněn těmito faktory.

Požítí jídla vyvolává zvýšení amplitudy EGG, který probíhá souběžně s gastrickou elektrickou odezvou. Během měření se doporučuje používat testovací jídlo s 350kcal. Bylo zjištěno, že potrava s vysokým množstvím tuku snížila výkon EGG, ale neovlivnilo frekvenci žaludečních pomalých vln. Z pěti zkoumaných tekutin se izotonická glukóza¹ projevovala nejlépe, takže při výběru zkušebního jídla pro vyšetření EGG je třeba vzít v úvahu osmolalitu a její vzájemné působení s chemickým složením. Viskozita potravin může ovlivnit žaludeční motilitu a žaludeční vyprazdňování.

Korelace mezi EGG a vyprazdňováním žaludku byla nalezena v mnoha studiích. Běžný záznam EGG nemusí zaručit optimální vyprazdňování, ovšem abnormální EGG může předpovědět zpožděné vyprazdňování. Téměř u 50 % testovaných pacientů s dyspepsií byla zjištěna porucha vyprazdňování žaludku. U pacientů bylo prokázáno procentuální snížení pomalých vln.

Tento článek shrnuje dosavadní postupy a principy během snímání EGG signálu. EGG není schopno diagnostikovat specifickou nemoc, ovšem prokazuje motorické žaludeční dysfunkce souběžně s jinými technikami, jako je například manometrie. Je zřejmé, že je třeba se zabývat mnoha otázkami, aby bylo EGG spolehlivým diagnostickým testem pro pacienty s poruchou žaludeční motility. Stále neexistuje standardní doporučení pro polohu elektrod, délku záznamu EGG a testovací jídlo i systémy a analýzy EGG.

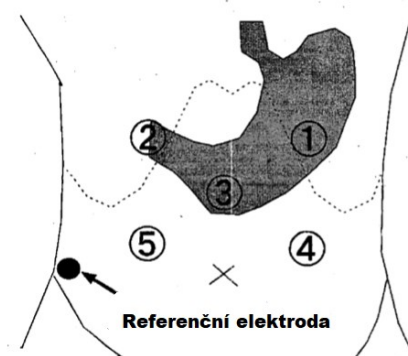
Doposud jsou k dispozici pouze vícekanálové záznamové systémy EGG, které podávají informace o frekvenci. Neuronová síť pro automatické odstranění pohybových artefaktů může být důležitým krokem ve vývoji ambulantního EGG. Různé studie prokázaly, že se vyvinula také nová neinvazivní metoda k hodnocení vyprazdňování žaludku a motility pomocí magnetické rezonance.

¹ **Izotonický nápoj** slouží pro efektivní hydrataci organismu, minerální rovnováhu a podporu výkonnosti. Je ideálním zdrojem energie. Obsahuje vysoké množství vstřebatelných sacharidů.

4.2 Basic study for measurement of electrogastrography

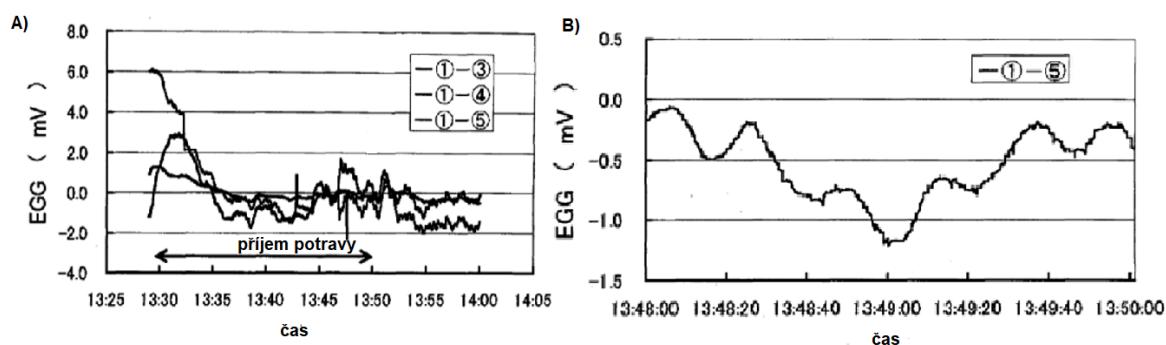
[2] YOSHIDA, M., Y. KITANI a M. INOUE. Basic study for measurement of electrogastrography. In: *Proceedings of the 22nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (Cat. No.00CH37143)* [online]. IEEE, 2000, s. 1962-1963 [cit. 2019-10-01]. DOI: 10.1109/IEMBS.2000.900477. ISBN 0-7803-6465-1. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/900477/>

Cílem této studie bylo ustanovit nejlepší polohu elektrod. Byl zkoumán vliv polohy elektrod a držení těla. Měření se zúčastnili tři probandi. Signál byl snímán pomocí bipolárních svodů, které byly kombinací pěti elektrod umístěných na horní části břicha (Obrázek 4-2). Signály byly diferenciálně zesíleny a výsledky zapsány do počítače. Probandi leželi na posteli a po pětihodinovém půstu jim byla podána potrava.



Obrázek 4-2 Názorné představení rozložení elektrod, upraveno

Srovnáním výsledků bylo dokázáno, že nejvhodnější poloha elektrod byla poblíž dlouhé osy žaludku, například 1-2 nebo 1-5. Ovšem kombinace 1-4 nebyla vhodná kvůli nízké amplitudě. Byla ověřena frekvenční složka signálu, která se nacházela v hodnotách přibližně tři cykly za minutu po příjmu potravy (Obrázek 4-3). Amplituda se po příjmu potravy zvýšila. Změna držení těla ovlivnila základní linii signálu, ovšem nezměnila informace o frekvenci.



Obrázek 4-3 a) Záznam měřeného signálu v čase, b) záznam filtrovaného signálu v čase, upraveno

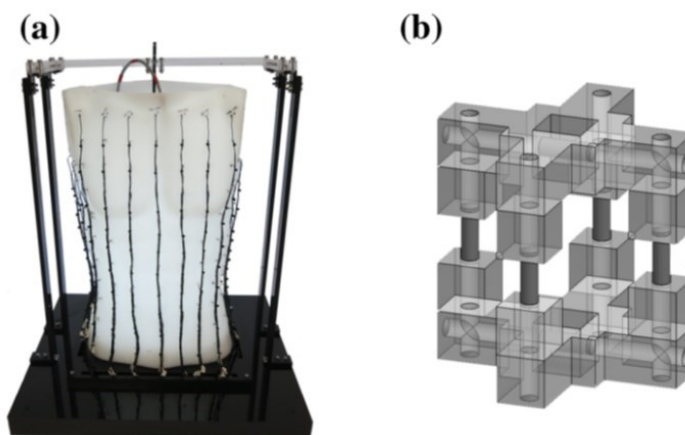
4.3 Torso-Tank Validation of High-Resolution Electrogastrography (EGG): Forward Modelling, Methodology and Results. *Annals of biomedical engineering*

[3] CALDER, Stefan, Greg O'GRADY, Leo K. CHENG a Peng DU. Torso-Tank Validation of High-Resolution Electrogastrography (EGG): Forward Modelling, Methodology and Results. *Annals of Biomedical Engineering* [online]. 2018, 46(8), 1183-1193 [cit. 2019-11-07]. DOI: 10.1007/s10439-018-2030-x. ISSN 0090-6964. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s10439-018-2030-x>

Nedávné simulační studie se pokusily rozšířit současnou klinickou užitečnost elektrogastrografie (EGG), zejména tím, že poskytují teoretický rámec pro rozlišování specifické žaludeční vlnové dysrytmie².

V tomto článku byl představen experiment s použitím speciální vesty s názvem „torso-tank“ s cílem rozšíření a experimentálně ověřit předchozí simulace. Měřící zařízení bylo navrženo pomocí předlohy mužského trupu. Skrz bylo nainstalováno celkem 190 postříbřených elektrod s průměrem 1,5 mm umístěných v pravidelných 50 mm intervalech. Torso-tank byl vyplněn solným roztokem, kterým byla zajištěna správná prostupnost elektrického signálu pokožkou. Finální zkonstruovaný experiment, včetně vložených EGG elektrod, je možno vidět na obrázku a) (Obrázek 4-4).

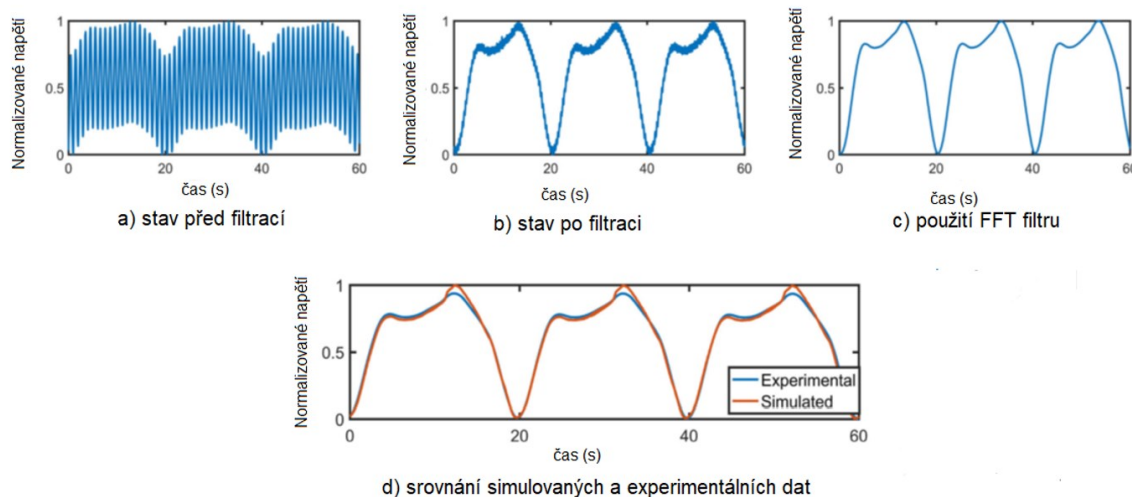
Pomalé žaludeční vlny byly reprezentovány pomocí ekvivalentního dipólu (soustava dvou bodových nábojů o stejné velikosti, ale opačného znamení). Uspořádáním tří dipólů do specifické konfigurace bylo možné vytvořit 3D pole. Konečné uspořádání tří vektorů kombinovaným za účelem vytvoření umělého elektrofyziologického žaludku je znázorněno na obrázku b) (Obrázek 4-4).



Obrázek 4-4 a) Konečné sestavení s viditelným vedením a rozmístěním elektrod, b) digitální vykreslení umělého dipólového zdroje

² Žaludeční dysrytmie (porucha rytmu) jsou zaznamenávány během snímání EGG u spousty klinických syndromu.

K odstranění nežádoucího hluku na pozadí a EKG signálu byly použity dvě formy filtrace (Obrázek 4-5) a to Rychlá Fourierova transformace (FFT) a pásmová zádrž (PZ). PZ je ideální metodou při odstraňování šumu na pozadí známých specifických kmitočtů, a proto byla v tomto případě ideální pro odstranění znázornění srdečního kmitočtu. FFT filtr dále snižuje šum na pozadí. Schopnost těchto filtrů odstranit šum na pozadí byl znázorněn a porovnán se mezi simulovanými a experimentálními daty.



Obrázek 4-5 Filtrovaný signál, a) stav před filtrací, b) stav po filtraci, c) použití FFT filtru, d) srovnání simulovaných a experimentálních dat, upraveno

Díky porovnání výsledku experimentálních a simulovaných se zjistila silná korelace mezi údaji, přičemž jsou zaznamenány pouze drobné neshody v oblastech extrémně vysokého a nízkého potenciálu. Tyto neshody postupem času zcela vymizely.

Dále bylo provedeno srovnání pomocí tří způsobů, a to relativní procentní rozdíl, korelační koeficienty a chyba RMS (Obrázek 4-6). Pomocí procentuálního rozdílu byl zjištěn vysoký stupeň shody pro všechny případy. Výsledky také poukazovaly na vysoký stupeň korelace, přičemž nejnižší střední korelace byla nad 0,98.

	Běžný stav	Krouživý vzruch	Blok vodivosti	Ektopický kardiostimulátor
Procentní rozdíl				
Průměr	2.17 ± 0.56	1.38 ± 0.49	2.06 ± 0.73	1.74 ± 0.61
Střední hodnota	1.71 ± 0.63	1.14 ± 0.51	1.58 ± 0.63	1.46 ± 0.59
Korelace				
Rozsah	0.96 – 1.00	0.94 – 1.00	0.93 – 0.99	0.94 – 1.00
Průměr	0.99 ± 0.01	0.99 ± 0.01	0.99 ± 0.01	0.99 ± 0.01
Normalizovaná chyba RMS				
Rozsah	0.02 – 0.10	0.02 – 0.08	0.03 – 0.09	0.01 – 0.08
Průměr	0.04 ± 0.01	0.03 ± 0.01	0.04 ± 0.01	0.03 ± 0.01

Obrázek 4-6 Tabulka porovnání výsledku, upraveno

Tato studie představovala novou metodu se dvěma umělými dipólovými zdroji. Jednalo se o jeden pevný, který představoval činnost lidského srdce a dále pak třísloužkový dipólový zdroj napodobující lidskou žaludeční elektrickou aktivitu. Výsledky této studie prokazovaly velkou shodu mezi simulovanými a experimentálními záznamy. Kromě toho výsledky, také potvrzovaly, že dochází ke

specifickým rysům a poskytují tak novou příležitost identifikovat specifické základní příčiny žaludečních dysrytmii.

Studie byla zaměřena na morfologické aspekty EGG. Záznamy demonstrovaly také přesnou schodu mezi frekvencí EGG a gastrickými pomalými vlnami. Tyto informace byly klíčovým znakem pro odhad směru šíření a rychlost žaludečních pomalých vln. Navíc EGG ve vysokém rozlišení umožnilo zaznamenat potenciál pod celým trupem.

4.4 Effect of electrode contact area on the information content of the recorded electrogastrograms: An analysis based on Rényi entropy and Teager-Kaiser Energy

[4] ALAGUMARIAPPAN, Paramasivam, Kamalanand KRISHNAMURTHY, Sundravadivelu KANDIAH a Mannar Jawahar PONNUSWAMY. Effect of electrode contact area on the information content of the recorded electrogastrograms: An analysis based on Rényi entropy and Teager-Kaiser Energy. *Polish Journal of Medical Physics and Engineering* [online]. 2017, **23**(2), 37-42 [cit. 2019-09-13]. DOI: 10.1515/pjmpe-2017-0007. ISSN 1898-0309. Dostupné z: <http://content.sciendo.com/view/journals/pjmpe/23/2/article-p37.xml>

Elektrogastrogramy jsou elektrické signály pocházející z trávicího traktu, které úzce souvisí s jeho mechanickou činností. Změna v elektrodové vodivé oblasti ovlivňuje kvalitu elektrofyziologických měření. Několik biomedicinských výzkumů předložilo účinky různých ploch elektrod pro analýzu biosignálů.

Autoři experimentálně prokázali, že změny závisí na ploše a kontaktní oblasti povrchových elektrod. Existuje několik dalších faktorů, například vodivost v tucích, tloušťka pokožky atd., které ovlivňují kvalitu zaznamenaných signálů. Autoři také dospěli k závěru, že tloušťka tukové vrstvy pouze ovlivňuje amplitudu signálu EGG.

Cílem této práce bylo analyzovat výsledky EGG v závislosti na vlivy změn v kontaktní oblasti povrchových elektrod pomocí Rényiho entropie³ a Teager-Kaiser Energy⁴. Byly zkoumané dvě různé kruhové elektrody s kontaktními plochami 201,14 mm² a 283,64 mm². Signál byl snímán pomocí standardního protokolu tří elektrod. Experimentální data byla snímána z deseti mužských probandů po dobu deseti minut.

Obrázky (Obrázek 4-7) a) a b) představují typický signál EGG měřený pomocí povrchové elektrody s kontaktní plochou 201,14 mm².

³ Entropie je odvozena od druhého zákona termodynamiky a našla své uplatnění v biomedicinských signálech a analýze časových dat. Entropie je měřítkem poruchy spojené se soustavou.

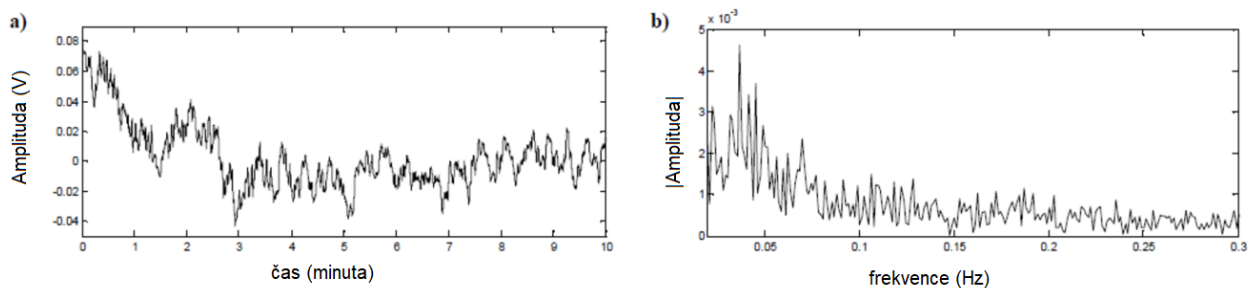
⁴ Teager-Kaiser energy je efektivní nástroj pro analýzu energie biosignálů v kontinuálních i diskrétních doménách. Jedná se o měřítko energie požadované fyziologickou soustavou.

Obrázky (Obrázek 4-8 a) a b) představují typický signál EGG měřený pomocí povrchové elektrody s kontaktní plochou $283,64 \text{ mm}^2$ po dobu deseti minut a jednostranným amplitudovým spektrem signálu. Bylo zjištěno, že frekvenční rozsah 0,01 až 0,06 Hz byl významný ve FFT signálu získaný pomocí povrchové elektrody s kontaktní plochou $283,64 \text{ mm}^2$. Během porovnání jednostranného amplitudového spektra signálu EGG získaných ze dvou různých elektrod bylo jasně prokázáno, že plocha povrchu kontaktu ovlivňuje amplitudu i frekvenci signálu.

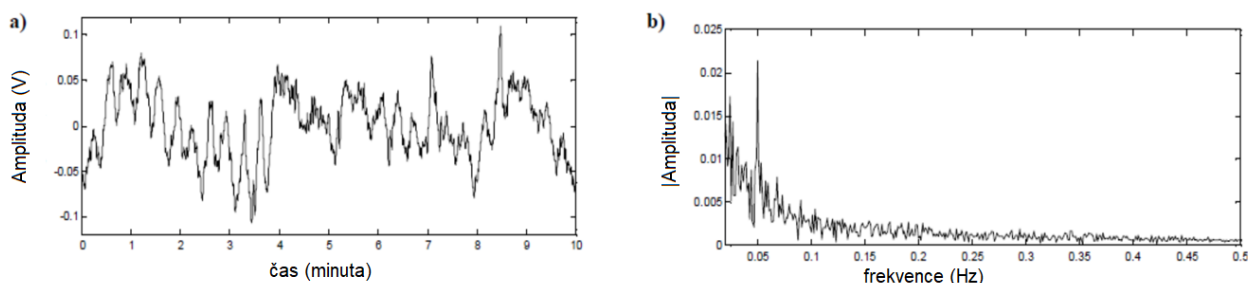
Dále byla zkoumána Rényiho entropii signálů EGG pro dvě různé kontaktní oblasti, pro pět různých hodnot α . Z experimentální měření bylo patrné, že průměrná entropie se zvyšuje s nárůstem kontaktní plochy a také s nárůstem α .

Bylo prokázáno, že obsah informací signálu se zvyšoval s nárůstem kontaktní plochy povrchových elektrod. Při pozorování procentuální změny obsahu informací se změnou kontaktní plochy se zjistilo, že zvýšení o 29,1 % v oblasti elektrody vede ke zvýšení informačního obsahu naměřeného signálu o 6,72 %. Dále bylo zjištěno, že průměrné zvýšení energie se zvýšením plochy styčného povrchu ovlivňuje amplitudu i frekvenci signálu EGG.

Tato práce se jeví jako klinicky významná, protože měření signálu EGG bez ztráty obsahu je nutná k návrhu systémů pro diagnostiku poruch zažívání.



Obrázek 4-7 a) Typický signál EGG měřený pomocí elektrody s kontaktní plochou $201,14 \text{ mm}^2$, b) jednostranné amplitudové spektrum signálu EGG

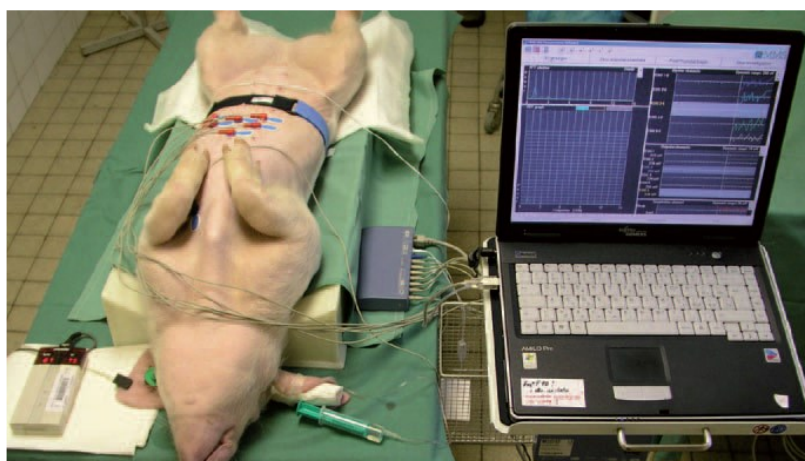


Obrázek 4-8 a) Typický signál EGG měřený pomocí elektrody s kontaktní plochou $283,64 \text{ mm}^2$, b) jednostranné amplitudové spektrum signálu EGG

4.5 Experimentální elektrogastrografie

[5] BUREŠ, J., I. TACHECÍ, J. KVĚTINA, et al. Experimentální elektrogastrografie. Gastroenterologie a hepatologie: Klinická a experimentální gastroenterologie: původní práce [online]. Hradec Králové, 2014, (6), 237-242 [cit. 2019-11-16]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/profile/Marcela_Kopacova/publication/286333080_Experimenta_l_electro_gastrography/links/585ba8bf08ae8fce48fa6fa3/Experimental-electrogastrography.pdf

V následující studii se autoři zabývali a postupně zdokonalovali metodiku EGG pomocí experimentálního prasete. Prase domácí je vhodné pro preklinické testování a výzkum, neboť má podobou gastrointestinální a metabolickou funkci jako člověk. Zdokonalování se jednalo jak přístrojovým, tak i v medicinském ohledu. Zařízení snímá EGG záznam díky sedmi svodů a obsahuje také abdominální pás, který umožňuje detekovat dechové a pohybové artefakty (Obrázek 4-9).



Obrázek 4-9 Uspořádání elektrogastrografie u experimentálního prasete

Hodnocení EGG záznamu založeno na základě spektrální analýzy pomocí Fourierově transformaci a stanovením plochy amplitud. V experimentální medicíně EGG se stanovuje průměrná dominantní frekvence v jednominutových intervalech, což umožní detailnější hodnocení a korelaci s dalšími ukazateli. V této studii bylo prokázáno, že klidová dominantní frekvence experimentálního prasete je srovnatelná s EEG lidského organismu. Jedním z cílů této studie bylo také zjistit, jaký bude dopad anestezie na experimentální prasata. Efekt anestetik byl malý, jako nevhodnější se jeví thiopental.

V dalším kroku testování bylo zapotřebí zařadit také zátěžový vodní test, který byl podáván ve větším množství než u člověka. Prase má na rozdíl od člověka pylorickou svalovou řasu a je schopno pojmout mnohem větší množství potravy. Během měření byly podávány různé objemy do žaludku prasete, ovšem nebyly zaznamenány změny dominantní frekvence. Ke zvýšení amplitudě došlo již při prvních patnácti minutách po příjmu 500 ml vody. Po aplikaci 1 000 ml bylo maxima dosaženo v druhém 15minutovém intervalu. Pro instilaci 1500 ml vody odpovídal čas 60 minut. Z tohoto vyplývá, že čím větší objem tím byl dominantní výkon zaznamenán později, k ustálení došlo až po určitém času. Tato studie dokázala důležitost experimentálních prasat pro klinické účely.

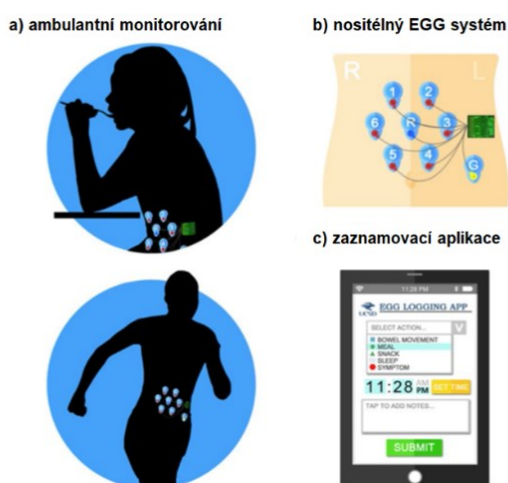
4.6 Artifact rejection methodology enables continuous, noninvasive measurement of gastric myoelectric activity in ambulatory subjects

[6] GHARIBANS, Armen A., Benjamin L. SMARR, David C. KUNKEL, Lance J. KRIEGSFELD, Hayat M. MOUSA a Todd P. COLEMAN. Artifact Rejection Methodology Enables Continuous, Noninvasive Measurement of Gastric Myoelectric Activity in Ambulatory Subjects. *Scientific Reports* [online]. 2018, 8(1) [cit. 2019-10-16]. DOI: 10.1038/s41598-018-23302-9. ISSN 2045-2322. Dostupné z: <http://www.nature.com/articles/s41598-018-23302-9>.

Tato studie se zabývá nošením vícekanálového systému EGG a metodami pro zpracování signálu. Tento článek představuje nové zařízení, které eliminuje nežádoucí výsledky měření způsobené například stresem z nemocnic.

Funkční poruchy GI jsou v zásadě tvořeny patofyziologickými poruchami motility. Na rozdíl od EKG měření signálu EGG není klinicky standardizováno, protože signál se nachází z pravidla v rozmezí 50–200mV. Takto slabý signál je zapotřebí zesílit, což zvyšuje pravděpodobnost různých artefaktů a hluků.

V této studii byl představen demonstrativní nositelný EGG systém pro ambulantní sledování s automatizovanými algoritmy pro odstranění artefaktů. Měřicí přístroj byl doplněn o záznamník, který slouží k zapisování příjmu potravy během dne. K měření byla použita elektrodová mřížka s vysokým rozlišením (Obrázek 4-10).



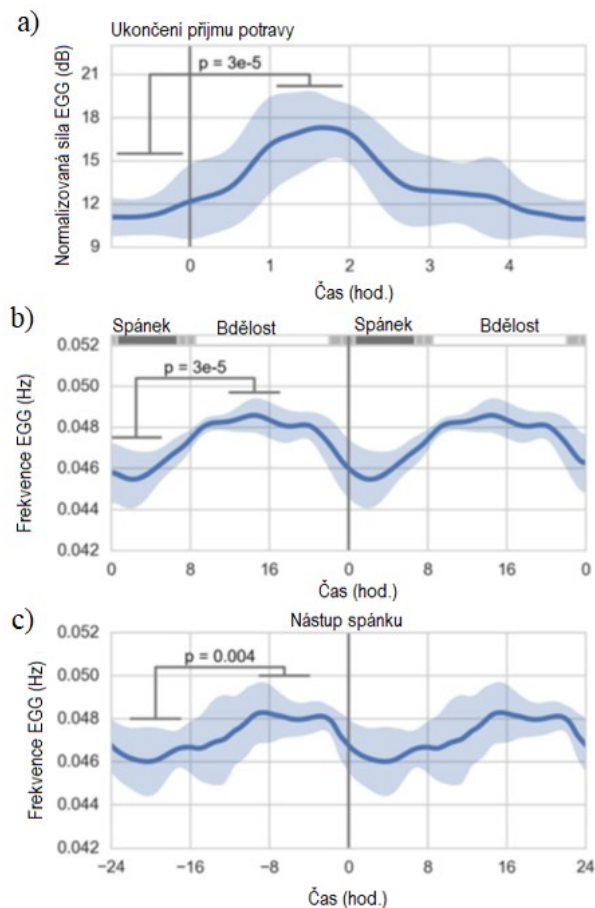
Obrázek 4-10 a) Ilustrace ambulantního monitorovacího systému, (b) záznamový hardware s elektrodami na kůži, c) aplikace chytrého telefonu pro zaznamenávání potravy a aktivit, upraveno

Pohybové artefakty se projevují jako krátké výboje vysokoamplitudové aktivity ve srovnání s pomalou oscilací žaludeční aktivity. Artefakty mají za následek vysoký širokopásmový výkon, který zcela zastíní signál EGG.

Bylo zjištěno, že tradiční rozložení dvojice bipolárních elektrod neposkytuje nejvyšší poměr signálu k šumu. Kombinace umístění elektrod a odstranění artefaktů vedla k podstatnému zvýšení procentního podílu běžných pomalých vln z $50 \pm 10\%$ na $90 \pm 4\%$ (Tabulka 2). Měření probíhalo 24 hodin. Během měření došlo ke změnám hodnot vlivem reakce na potravu. Průměrný výkon EGG se po jídle zvýšil z 11,3 dB na 17,0 dB a po čtyřech hodinách se vrátil na počáteční hodnotu (Obrázek 4-11). Dominantní frekvence EGG byla pozorována celou dobu měření. V noci byla průměrná frekvence 2,74 cpm a během dne se zvýšila na 3,03 cpm.

Tabulka 2 Porovnání naměřených výsledků

Proband	Pohlaví	Věk	Procento gastrické pomalé vlny			EGG/Manometrická korelace			
			Tradiční EGG lokace	Nejvyšší SNR lokace	Odstranění artefaktů	Tradiční EGG lokace	Nejvyšší SNR lokace	Odstranění artefaktů	Manometrický kanál
1.	F	13	54	62	90	-0,18	0,48	0,65	#1
2.	F	14	64	72	95	0,00	0,42	0,74	#3
3.	M	7	51	64	88	-0,17	0,32	0,33	#4
4.	F	15	35	49	82	-0,17	0,20	0,50	#2
5.	F	12	36	57	85	0,17	0,40	0,44	#1
6.	F	8	58	73	94	-0,13	0,21	0,34	#5
7.	F	14	47	68	90	-0,26	0,02	0,58	#5
8.	M	10	64	69	93	-0,19	0,45	0,46	#2
9.	M	15	48	57	92	0,28	0,29	0,57	#5
10.	F	15	38	72	91	0,21	0,81	0,82	#5
11.	F	17	51	64	85	0,58	0,82	0,82	#5
Průměr		12±3	50±10	64±8	90±4	0,01±0,26	0,40±0,24	0,57±0,17	



Obrázek 4-11 Záznam ambulantního EGG , a) normalizovaná síla EGG v čase po ukončení podání potravy, b) frekvence EGG během spánku a vědomí, c) frekvence EGG při usínání a nástupu spánku, upraveno

Tato studie se zabývala novým ambulantním záznamovým systémem, který umožňuje neinvazivní měření žaludeční aktivity po dobu 24 hodin. Identifikací a odstranění artefaktů autoři byli schopni zvýšit přesnost a měřit žaludeční aktivitu během reakce na jídlo. Zajímavé je, že byla zjištěna odchylka frekvence od denního a nočního období. Aby byla dokázaná přesnost přístroje byla použita také manometrie. Ukázalo se, že zvýšení amplitudy EGG je spojeno se silnější kontrakcí žaludku. Korelace mezi žaludeční manometrií a EGG však nebyla dokonalá. Dalším poznatkem v této studii je ten, že po odstranění artefaktů bylo obtížnější rozpoznat bradygastrii. Autoři si také ověřili, že EGG přístroj je velice citlivý na umístění elektrod. Díky elektrodovým polím je snadnější zachytit silnější signál pod záznamovým povrchem a odhadnout parametry šíření motility. Autoři poukazují na fakt, že nahrávání po delší dobu zvyšuje pravděpodobnost zachycení abnormalit a také možné monitorování v domácím prostředí a hodnocení na dálku.

4.7 High-resolution electrogastrogram: a novel, noninvasive method for determining gastric slow-wave direction and speed

[7] GHARIBANS, Armen A., Sanggyun KIM, David C. KUNKEL a Todd P. COLEMAN. High-Resolution Electrogastrogram: A Novel, Noninvasive Method for Determining Gastric Slow-Wave Direction and Speed. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 2017, **64**(4),

807-815 [cit. 2019-09-28]. DOI: 10.1109/TBME.2016.2579310. ISSN 0018-9294. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7488203/>

Použití EGG stále zůstává v klinické praxi omezené. V tomto článku byl představen elektrogastrograf s vysokým rozlišením, který využívá řadu elektrod pro správný odhad směru a rychlost gastrických vln. Tato metoda byla ověřena na elektrofyzilogickém modelu žaludku. Při měření se kladl důraz na výsledky ohledně směru šíření a rychlosti gastrických vln.

Mapování pomocí vysokého rozlišení během operace bylo nedávno provedeno za účelem pochopení běžné činnosti v oblasti pomalých vln žaludku. Tato technika zahrnuje umístění hustého elektrodového pole přímo na povrch žaludku, aby bylo možné zaznamenávat a rekonstruovat vzory elektrické aktivity. Pomocí stejné techniky, vědci také vyhodnotili zpomalení žaludeční vln a chronické nevysvětlitelné nevolnosti a zvracení. Zjištěním bylo, že polovina subjektů vykazovala prostorové abnormality, které se vyskytovaly při fyziologické frekvenci. Z měření bylo jasné, že jeden kanál EGG není schopný odhalit nesrovnalosti.

V minulých letech došlo ke spoustě pokusům, jak získat signál pomocí čtyř elektrod umístěných podél osy žaludku. Tato metoda ovšem není zcela přesná a rychlost šíření je pouze informativní, a také závisí na umístění referenční elektrody. Standardizace vzhledem k anatomii žaludku se stává velice náročnou.

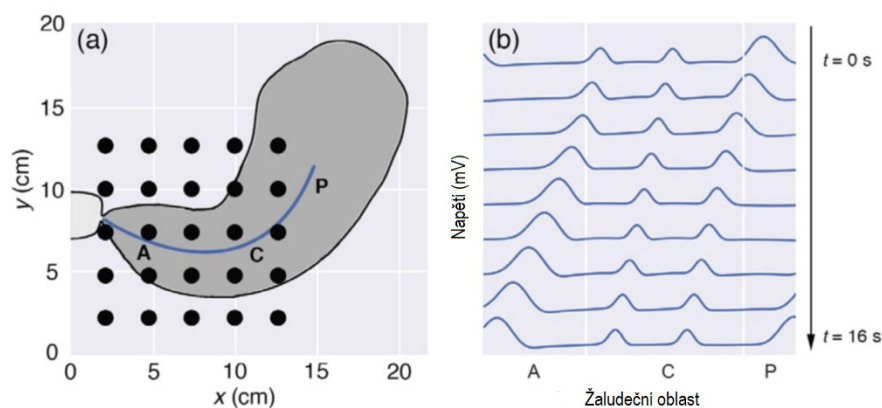
Tento článek se zabývá snímáním elektrogastrogramu s vysokým rozlišením, což je metoda pro určení směru a rychlosti šíření pomalých vln žaludku z pole elektrod přiložených na kůži.

Pro přesné zmapování potenciálu na břišní ploše je třeba zvážit rozložení a velikost elektrod. Pro toto měření byly použity elektrody s elektrodovým průměrem 11 mm. Biopotenciály jsou obvykle zaznamenávány pomocí diferenčního zesilovače, kde se požadovaný signál jeví jako napětí mezi dvěma body. Diferenční zesilovače zaručují lepší kvalitu signálu.

Důsledkem tohoto systému nahrávání je, že potenciály nejsou přesně znázorněny. Laplacián⁵ může poskytnout reálnější zastoupení ve srovnání a běžnými bipolárními záznamy odstraněním účinků referenční elektrody. Již dříve byl použit k mapování EKG.

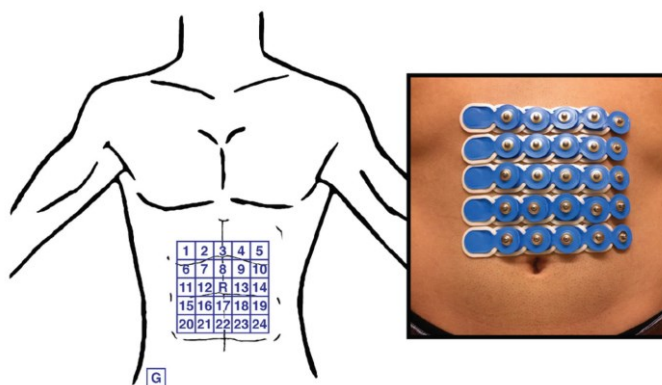
K potvrzení metodiky byl použit elektrofyzilogický model žaludku. Pulzy vznikaly každých 20 s (0,05Hz) (Obrázek 4-12). Šířka pulzu byla zvolena tak aby odpovídala nejnovější literatuře.

⁵ Laplacián je druhým prostorovým derivátem potenciálů (změna zrychlení nad prostorem).



Obrázek 4-12 Elektrofyziologický model žaludku s nározněním žaludeční oblasti

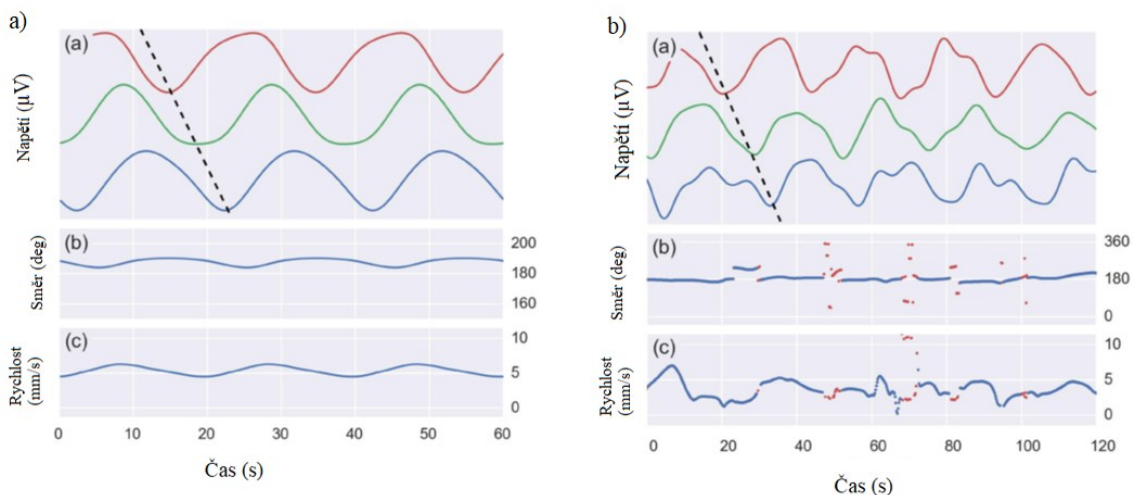
Studie se také zúčastnilo osm zdravých probandů (5 mužů, 3 ženy, věk 26 ± 4 roky, BMI= 22 ± 3) bez gastrointestinálních příznaků. Na kůži byly umístěny konvekční předsíňové elektrody Ag/AgCl s měřicí plochou 95 mm^2 . Elektrody byly uspořádány do čtvercové mřížky 5×5 , jak je vidět na obrázku (Obrázek 4-13). Prostřední elektroda sloužila jako referenční a zemní elektroda byla umístěna v oblasti pravé kyčle. K získání signálu při vzorkovací frekvenci 250 Hz byl použit zesilovač BrainProducts BrainAmp 32ch EEG. Doba nahrávání trvala 30 minut před požitím a 60 minut po požití jídla.



Obrázek 4-13 Rozložení elektrod čtvercové mřížky 5×5

Výsledky simulace jsou zobrazeny na obrázku a) (Obrázek 4-14). Průměrný odhadovaný směr (187 stupňů) a rychlost ($5,3 \text{ mm/s}$) odpovídají parametrům modelu. Směr fázového posunu je pro všechny body v čase větší než $0,9$ což indikuje fázové gradienty s téměř dokonalým prostorovým zarovnáním.

Odhad vlastností vln je znázorněn na obrázku b) (Obrázek 4-14). Šíření vln pozorované fázovým zpožděním mezi kanály je znázorněno černou diagonální tečkovanou čarou. Modrá barva označuje trvalou vlnu, zatímco červená se používá pro body, které nesplňují kritéria.



Obrázek 4-14 a) Výsledky minutové simulace kožních potenciálů, b) napětí při kanálů dvou minutového segmentu

I když měl model simulační parametry zvolené tak aby kopírovaly fyziologické hodnoty, měl pár zjednodušení (nebyly zakomponovány intersticiální buňky). Nicméně zjištění ověřuje, že rychlost a směr vln lze přesně odhadnout, a že Laplacián nezkrusuje odhad parametrů.

V tomto článku byla nastíněna metodika pro neinvazivní odhad šíření žaludečních pomalých vln s názvem HR-EKG. Tato metoda se odráží v nedávném zjištění, která dokazuje, že prostorové abnormality žaludečních pomalých vln nemohou být analyzovány jednokanálovými nahrávkami. Navrhovaná technika nezávisí na umístění referenční elektrody a je plně automatizovaná. Podle poznatků autora, je schopno vygenerovat odhad směru a rychlosti šíření vln v každém časovém bodě pomocí povrchových elektrod. Prostorově zlepšená podrobná analýza usnadní pochopení patologie žaludečních dysrytmii u pacientů s poruchami motility.

4.8 Závěr rešerše

Po nastudování a důkladném přečtení článku a studii k rešerši se domnívám, že stále neexistuje obecné doporučení pro měření EGG signálu. Metoda měření elektrických potenciálů žaludku není stále standardizována. Existuje pouze doporučení pro polohu pacienta a elektrod. Přesnost závisí na mnohých kritériích. Rešerše byla přínosná z hlediska parametrů EGG signálu. Články se zabývaly pouze experimentálními pokusy, které se ve většině případech neobjevují v klinické praxi. Studie se zabývaly různým rozležením elektrod, a jak unipolární, tak bipolární. Studie doporučovaly bipolární měření kvůli eliminaci pohybových artefaktů. Byly nastudovány požadavky pro měření a vhodné použití elektrod. Ve většině případů byly používány Ag/AgCl elektrody a také bylo zjištěno, že elektrody s větší kontaktní plochou vypovídají lepším výsledkům. Neexistuje optimální délka vyšetření EGG. Upřednostňuje se však zaznamenávání přibližně třiceti minutového půstu a následně šedesáti minutová doba trávení, aby bylo možno dosáhnout spolehlivých výsledků. Během měření se doporučuje používat testovací jídlo s minimálně 250kcal. Dále se rešerše zabývala předzpracováním signálu. K odstranění nežádoucího hluku na pozadí a EKG signálu byly použity dvě formy filtrace, a to Fourierova transformace (FT) a pásmová zádrž (PZ). Dále se rešerše zabývala studii, která zdokonalovala metodiku EGG pomocí experimentálních prasat. Bylo zjištěno, že klidová dominantní frekvence je srovnatelná

s EGG lidského organismu. Bylo také prokázáno, že vliv anestetik byl zanedbatelný. Pomocí této studie bylo také zjištěno, že obsah vody v žaludku mění parametry dominantní frekvence. Tato informace je důležitá pro správný průběh měření. Dále byl představen nositelný vícekanálového systému EGG, který umožňuje neinvazivní měření žaludeční aktivity po dobu 24 hodin. Během tohoto výzkumu kombinace umístění elektrod a odstranění artefaktů vedla k podstatnému zvýšení procentního podílu běžných pomalých vln.

5 Realizace experimentálních měření EGG

Pro zpracování a vyhodnocení EGG signálů bylo zapotřebí zhotovit soubor dat. Experimentálního měření se zúčastnilo 10 probandů (5 mužů, 5 žen) ve věku od 21 do 26 let. Měření probíhalo ve třech dnech třemi způsoby rozložení elektrod. Dobrovolníkům byla podávána testovací potrava. K získání co nejkvalitnějšího záznamu bylo nutné dodržet několik základních principů. Figuranti byli seznámeni s podmínkami testováním, netrpěli žádnou chronickou nebo akutní nemocí žaludku, a také neužívají žádná farmaka. [10], [11]

Měření bylo zhotoveno pomocí biozesilovače g.USBamp firmy g.tec (Obrázek 5-1) propojen přes USB kabel k počítači. Ke g.USBamp lze přímo připojit standardní elektrody s bezpečnostními konektory. Zařízení obsahuje šestnáct 24bitových kanálů, které jsou potenciálně oddělené do čtyř skupin, ale mohou být i propojeny (využití např. EEG). Umožňuje tak současně zaznamenávat signál pomocí nezávislých zemnicích elektrod bez rušení. Šestnáct analogově-digitálních převodníků provádí simultánní vzorkování. Vzorkovací kmitočet lze nastavit mezi 64 Hz a 38 400 Hz. Nadměrné vzorkování vede k dosažení vysokého poměru signálu k šumu. Zařízení má dále interní kalibrační jednotku a kontrolu impedance. Záznam byl nahráván pomocí programu MATLAB. V programu byl navržen měřicí řetězec, který umožňuje nastavit vzorkovací frekvenci, počet kanálů, NOTCH filtr (50 Hz). [12], [13]



Obrázek 5-1 Biozesilovač g.USBamp [13]

Poloha figuranta během měření byla zvolena vodorovně na pevné podložce. Bylo dbáno na pohodlí probandů, neboť během měření museli ležet v klidném stavu bez případných nežádoucích pohybů a bez mluvy, aby bylo zamezeno nežádoucím artefaktům. Jako měřicí místnost byla použita klidná laboratoř.

Probandi se dostavili na měření v ranních hodinách. Poslední konzumace jídla před měřením nesměla překročit časový limit šesti hodin. Sběr dat probíhal ve třech etapách. První spočívalo v nahrávání ve stavu nalačno po dobu 30 minut. Poté byl měřené osobě podán bílý jogurt a další nahrávání trvalo také 30 minut. V poslední fázi měření testovací osoba zkonsumovala jeho zvolené pevné testovací jídlo (literatura uvádí, že testovací potrava by měla obsahovat nejméně 250 kcal) a doba snímání byla v časovém rozpětí 60 minut. Doba od požití potravy do začátku měření by neměla přesáhnout 30 minut. [11]

5.1 Informovaný souhlas o účasti ve výzkumu

Všichni probandi byli obeznámeni s průběhem měření a podepsali informovaný souhlas (Obrázek 5-2).

Informovaný souhlas o účasti ve výzkumu

Název a popis studie: Měření elektrické aktivity žaludku - Elektrogastrografie (EGG)

Jméno probanda:

Datum narození:

Proband byl do studie zařazen pod ID: 01-10

Odpovědná osoba: Jan Kubíček

1. Já, níže podepsaný (á) souhlasím s mou účastí ve studii. Je mi více než 18 let.
2. Byl (a) jsem podrobně informován (a) o cílu studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Odpovědná osoba pověřená prováděním studie mi vysvětlila očekávané přínosy a případná zdravotní rizika, která by se mohla vyskytnout během mé účasti ve studii a vysvětlil mi, jak bude postupovat při výskytu jejího nežádoucího průběhu. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností.
3. Porozuměl (a) jsem tomu, že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či odstoupit, aniž by to jakkoliv ovlivnilo průběh mého dalšího měření. Moje účast ve studii je dobrovolná.
4. Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Pro tyto případy je zaručena ochrana důvěrnosti mých osobních dat. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, to je anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být moje osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.
5. S mojí účastí ve studii není spojeno poskytnutí žádné odměny.
6. Porozuměl jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já pak naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.
7. Převzal/a jsem podepsaný stejnopis tohoto informovaného souhlasu.

Podpis probanda:

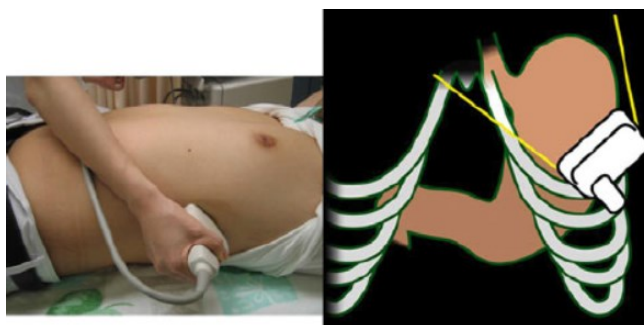
Podpis odpovědné osoby pověřené touto studii:

Datum: 14.2.2020

Obrázek 5-2 Vzorový informovaný souhlas

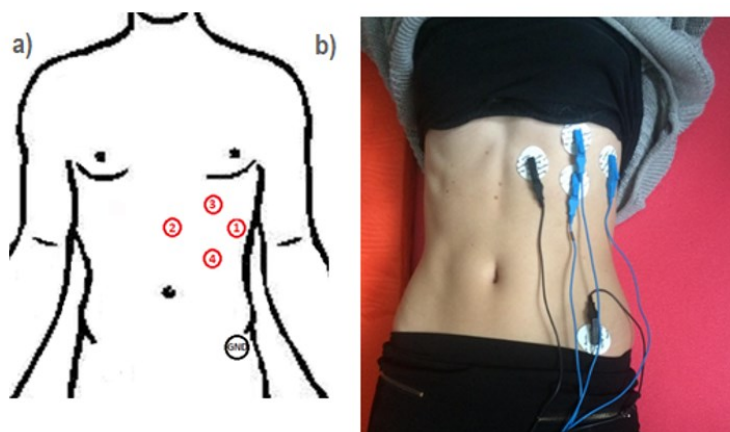
5.2 První způsob snímání

První snímání bylo zrealizováno pomocí bipolárního snímání. Dosavadní studie potvrzují nejednotné umístění žaludku v břišní dutině pro každého jedince. Z toho důvodu každý proband před měřením podstoupil ultrazvukové vyšetření ke správné lokalizaci žaludku, za účelem individuální aplikaci umístění aktivních elektrod a následnému získání co nejpřesnějšího signálu. Tento způsob snímání byl inspirován studií, která se zabývá vyšetřením postprandiálního gastrického vyprazdňování hodnocené pomocí ultrasonografie. Sonda byla umístěna v mezižebním prostoru levé axily k lokalizaci průřezové oblasti proximální části žaludku, přičemž jako orientační bod posloužila lokalizace sleziny (Obrázek 5-3). [14]



Obrázek 5-3 Lokalizace žaludku pomocí ultrazvuku, [14]

Zemnicí elektroda byla umístěna na levém boku a čtyři aktivní elektrody byly rozmístěny podle lokalizace žaludku (Obrázek 5-4). Podle návrhu byly probandům nalepeny EKG elektrody (Ag/AgCl) na očištěnou kůži (Obrázek 5-4). [14]

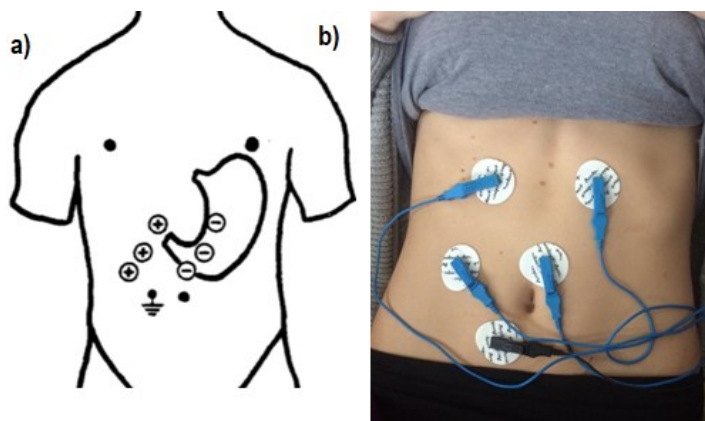


Obrázek 5-4 a) Návrh rozložení elektrod pro měření č.1, [15] upraveno, b) realizované rozmístění elektrod pro měření č.1

5.3 Druhý způsob snímání

Druhý způsob snímání byl inspirován rozložením elektrod podle Browna, jak je uvedeno na obrázku a) (Obrázek 5-5). Podle této studie byly rozmístěny tři páry elektrod přes gastro-duodenální oblast, pro naše laboratorní podmínky jsme použili pouze dva páry (Obrázek 5-5), neboť ze studie vyplynulo, že

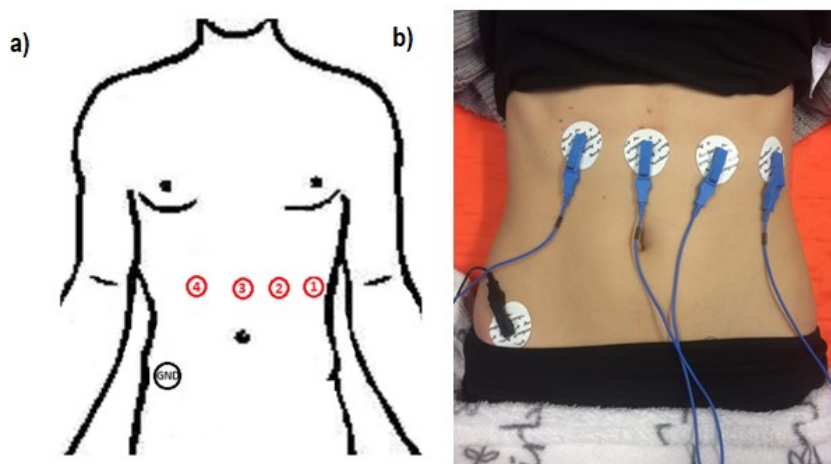
svod, který se nacházel nejbližší srdci a plicím, měl nejnižší vypovídající hodnoty. Snímání bylo zrealizováno pomocí čtyř aktivní elektrod a jedné zemnicí. Horní dvojice byla umístěna na spojnici mezi pupkem a bradavkami. Třetí elektroda byla umístěna nad pupek a katoda 8 cm od ní vzdálená. Zemnicí elektroda bylo umístěna okolo pupku napravo. Pro studii, kterou byl tento záznam dat inspirován, také nebylo důležité přesné složení potravy pro všechny probandy, neboť práce nebyla zaměřena na identifikaci reakce na specifický obsah žaludku, ale na pozorování činnosti žaludky nalačno a po podání potravy. Stejně jako během prvního měření, tak i ve studii byly použity elektrody (Ag/AgCl). Rozdíl byl ovšem v poloze těla během snímání. Ve studii proband seděl po dobu snímání, přičemž při našem snímání ležel na podložce. [16]



Obrázek 5-5 a) Rozložení elektrod podle Browna, [16] upraveno b) realizované rozmístění elektrod pro měření č.2

5.4 Třetí způsob snímání

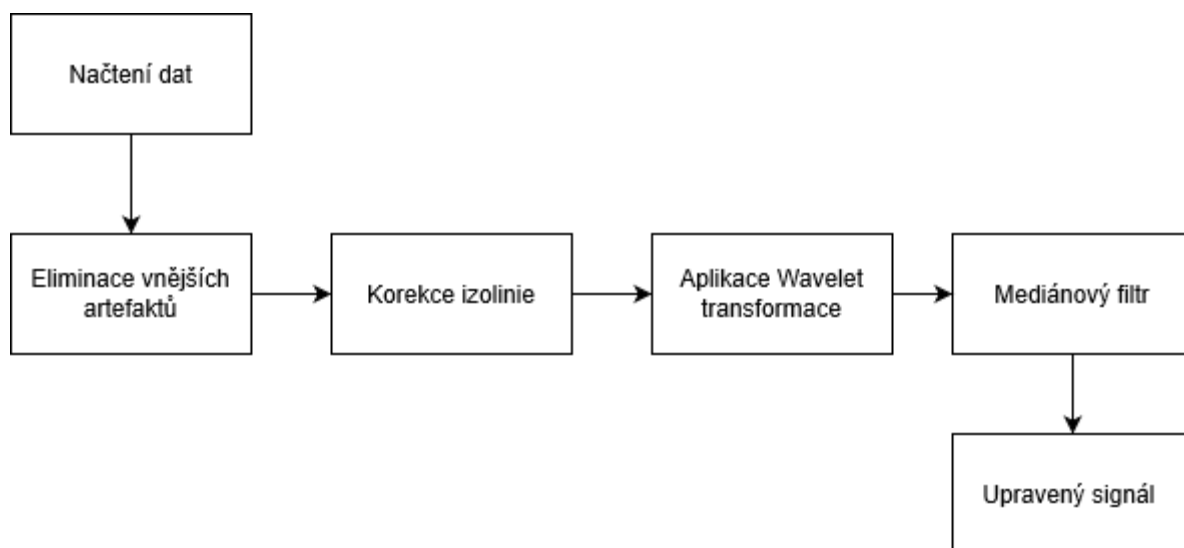
Posledním záznam byl zrealizován pomocí unipolárního čtyř-kanálového snímání. Zemnicí elektroda byla během tohoto měření umístěna na pravý bok. Toto místo bylo zvoleno záměrně, kvůli své vzdálenosti od srdce a eliminaci tak nežádoucích vlivů. Aktivní elektrody kopírovaly přímku, jak je vidět na obrázku (Obrázek 5-6). Pro správné umístění byla záchytným bodem třetí aktivní elektroda, která se nacházela na spojnici sternu a pupku. Další elektrody poté byly umístěny cca 5 cm vzdáleny od sebe.



Obrázek 5-6 a) Návrh rozložení pro měření č.3, [15] upraveno b) realizované rozmístění elektrod pro měření č.3

6 Design předzpracování EGG signálu

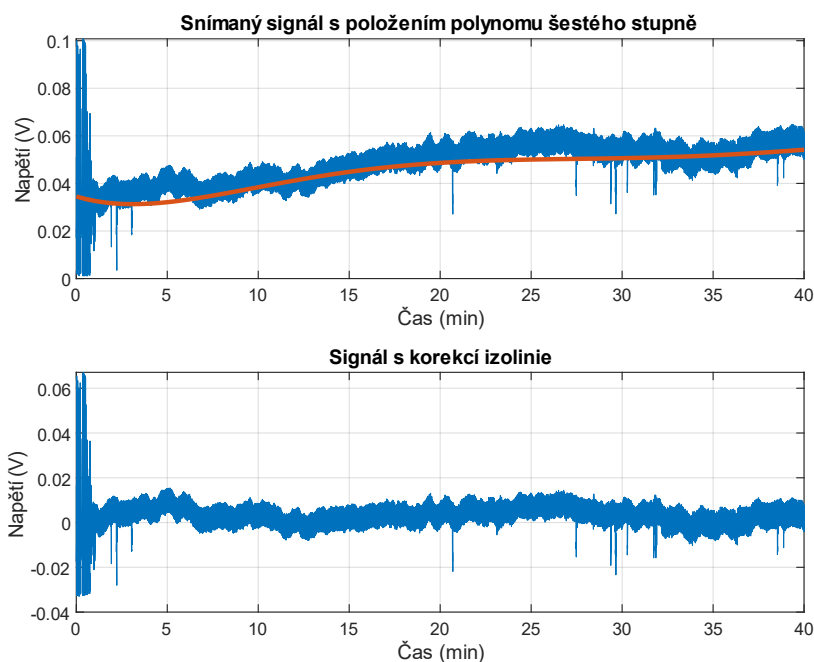
Pomocí třech měření bylo získáno velké množství záznamu. Celkově bylo k dispozici 240 elektrogastrogramů. Aby tyto záznamy bylo možné správně analyzovat, je nutné provést předzpracování signálu. Postup předzpracování je znázorněn na následném diagramu (Obrázek 6-1).



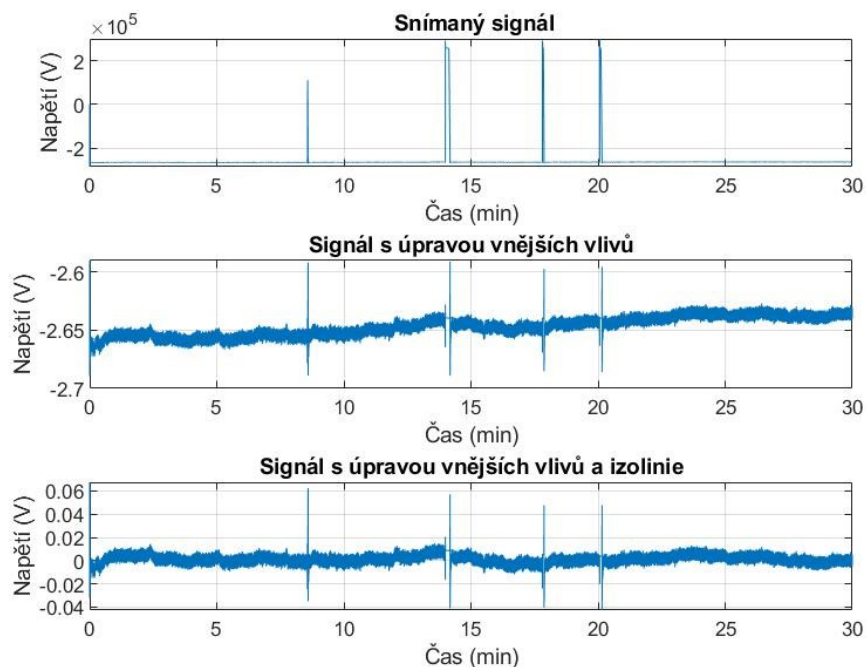
Obrázek 6-1 Diagram postupu zpracování signálu

Po načtení dat do prostředí MATLAB byla navzorkována a nežádoucí artefakty byly odfiltrovány, neboť vzhledem k velmi citlivému biozesilovači firmy g.tec se na záznamu projevuje také rušení vnějšími vlivy místnosti. Tyto nežádoucí prvky byly odstraněny pomocí přepočítání mediánu amplitudy a to tak, že amplituda byla přenásobena stotisícinou a poté je zkontrolována amplituda celého signálu. Pokud přesáhne určitou mez, na detekované místo se vloží medián amplitud.

Další úprava se týkala korekce izolinie, pomocí proložení polynomu šestého stupně (Obrázek 6-2). Tento postup využívá metody nejmenších čtverců k nalezení nejvhodnějšího koeficientu pro daný polynom. Jedná se tak o zvláštní případ matematické metody, která používá proložení bodů v grafu. Vznikají tak křivky, které po částech prokládají jednotlivé body povrchu a přitom zachovávají podmínku minimální křivosti. Tento trend signálu se poté odečte od originálního EGG za vzniku korigovaného signálu. Ze signálu se tak odstraní stejnosměrná složka a posune se do nuly. Všechny dosavadní úpravy jsou znázorněny na následujícím obrázku (Obrázek 6-3). [12]



Obrázek 6-2 a) Ukázka snímaného signálu s proložení polynomu šestého stupně b) ukázka signálu s korekcí izolinie



Obrázek 6-3 Ukázka předzpracování signálu. a) první graf znázorňuje nasnímaný signál, b) druhý graf demonstruje eliminaci artefaktů c) třetí graf znázorňuje korekci izolinie.

Dalším velmi důležitým krokem správného předzpracování je eliminace EKG křivky pomocí vlnkové transformace (Wavelet transform – WT). V neposlední řadě byl použit mediánový filtr, který slouží k vyhlazení. V této práci byl použit mediánový filtr s hodnotou 50, k dosažení co nejpřesnějšího odfiltrování elektrokardiogramu.

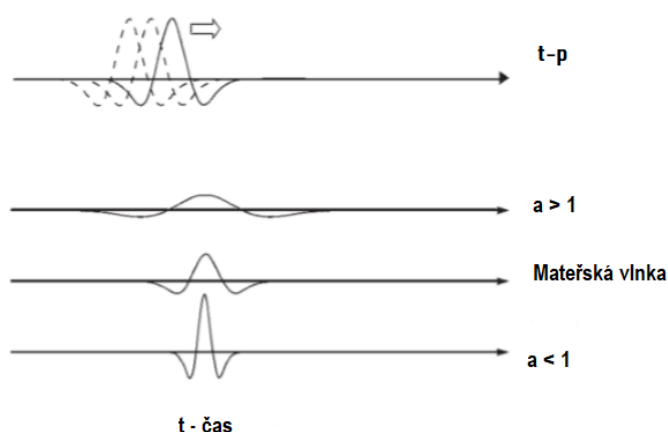
6.1 Vlnková transformace

Snímaný signál byl zatěžován větší amplitudou a frekvencí způsobené elektrickými potenciály srdce v místě snímání. Tento proces byl zrealizován pomocí integrální vlnkové transformace. Díky své vlastnosti extrahovat ze signálu různě velké detaily našla využití v mnoha oblastech zpracování a analýzy nestacionárních a zašuměných signálů. Rozdíl mezi signálem s aplikací a bez aplikace WT je znázorněn na obrázku níže (Obrázek 6-6). [17]

Vlnková transformace je definována vztahem (1):

$$w(s, p) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \cdot \frac{1}{\sqrt{a}} \overline{\psi\left(\frac{t-p}{a}\right)} dt, \quad (1)$$

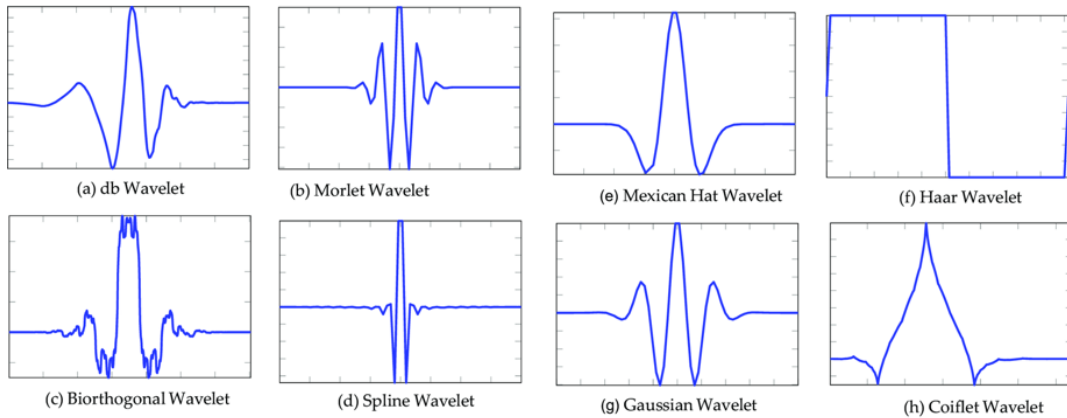
kde $f(t)$ znázorňuje analyzovaný signál, ψ značí vlnku, a měřítko, p udává polohu vlnky v čase, t je čas a člen $\frac{1}{\sqrt{a}}$ slouží k normalizaci energie vlnky během změny měřítka (Obrázek 6-4). [17]



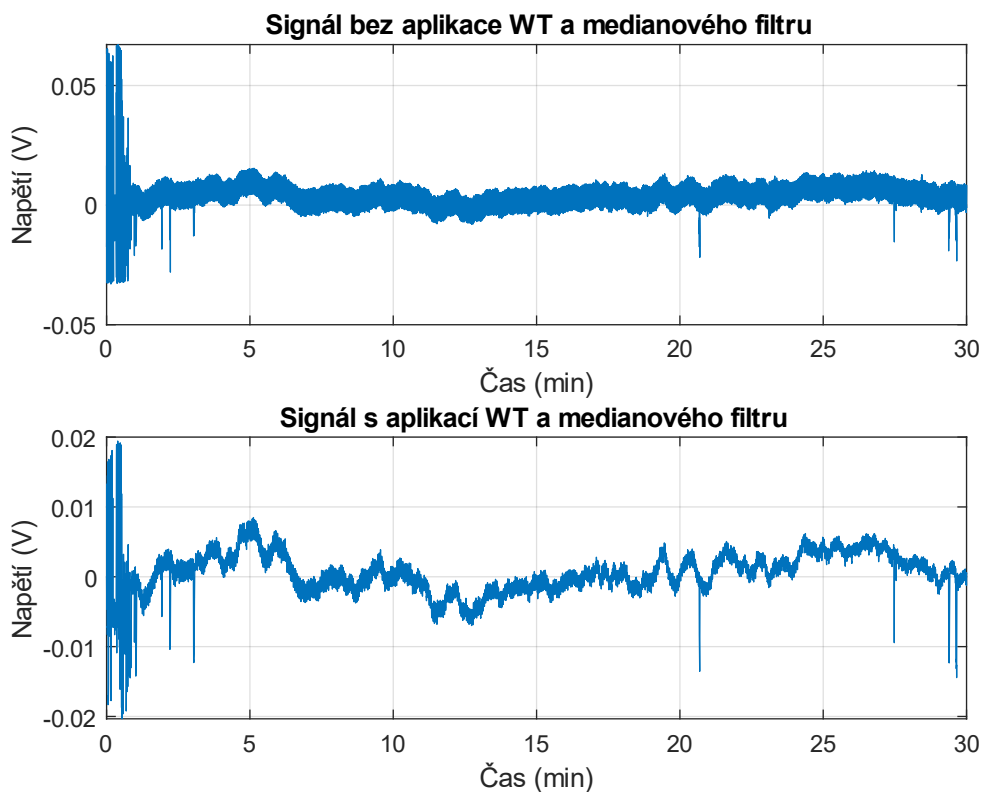
Obrázek 6-4 Vliv změny posunu a měřítka, [19] upraveno

Jejími jádrem je lineární okenní operace se dvěma parametry, a to měřítkem a posunem. WT je založena na báze funkci, jež se nazývá mateřská vlnka. Mateřská vlnka (Obrázek 6-5) je kauzální finitní funkce $\psi(t)$ s nulovou střední hodnotou. Vlnka určuje základní tvar, frekvenci a strmost. Vlnka osciluje pouze v okolí svého výskytu, což poskytuje dobrou prostorovou lokalizaci. Tato výhoda, se uplatňuje během vyhodnocování neperiodických a nestacionárních signálů jako např. EGG. Transformace se dělí na spojitou a diskrétní v čase. Spojitá vlnková transformace (continuous wavelet transform – CWT) nám poskytuje informace o časově-frekvenčním popisu signálu. [17]

Nejjednodušší vlnkou, která představuje jednotkový skok se nazývá vlnka Haar. Její „obdélkový“ tvar teda neumožňuje hladkou rekonstrukci signálu. Dalším typem mateřských vlnek jsou asymetrické ortogonální vlnky Daubechies, které reprezentují skupinu funkcí různého řádu. Mezi další typy vlnek patří Symlet, Coiflet, Biorspine, Meyer, Morlet nebo také Mexican hat. [17]



Obrázek 6-5 Ukázka mateřských vlnek [18], upraveno

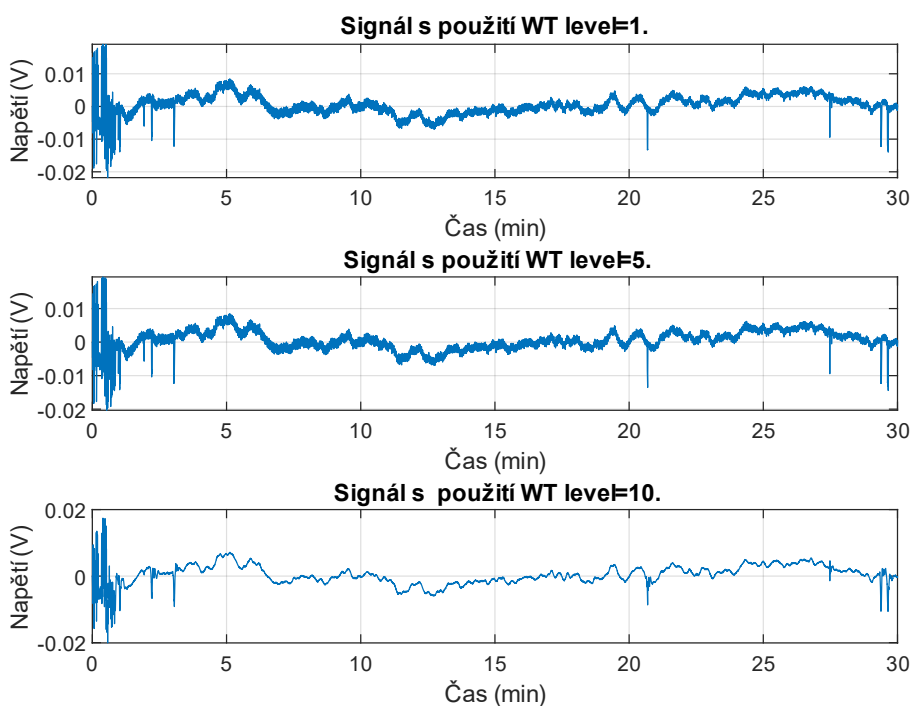


Obrázek 6-6 Ukázka předzpracování signálu-porovnání a) ukázka signálu s aplikací WT (vlnka bd10, level 5, prahování-sqtwolog (univerzální), s (měkké), změna měřítka-mln , b) ukázka signálu bez aplikace WT

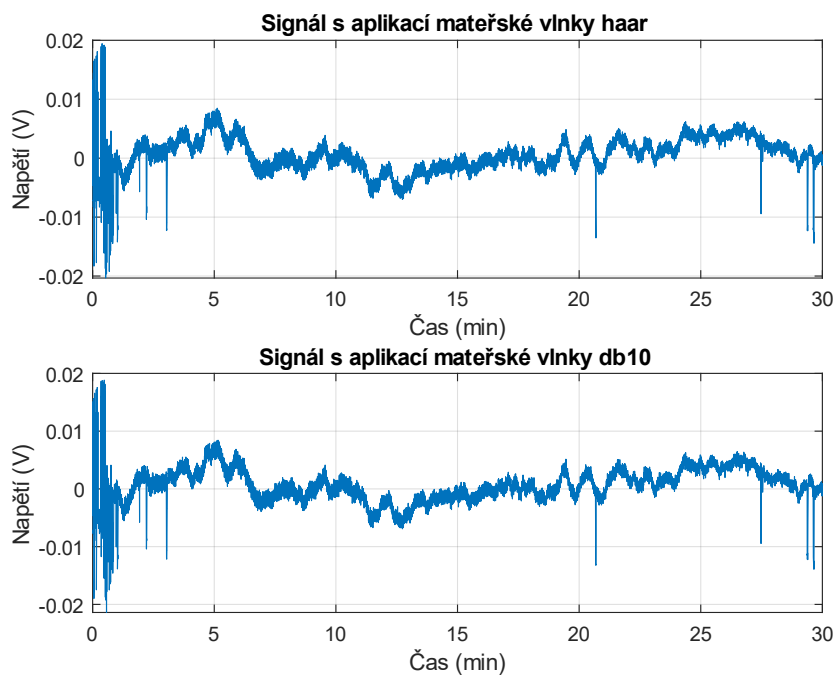
Snímaný signálu musí být podroben testu několika mateřských vlnek k nalezení té nejvhodnější a následně ke kvalitní analýze signálu. Dalším důležitým parametrem je stupeň rozkladu (level), který udává počet detailních koeficientů. Dále bylo zapotřebí nastavit prahování. Vlnkové koeficienty, při nastavení tvrdého prahování, zůstávají beze změny, pokud je jejich absolutní hodnota větší než práh, jinak jsou nahrazeny nulami. Při použití měkkého prahování jsou nejdříve elementy, které mají absolutní

hodnotu menší, vynulovány a následně se směrem k počátku upraví nenulové vlnkové koeficienty. [12], [17]

Na základě předchozích výzkumů a testování bylo zjištěno, že je nejvhodnější použití WT pro filtraci EGG s následujícími parametry. Hodnota nejpřesnějšího stupně rozkladu odpovídá hodnotě 5, jak je znázorněno na obrázku (Obrázek 6-7). Při použití vyšší hodnoty dochází ke zkreslení samostatného trendu EGG. Při použití nižších hodnot byla v signálu obsažena ve velké míře EKG složka. Za nejvhodnější mateřskou vlnku byla zvolena Daubechies 10, naopak za vlnku nejméně vhodnou pro filtraci byla zjištěna Haar (Obrázek 6-8). Důležitým parametrem je taktéž úprava koeficientů prahování. Při filtraci bylo použito univerzální prahovací pravidlo a měkké prahování, které je ve většině případech doporučováno jako nejvhodnější. [12]

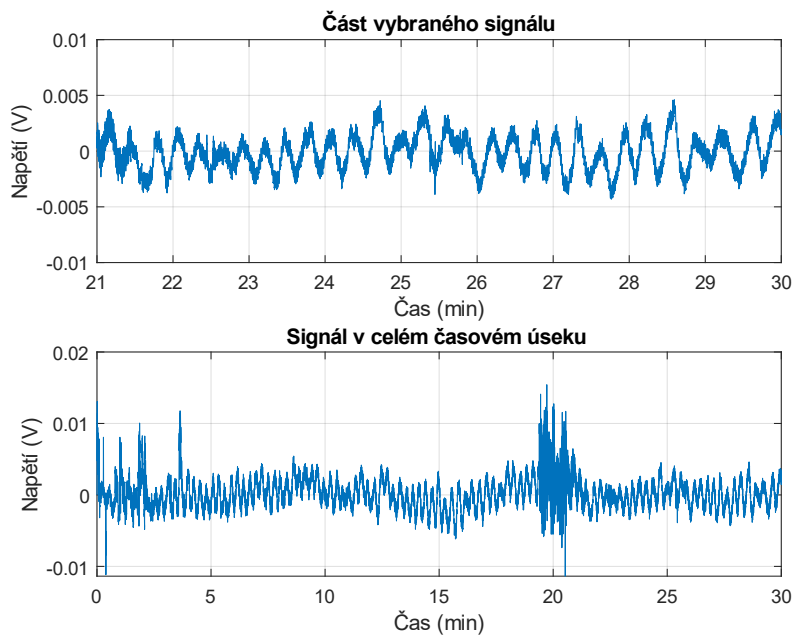


Obrázek 6-7 Ukázka použití různých stupňů rozkladu a) level 1, b) level 5, c) level 10



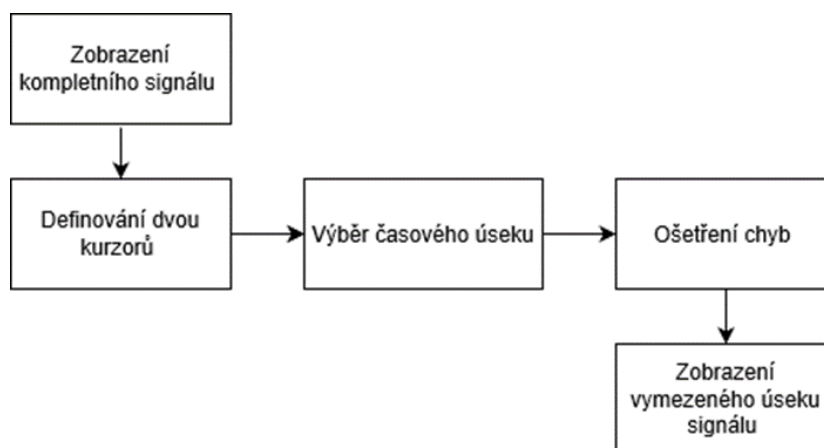
Obrázek 6-8 Ukázka použití mateřských vlnek a) vlnka haar b) vlnka db10

I přes veškerou filtraci je patrné, že signál není hodnotitelný v celém svém rozsahu. S tímto faktem bylo počítáno již během měření, proto sběh dat trval 30–60 minut. Aby bylo možné signál správně analyzovat a hodnotit bylo zapotřebí vyjmout pouze kvalitní, nerušené části signálu. Na obrázku (Obrázek 6-9) je znázorněna vybraná část signálu, na které je demonstrována správná činnost žaludku vykazující 3 cykly/min.



Obrázek 6-9 Ukázka výběru úseku a) signálu ve vybraném časovém úseku, b) ukázka signálu v celém rozsahu

K tomuto byl použit jednoduchý postup, který využívá dva kurzory k vymezení požadovaného úseku signálu. Postup je znázorněn na následujícím diagramu (Obrázek 6-10).



Obrázek 6-10 Diagram vymezení úseku signálu

7 Extrakce charakteristických příznaků EGG signálu

K hodnocení EGG záznamu se používá časově-frekvenční analýza k vyjádření procentuálního zastoupení dominantní frekvence (3.3). Analýza nám podává informace o rozložení frekvencí v daném časovém okamžiku a jeho výkonu. [19]

7.1 Časově-frekvenční analýza

Fourierova transformace (FT) je základním nástrojem analýzy signálů ve frekvenční oblasti. Vychází z myšlenky, že každý signál lze složit z nekonečného množství sinusových signálů. Výpočtem Fourierovy transformace získáme Fourierovy koeficienty. [12], [19]

Krátkodobá Fourierova transformace vychází z algoritmu Rychlé Fourierovy transformace (FFT). FFT vychází z integrální Fourierovy transformace, která převede diskrétní stacionární časový signál do frekvenční oblasti rozložením na nekonečně mnoho harmonických funkcí. [19], [20]

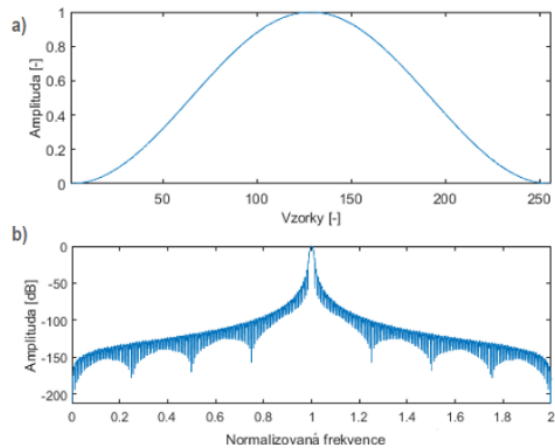
Mezi základní zobrazení časově-frekvenční analýzy patří spektrogram, který se vypočítá pomocí krátkodobé Fourierovy transformace (STFT). Tato metoda se používá k analýze nestacionárního signálu, která jej rozděluje na dostatečně malé časové úseky. Na tyto úseky je poté aplikována transformace a počítáno spektrum. Důležitým parametrem u STFT je typ okna, které má vliv na záznam. Toto okno reprezentuje délku úseku, na kterém je spektrum počítáno. Okno se poté posouvá v čase. Čím delší je okno, tím dochází k přesnější informaci o frekvencích, ovšem informace o čase klesá. Obráceně tomu bude, když okno bude kratší. V tomto případě bude časové rozlišení přesnější, ovšem frekvence bude méně rozlišitelná. Proto je důležité vhodně zvolit délku okna. [19], [21]

Spektrogram je 3D graf, který zobrazuje intenzitu (výkon) frekvenčních složek signálu v čase. Spektrogram bývá většinou zobrazován jako 2D graf, jako pohled shora na původní 3D graf. Velikosti jednotlivých spektrálních čar jsou rozlišeny pomocí barevné škály. Byl zrealizován pomocí funkce `spektrogram` v prostředí MATLAB. Tato funkce umožňuje nastavení parametrů, a to tvar a délku okenní funkce, počet bodů, překrytí, počet bodů pro výpočet spektra a v neposlední řadě vzorkovací frekvenci signálu. V této bakalářské práci bylo použito okno s názvem Hann (Obrázek 7-1) a délkou okna 1024. Tato okenní funkce disponuje dobrým frekvenčním a amplitudovým rozlišením pro náhodné signály. [22]

Je dána vztahem (2):

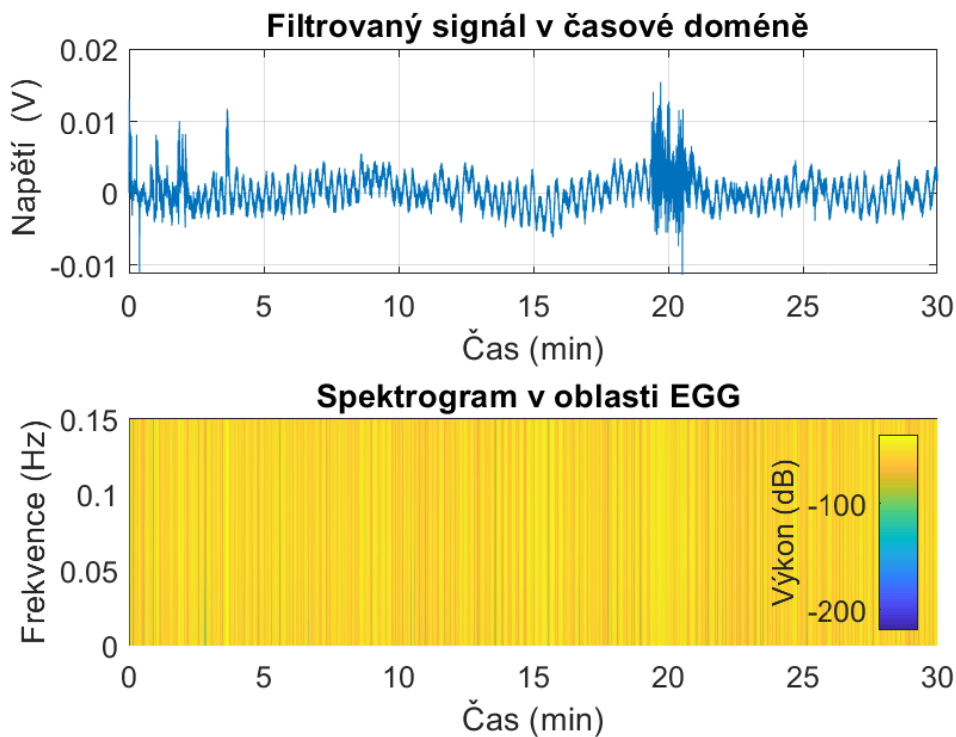
$$STFT(n, k) = \sum_{m=-\infty}^{\infty} x(m+n)w(m)e^{-\frac{i\omega k}{N}}, \quad (2)$$

kde N je počet prvků, x signál, w nastavení okenní funkce, k nabývá hodnot 1, 2, 3.. [23]

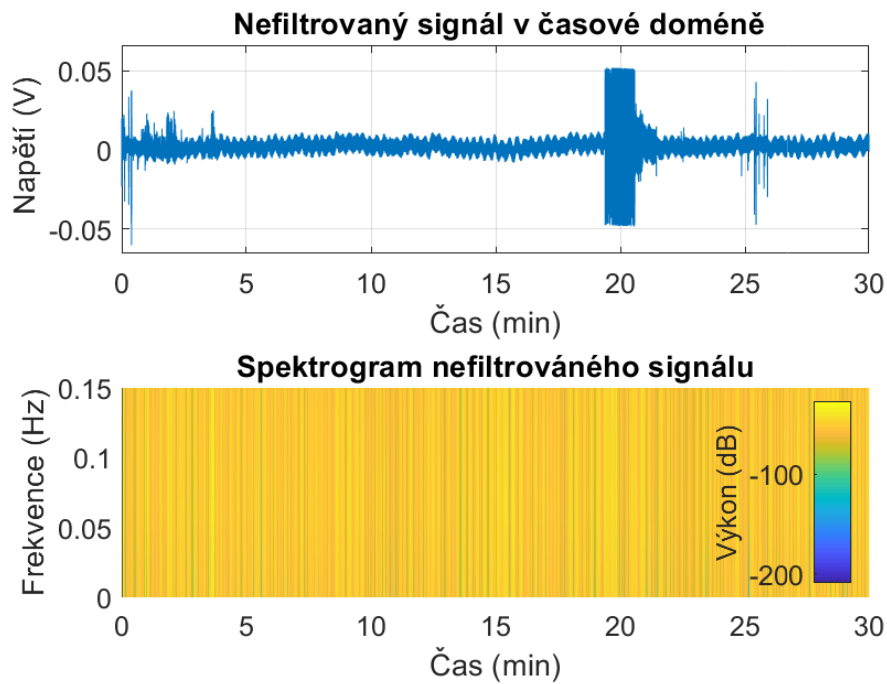


Obrázek 7-1 a) Hannovo okno, b) frekvenční spektrum [19], upraveno

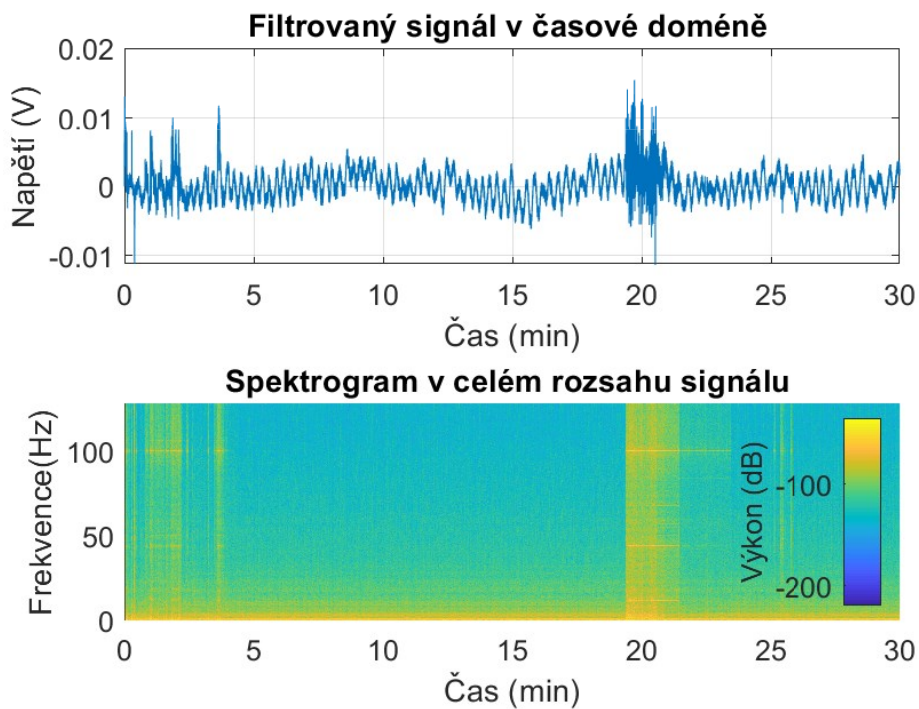
Na následujících grafech byla porovnávána spektra před a po filtraci. Na obrázku (Obrázek 7-4) je možné vidět spektrogram v celém rozsahu frekvencí. V grafu je patrné, že požadovaný signál se nachází na velmi nízkých frekvencích. Proto byl signál upraven k následnému porovnání a analýze na amplitudu poukazující na EGG signál a frekvence blízké pomalé gastrické vlně od 0,02–0,15 Hz (Tabulka 1). Graf (Obrázek 7-2) znázorňuje spektrogram filtrovaného signálu v EGG pásmu frekvencí. Spektrum nefiltrovaného signálu (Obrázek 7-3) se značně liší, a to ve změnách intenzity na nízkých kmitočtech.



Obrázek 7-2 Spektrogram filtrovaného signálu v pásmu frekvencí EGG a) filtrovaný signál na základě WT (vlnka-db10, stupeň rozkladu-5, prahování-sqtwolog (univerzální), s (měkké), změna měřítka-mln), b) spektrogram (Hann, délka „okna“ 1024)



Obrázek 7-3 Spektrogram nefiltrovaného signálu v pásmu frekvencí EGG a) nefiltrovaný signál na základě WT (vlnka-db10, stupeň rozkladu-5, prahování-sqtwolog (univerzální), s (měkké), změna měřítka-mln), b) spektrogram (Hann, délka „okna“ 1024)

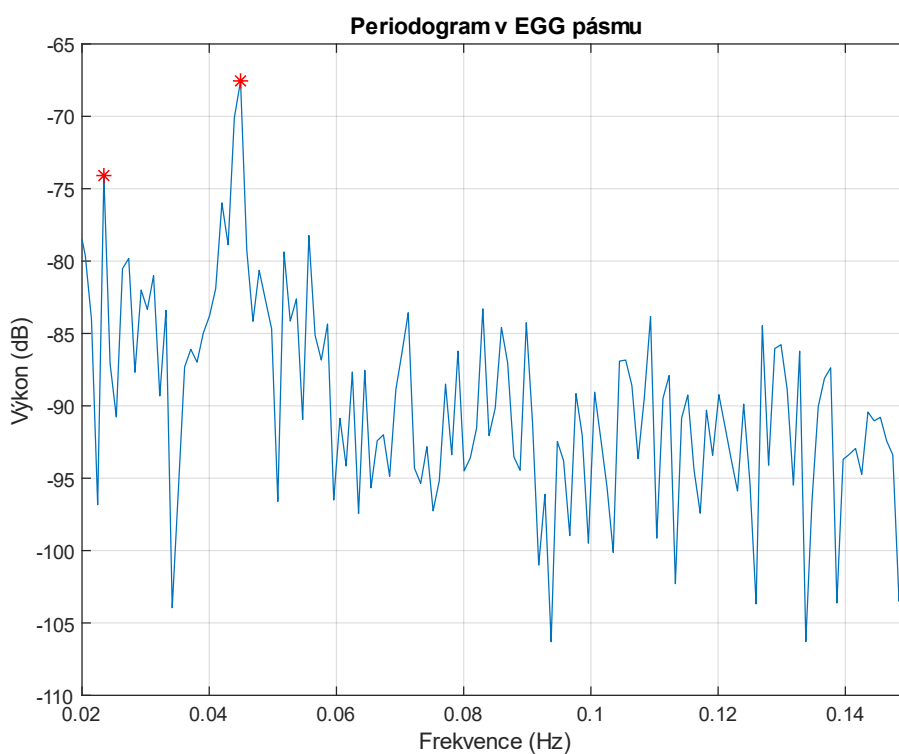


Obrázek 7-4 Spektrogram filtrovaného signálu v celém pásmu frekvencí a) filtrovaný signál na základě WT (vlnka-db10, stupeň rozkladu-5, prahování-sqtwolog (univerzální), s (měkké), změna měřítka-mln), b) spektrogram (Hann, délka „okna“ 1024)

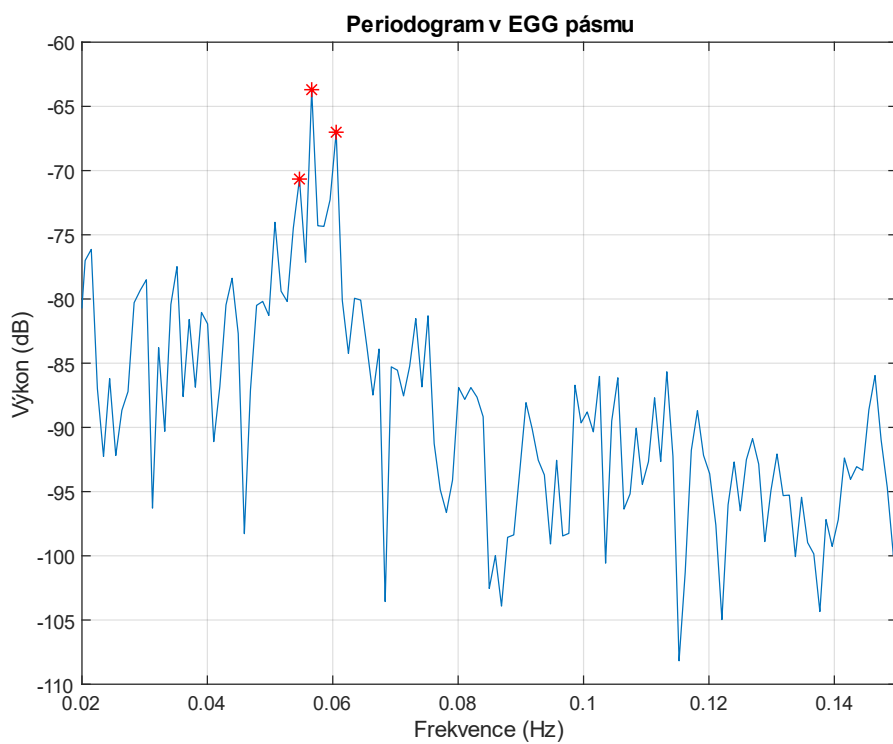
Periodogram (Obrázek 7-7) znázorňuje výkonovou spektrální hustotu signálu. Jedná se tedy o rozložení výkonu kolem frekvenční osy. Stejně jako u spektrogramu musel být signál omezen na pásmo EGG frekvencí, a to na hodnoty 0,02–0,15 Hz. Na následujících grafech (Obrázek 7-5) (Obrázek 7-6) lze vyčíst největší výkon na frekvenci v hodnotách 0,04–0,6 Hz. Jelikož fyziologické rozmezí EGG signálu se pohybuje v hodnotách 0,03–0,6 Hz je patrné, že signál vykazuje správný průběh. Periodogram je vypočítán podle následujícího vztahu (3):

$$PSD(k) = \frac{1}{N} \left| \sum_{i=0}^{N-1} \left(f(i) e^{-i\frac{2\pi}{N}k} \right) \right|^2, \quad (3)$$

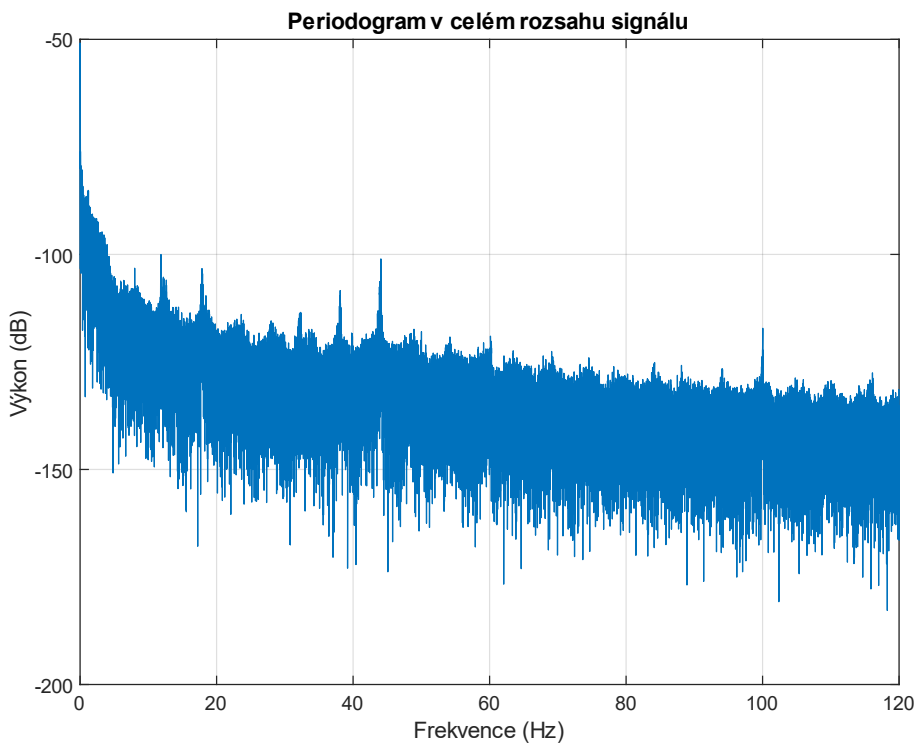
kde N je počet prvků, k nabývá hodnot 1, 2, 3..[24]



Obrázek 7-5 Ukázka periodogramu s vyznačenými dominantními peaky na lačno v pásmu frekvencí 0,02-0,15 Hz



Obrázek 7-6 Ukázka periodogramu s vyznačenými dominantními peaky po pevné stravě v pásnu frekvencí 0,02-0,15 Hz



Obrázek 7-7 Ukázka periodogramu v celém rozsahu signálu

8 Vyhodnocení diagnostické informace EGG signálu

Snímané signály byly zkoumány z hlediska míry podobnosti v časové a časově-frekvenční oblasti. Pro zhodnocení míry podobnosti jednotlivých spekter a signálů byla jako ukazatel použita střední kvadratická chyba (MSE) a koeficient korelace.

1. Střední kvadratická chyba

Střední kvadratická chyba (MSE) je jednou z nejpoužívanějších metod pro hodnocení kvality signálu. Byla aplikována jako ukazatel rozdílnosti dvou spekter. Hodnota je vždy nezáporné číslo. Platí pravidlo, čím je hodnota MSE menší, tím jsou dva hodnocené objekty podobnější. V prostředí MATLAB se pro výpočet používá příkaz `immse(X1, X2)`. [24], [25]

Pro dvourozměrný obrazový signál (spektrogram) je dán vztahem (4):

$$MSE = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (X_1(i) - X_2(i))^2, \quad (4)$$

kde X_1 a X_2 představují rozdíl dvou matic spektrogramu, N počet prvků matice. [24]

2. Koeficient korelace

Korelace udává míru podobnosti a vzájemné závislosti dvou vektorů nebo matic. Výstupní hodnota se nazývá korelační koeficient (R) a nabývá hodnot od -1 do 1. Čím je hodnota koeficientu blíže -1 nebo 1, tím jsou si objekty v oblasti zpracování podobnější. [24], [25]

Korelační koeficient je dán vztahem (5):

$$R = \frac{\sum_{i=1}^N (A(i) - \bar{A})(B(i) - \bar{B})}{\sqrt{\sum_{i=1}^N (A(i) - \bar{A})^2 (B(i) - \bar{B})^2}}, \quad (5)$$

kde R je výsledná hodnota, N počet prvků matice, A a B matice spektrogramu a jejich průměry \bar{A} , \bar{B} . [24]

Poté byla zmapována korelace spektrální výkonové hustoty signálu a vymezen dominantní peak. Korelační koeficient a střední kvadratická chyba byla použita u všech probandů pro tři měření. Signály a spektra byla hodnocena vzájemně mezi požitou stravou, aby bylo možné detekovat rozdílnost trendu. K analýze byl z výsledků sestaven průměr hodnot, které jsou sepsány do níže uvedených tabulek a grafů. Výsledné hodnoty jednotlivých probandů jsou uvedeny v příloze.

8.1 Výsledky měření č.1

V následujících tabulkách a grafech je uveden průměr hodnot deseti probandů z prvního měření (5.2). Signály a spektra byla mezi sebou porovnávána vůči třem etapám měření. Nejprve byl porovnáván signál a spektrum ve stavu na lačno se stavem po požití jogurtu, poté se stavem po pevné stravě, a

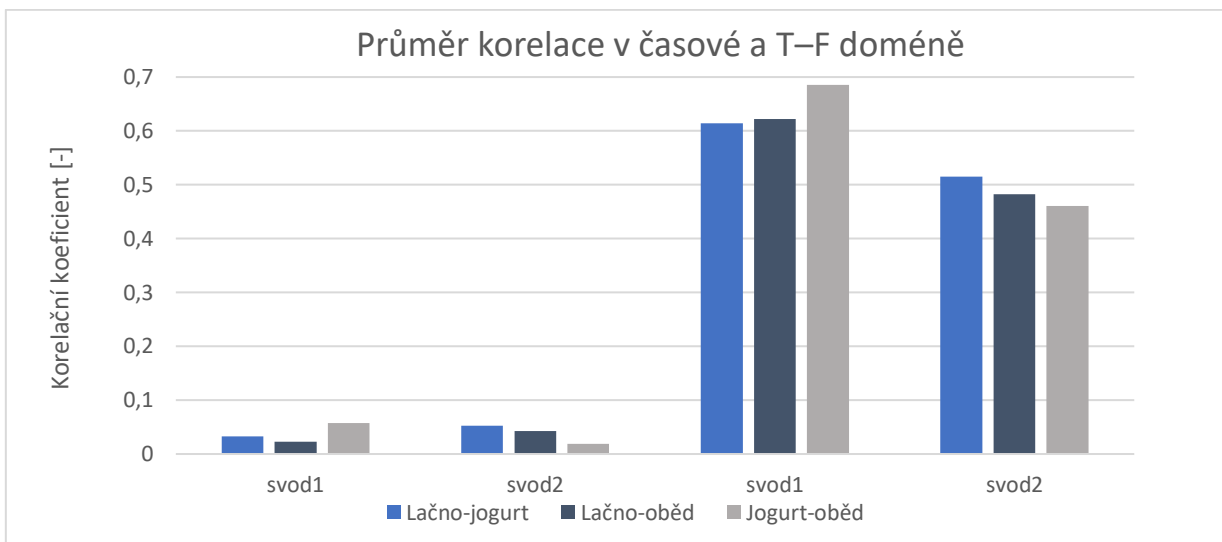
nakonec byla porovnávána data mezi jogurtem a pevnou stravou. V obou případech vyšla pozitivní asociace, přímá korelace.

Z hlediska časové domény je patrné, že EGG signál je špatně interpretovatelný. Korelační koeficient pro signál v časové doméně se nachází ve skupině velmi slabé korelace. Hodnoty korelačního koeficientu jsou tedy velice nízké a statisticky nevýznamné. Z tohoto důvodu se signál EGG zejména hodnotí ve frekvenční a t-f doméně. Z tabulky (Tabulka 3) je možné vyčíst, že výsledné hodnoty pro první svod (horizontální) vykazují přesnější výsledky než pro druhý svod (vertikální). Tento fakt byl již zřejmý při zpracování signálu. Nejsilnější korelace se vyskytuje u vztahu jogurt-oběd a nejnižší u testování vztahu lačno-oběd pro první svod. Naopak pro druhý svod nejsilnější korelace platí pro porovnání lačno-jogurt a nejslabší pro jogurt-oběd.

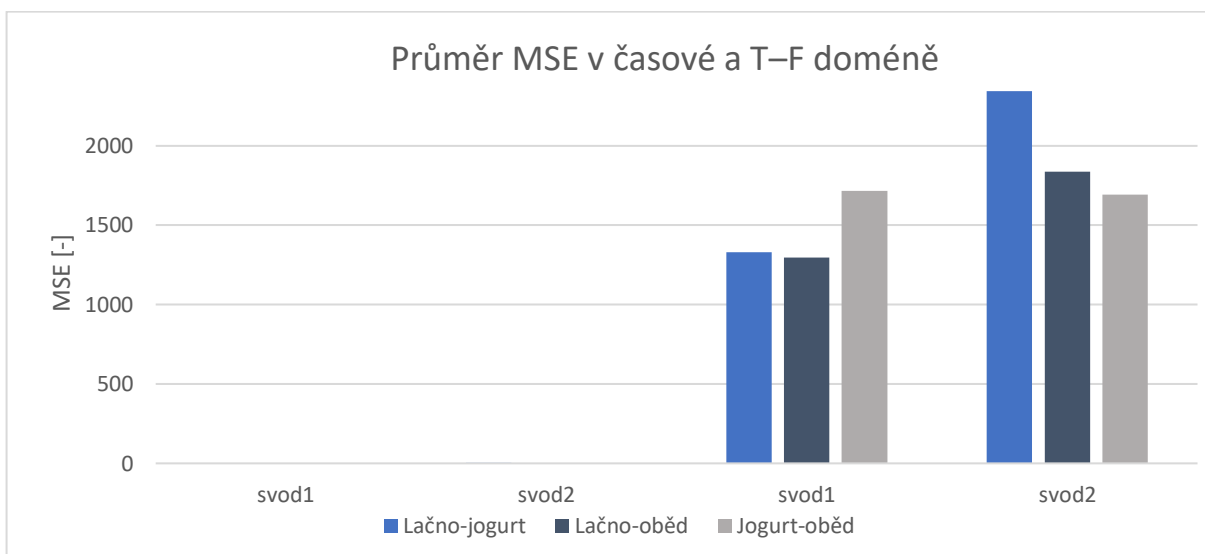
Z hlediska porovnání MSE můžeme říci, že signály jsou velice odlišné. Hodnoty střední kvadratické chyby se v časově-frekvenční doméně pohybují v řádech tisíců. V časové oblasti můžeme vidět velkou shodu, ovšem na tyto hodnoty je důležité přihlížet s tím, že se opět jedná o časovou doménu. Pro přesnější demonstraci výsledných hodnot byly zhotoveny grafy (Obrázek 8-1) (Obrázek 8-2).

Tabulka 3 Porovnání výsledku korelace a MSE pro měření č.1

Měření č.1				
Korelace				
Průměr hodnot probandů	Signál v čase		T-F Analýza	
	Svod 1	Svod 2	Svod 1	Svod 2
Lačno-jogurt	0,03314	0,05214	0,62433	0,5156
Lačno-oběd	0,02276	0,04264	0,61244	0,48284
Jogurt-oběd	0,05705	0,01921	0,68546	0,46057
MSE				
Průměr hodnot probandů	Signál v čase		T-F Analýza	
	Svod 1	Svod 2	Svod 1	Svod 2
Lačno-jogurt	0,000368379	0,015399207	1331,46309	2346,258
Lačno-oběd	0,000044522	0,00004305	1297,07196	1837,439
Jogurt-oběd	0,000492062	0,00006215	1717,58795	1693,001



Obrázek 8-1 Graficky znázorněný průměr korelačního koeficientu v časové a časově-frekvenční doméně pro měření č.1

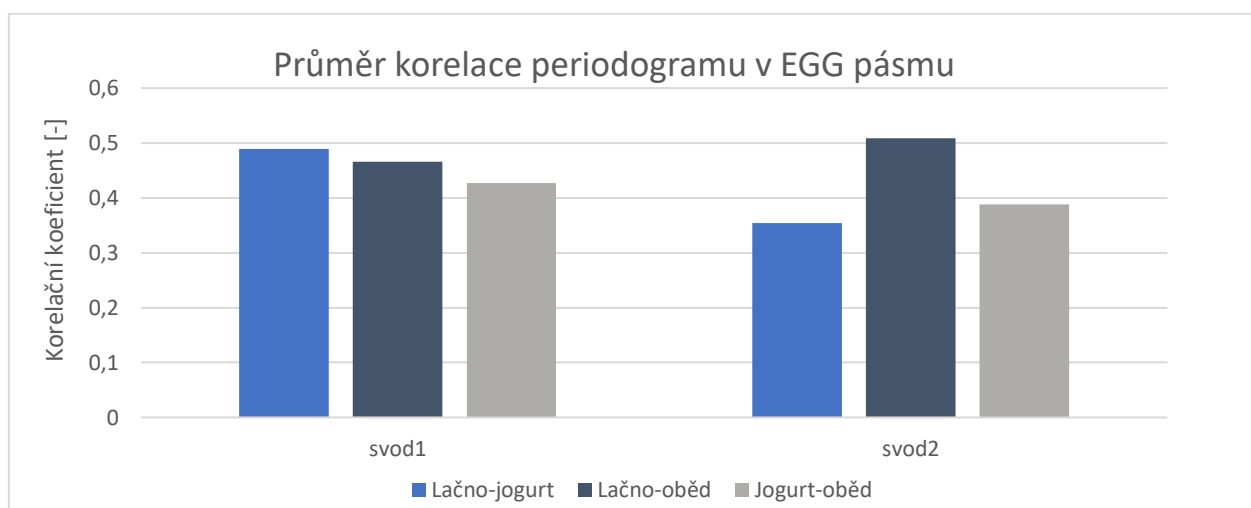


Obrázek 8-2 Graficky znázorněný průměr MSE v časové a časově-frekvenční doméně pro měření č.1

Následující tabulka znázorňuje zmapování dominantního peaku a korelačního koeficientu periodogramu v EGG pásmu frekvencí. Z této tabulky (Tabulka 4) je patrné, že pro průměr hodnot výkonu prvního svodu s podáním potravy rostl. Na lačno byla hodnota výkonu -78,73 dB po podání jogurtu -76,95 dB a nakonec po pevné stravě -73,94.dB Při mapování výkonu druhého svodu výkon po jogurt vzrostl na hodnotu -71,02, dB ale během podání pevné stravy se opět snížil na -74,58 dB. Frekvence se ve všech případech nacházela ve fyziologických hodnotách. Koeficienty vykazovaly přímou korelaci. Nejsilnější korelace se vyskytuje při snímání pomocí druhého svodu u vztahu lačno-oběd a nejnižší u testování vztahu lačno-jogurt, jak je možné vidět v grafu (Obrázek 8-3).

Tabulka 4 Porovnání a znázornění výsledku dominantního peaku a korelačního koeficientu periodogramu pro měření č.1

Měření č.1						
Průměr dominantního peaku						
Průměr hodnot probandů	Před jídlem		Po jogurtu		Po obědě	
	Svod 1	Svod 2	Svod 1	Svod 2	Svod 1	Svod 2
Frekvence (Hz)	0,04987	0,06543	0,04785	0,03906	0,05273	0,03809
Výkon (dB)	-78,73	-80,38	-76,95	-71,02	-73,94	-74,58
Korelace						
Průměr hodnot probandů	Korelace periodogramu v EGG pásmu					
	Svod 1			Svod 2		
Lačno–jogurt	0,48863			0,35358		
Lačno–oběd	0,46616			0,50868		
Jogurt–oběd	0,42668			0,38812		



Obrázek 8-3 Graficky znázorněný průměr korelačního koeficientu periodogramu pro měření č.1

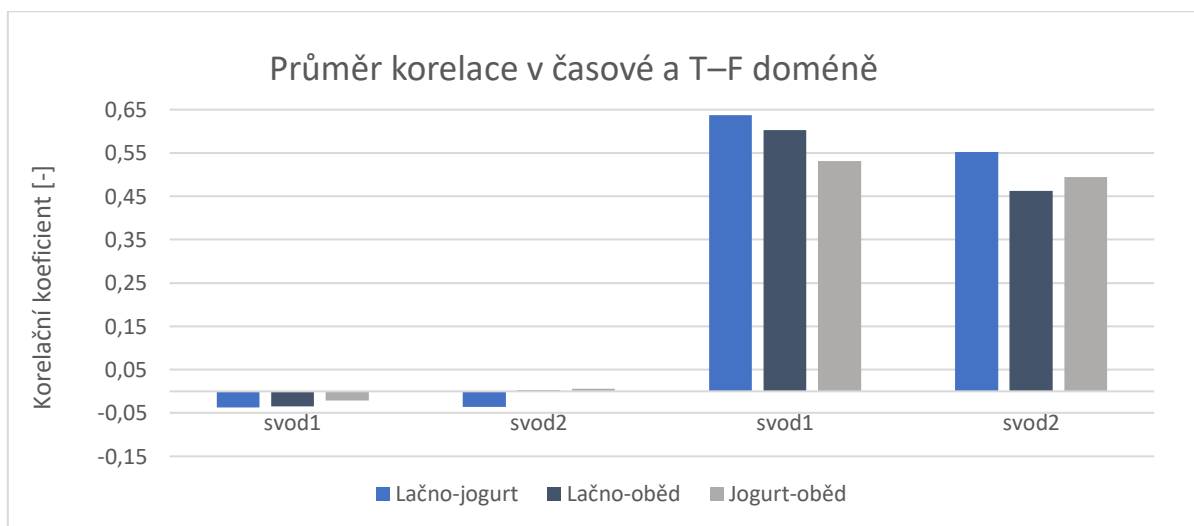
8.2 Výsledky měření č.2

Následující hodnocení se týká druhého měření (5.3). V příložených grafech a tabulkách jsou demonstrovány výsledky, jejichž hodnoty se liší od předešlého měření. Z tabulky (Tabulka 5) lze vyčíst, že při posouzení z hlediska zobrazení v časové doméně prvního svodu se jedná o negativní asociaci, nepřímou korelaci. Z výsledku byly zhotoveny také grafy pro přesnější orientaci v hodnotách korelačních koeficientu (Obrázek 8-4) a MSE (Obrázek 8-5). Během hodnocení z hlediska časově-frekvenční domény je možno vyhodnotit, že výsledky prvního svodu jsou přesně opačné výsledkům z prvního měření. Nejsilnější korelace prvního svodu se vyskytuje u vztahu lačno–oběd a nejnižší u testování vztahu jogurt–oběd. Při posuzování výsledku získaného pomocí druhého svodu se interpretace korelace ve vztahu lačno–oběd nachází v rozmezí podstatné až velmi silné a vztah lačno–jogurt odpovídá střednímu rozmezí.

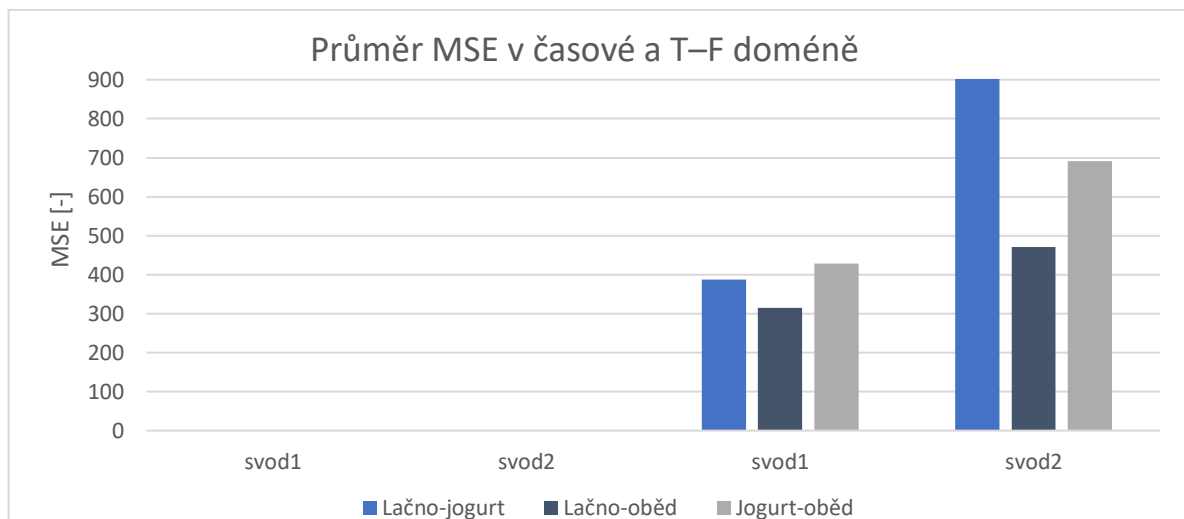
Hodnoty střední kvadratické chyby se také lišily od hodnot z prvního měření. Hodnocení MSE v časově-frekvenční oblasti vykazovalo větší podobnost spekter. Největší podobnost se objevila ve stavu lačno–oběd, a naopak nejmenší podobnost v porovnání lačno–jogurt.

Tabulka 5 Porovnání výsledku korelace a MSE pro měření č.2

Měření č.2				
Korelace				
Průměr hodnot probandů	Signál v čase		T-F Analýza	
	Svod 1	Svod 2	Svod 1	Svod 2
Lačno–jogurt	-0,03697	-0,03616	0,63776	0,55189
Lačno–oběd	-0,03441	0,00234	0,6026	0,46304
Jogurt–oběd	-0,02071	0,00641	0,53085	0,49409
MSE				
Průměr hodnot probandů	Signál v čase		T-F Analýza	
	Svod 1	Svod 2	Svod 1	Svod 2
Lačno–jogurt	2,75204E-05	0,000040244	387,03123	914,2311
Lačno–oběd	2,06776E-05	3,48876E-05	315,19519	471,2514
Jogurt–oběd	2,6743E-05	6,79951E-05	429,10317	691,1676



Obrázek 8-4 Graficky znázorněný průměr korelačního koeficientu v časové a časově-frekvenční doméně pro měření č.2



Obrázek 8-5 Graficky znázorněný průměr MSE v časové a časově-frekvenční doméně pro měření č.2

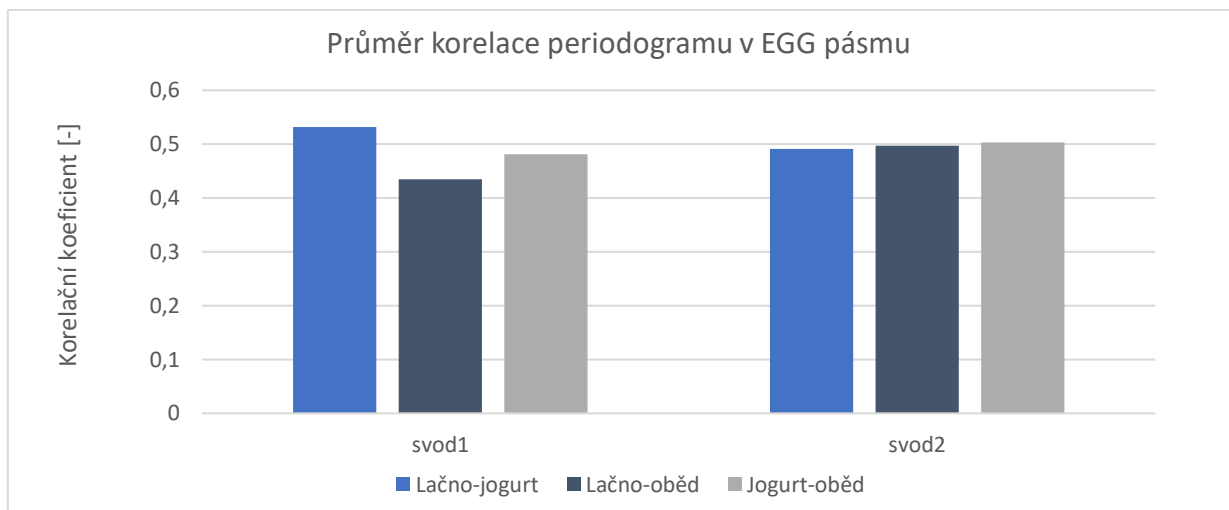
Následující hodnocení se týká interpretace výsledků spektrální výkonové hustoty signálu druhého měření. Z tabulky (Tabulka 6) je patrné, že stejně jako u prvního měření výkon s podáním potravy vzrůstal. Dokonce v tomto případě vzrůstal jak pro první, tak pro druhý svod. Hodnoty frekvencí se opět nacházely ve fyziologických hodnotách.

Co se týče korelace, z grafu (Obrázek 8-6) můžeme vyčíst, že se hodnoty koeficientů pro druhý svod, při porovnání různých stavů, mění v zanedbatelné odchylce. Při posuzování výsledku získaného pomocí prvního svodu se hodnoty odchylovaly. Největší korelaci vypovídaly hodnoty v porovnání lačno–jogurt a nejmenší lačno–oběd. Porovnáme-li tyto hodnoty s prvním měřením můžeme říci, že v případě prvních svodů, které byly pro obě měření horizontální, se nachází nejvyšší a nejnižší korelace u stejných posuzovaných stavů.

Z výsledků pro hodnoty výkonu a korelačního koeficientu usuzují, že pro zmapování spektrální výkonové hustoty mají větší vypovídající hodnotu horizontální svody.

Tabulka 6 Porovnání a znázornění výsledku dominantního peaku a korelačního koeficientu periodogramu pro měření č.2

Měření č.2						
Průměr dominantního peaku						
Průměr hodnot probandů	Před jídlem		Po jogurtu		Po obědě	
	Svod 1	Svod 2	Svod 1	Svod 2	Svod 1	Svod 2
Frekvence (Hz)	0,046534	0,041027	0,049747	0,046756	0,049291	0,040528
Výkon (dB)	-74,614	-73,434	-72,365	-72,968	-70,949	-72,165
Korelace						
Průměr hodnot probandů	Korelace periodogramu v EGG pásnu					
	Svod 1			Svod 2		
Lačno–jogurt	0,53141			0,49123		
Lačno–oběd	0,43494			0,49676		
Jogurt–oběd	0,48158			0,50281		



Obrázek 8-6 Graficky znázorněný průměr korelačního koeficientu periodogramu pro měření č.2

8.3 Výsledky měření č.3

Třetím a zároveň posledním měřením bylo měření čtyř-kanálové (5.4). Posuzujeme-li korelaci v časové doméně, můžeme z tabulky (Tabulka 7) vyčíst, že vykazuje jak přímou, tak nepřímou korelaci. Při hodnocení v časově-frekvenční doméně se stejně jako u předešlých měření jedná o přímou korelaci. Při analýze korelace v časově-frekvenční doméně je možné usoudit, že se hodnoty korelačního koeficientu mezi jednotlivými svody příliš neliší. Nejsilnější korelace se nachází v porovnání lačno–oběd a nejnižší u testování vztahu lačno–oběd.

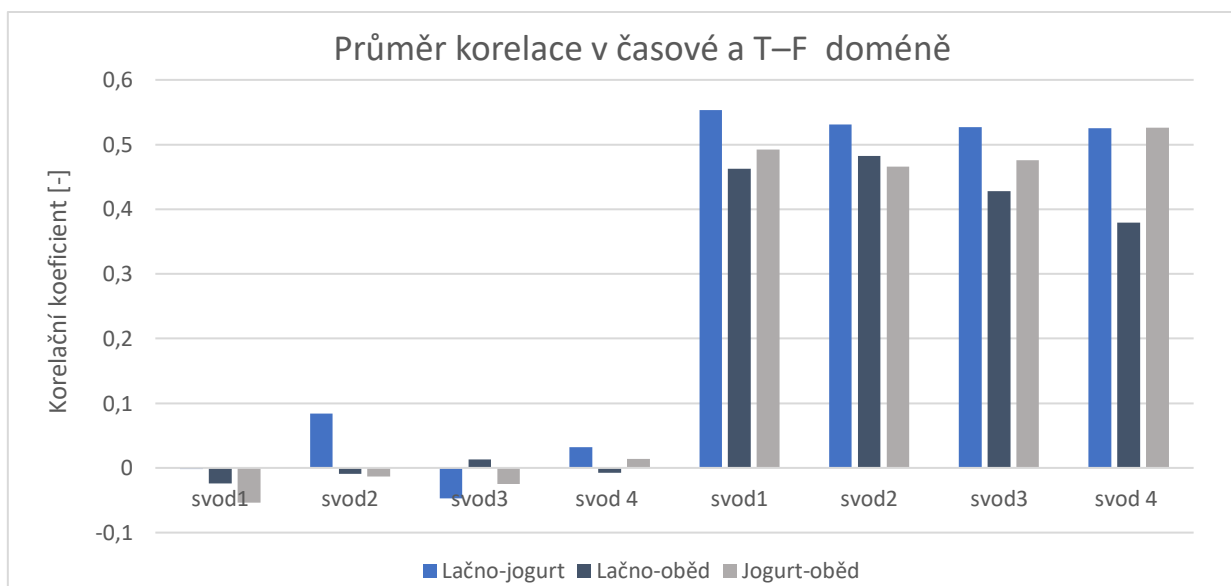
Při analýze se střední kvadratickou chybou již můžeme mezi svody vidět rozdíl (Tabulka 8). Tato metoda porovnání vykazovala největší rozdíly mezi svody v jedné oblasti zkoumání, například pro porovnání jogurt–oběd má čtvrtý svod hodnotu MSE nejvyšší rozdílnosti a zároveň hodnota MSE pro druhý svod udává nejmenší rozdílnost. Střední kvadratická chyba se mírou rozdílnosti spíše ztotožňovala s druhým měřením. Z výsledku byly zhotoveny také grafy pro přesnější orientaci v hodnotách korelačních koeficientu (Obrázek 8-7) a MSE (Obrázek 8-8).

Tabulka 7 Porovnání výsledku korelačního koeficientu v časové a časově-frekvenční doméně signálu pro měření č.3

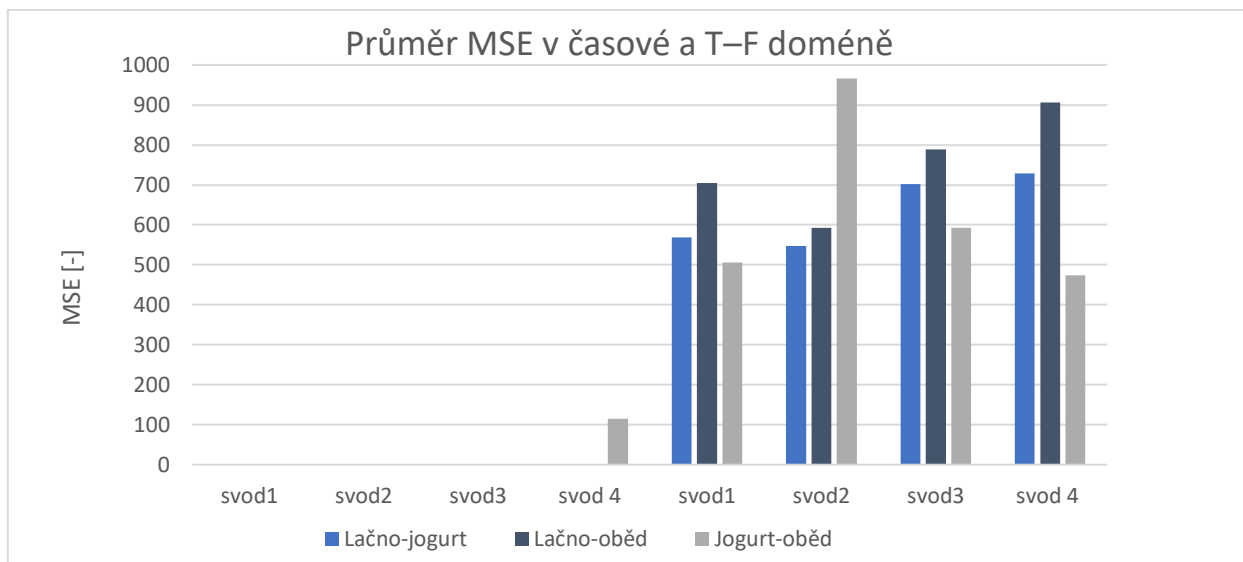
Měření č.3				
Korelace signálu v časové doméně				
Průměr hodnot probandů				
	Svod 1	Svod 2	Svod 3	Svod 4
Lačno–jogurt	-0,00166	0,08433	-0,04745	0,03241
Lačno–oběd	-0,02403	-0,00928	0,01276	-0,00733
Jogurt–oběd	-0,05341	-0,01314	-0,025092084	0,013544444
Korelace v časově-frekvenční doméně				
Průměr hodnot probandů				
	Svod 1	Svod 2	Svod 3	Svod 4
Lačno–jogurt	0,55303	0,5313	0,52697	0,5252
Lačno–oběd	0,46291	0,48273	0,4278	0,37959
Jogurt–oběd	0,49262	0,46622	0,47596	0,525789

Tabulka 8 Porovnání výsledku MSE v časové a časově-reknevční doméně signálu pro měření č.3

Měření č.3				
MSE signálu v časové doméně				
Průměr hodnot probandů				
	Svod 1	Svod 2	Svod 3	Svod 4
Lačno–jogurt	1,9343E-05	2,54235E-05	2,30876E-05	2,65911E-05
Lačno–oběd	4,02985E-05	3,55539E-05	4,15083E-05	3,82808E-05
Jogurt–oběd	4,73875E-05	2,87077E-05	4,83619E-05	115,100044
MSE v časově-frekvenční doméně				
Průměr hodnot probandů				
	Svod 1	Svod 2	Svod 3	Svod 4
Lačno–jogurt	569,11882	547,24872	702,23315	728,70501
Lačno–oběd	704,9957	592,44903	788,38826	905,55033
Jogurt–oběd	506,22926	965,58523	593,24281	474,36222



Obrázek 8-7 Graficky znázorněný průměr korelačního koeficientu v časové a časově-frekvenční doméně pro měření č.3



Obrázek 8-8 Graficky znázorněný průměr MSE v časové a časově-frekvenční doméně pro měření č.3

Stejně jako v předešlých případech i k tomuto měření byla zmapována průměrná hodnota dominantního peaku výkonu. V tomto případě nevykazují hodnoty vzrůstající průběh výkonu po jídle jako v předešlém měření. Z tabulky (Tabulka 9) je možné pozorovat, že při požití jogurtu se hodnoty výkonu snížily a po obědě opět zvýšily. Tento průběh je totožný s měřením č.1 při vertikálním svodu. Postupně zvyšující se výkon můžeme pozorovat pouze v případě třetího svodu.

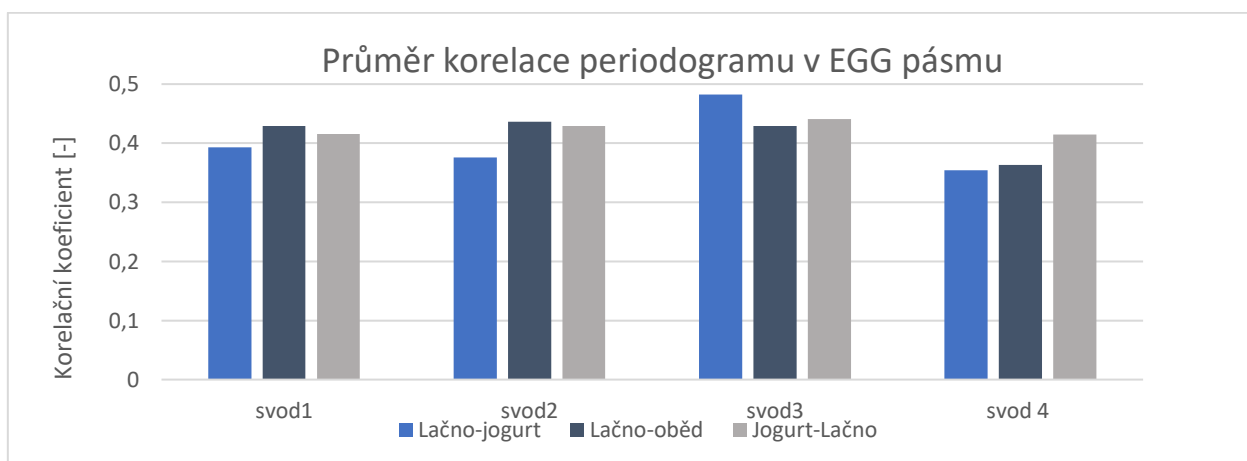
Z hlediska porovnání korelačního koeficientu periodogramu můžeme říci, že je jedná o přímou korelaci, jak je možné vyčíst z tabulky (Tabulka 10). Pro přesnější demonstraci výsledných hodnot byly zhotoven graf (Obrázek 8-9). Nejvyšší korelace na nacházela při porovnávání jogurt-oběd a nejnižší při lačno-jogurt.

Tabulka 9 Porovnání a znázornění výsledku dominantního peaku periodogramu pro měření č.3

Měření č.3					
Průměr dominantního peaku					
Průměr hodnot probandů		Svod 1	Svod 2	Svod 3	Svod 4
Před jídlem	Frekvence (Hz)	0,039551	0,042386	0,046093	0,090725
	Výkon (dB)	-74,471	-75,793	-76,507	-76,511
Po jogurtu	Frekvence (Hz)	0,043746	0,046384	0,080859	0,046191
	Výkon (dB)	-76,069	-75,858	-75,192	-77,612
Po obědě	Frekvence (Hz)	0,044531	0,045509	0,050196	0,047539
	Výkon (dB)	-74,026	-74,375	-72,372	-72,114

Tabulka 10 Porovnání korelačního koeficientu periodogramu pro měření č.3

Měření č.3				
Korelace				
Průměr hodnot probandů	Korelace periodogramu v EGG pásmu			
	Svod 1	Svod 2	Svod 3	Svod 4
Lačno–jogurt	0,39329	0,37632	0,48223	0,35444
Lačno–oběd	0,42951	0,43643	0,42906	0,36364
Jogurt–oběd	0,41576	0,42946	0,44069	0,4147



Obrázek 8-9 Graficky znázorněný průměr korelačního koeficientu periodogramu pro měření č.3

9 Návrh laboratorní úlohy

Závěrem bakalářské práce je navrhnu edukativní laboratorní úlohu. Studenti se pomocí této úlohy seznámí s vlnkovou transformací a její aplikací v prostředí MATLAB. Dále se seznámí s časově-frekvenční spektrem a výkonovou spektrální hustotu signálu. V neposlední řadě budou zkoumat míru podobnosti zobrazených signálu a spekter pomocí korelačního koeficientu a střední kvadratické chybě. Pro sběr dat byl zvolen způsob druhého měření. Z hodnocení (8.2) se domnívám, že je nejvhodnější pro edukativní účely.

9.1 1 MĚŘENÍ A ZPRACOVÁNÍ EGG SIGNÁLU

9.1.1 1.1 Cíl úlohy

Prostřednictvím této laboratorní úlohy se naučíte:

- měřit elektrickou aktivitu žaludku.
- chápat postup zpracování signálu pomocí aplikace vlnkové transformace.
- vymezit charakteristické příznaky EGG signálu.
- seznámit se s biozesilovačem g.USBamp firmy g.tec.

9.1.2 1.2 Zadání

1. Změřte EGG signál.
2. Snímaný signál předzpracujte.
3. Zobrazte časově-frekvenční spektrum a výkonovou spektrální hustotu signálu.
4. Analyzujte výsledky měření.

9.1.3 1.3 Předpokládané znalosti

Pro tuto úlohu se vyžaduje nastudování:

- softwarové prostředí MATLAB.
- parametry EGG signálu.
- aplikace vlnkové transformace.
- časově-frekvenční charakteristiky.
- použití funkcí `corrcoef`, `immse`.

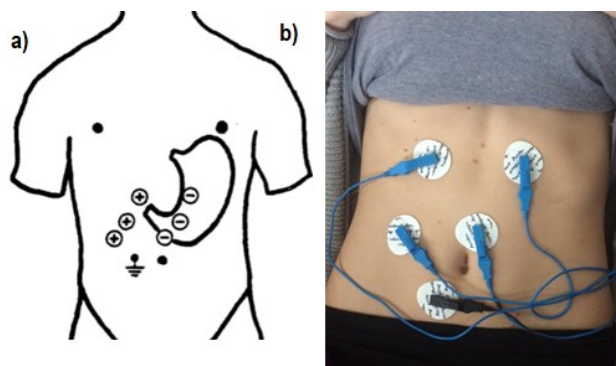
9.1.4 1.4 Použité vybavení

- PC
- MATLAB
- USB kabel
- Biozesilovač g.USBamp firmy g.tec
- EKG elektrody (Ag/AgCl)
- Testovací strava pro vyvolání aktivity žaludku

9.1.5 1.5 Teoretický rozbor

Elektrogastrografie (EGG) se řadí mezi jednu z diagnostických metod, při které je snímán a zaznamenáván bioelektrický potenciál žaludku. Výsledný signál se nazývá elektrogastrogram a je pořizován přístrojem zvaný elektrogastograf. Výstupem je elektrogastrografická křivka, kterou je dále možno hodnotit a eliminovat případné artefakty. Doposud neexistuje jednotný standardizovaný systém rozmístění elektrod, proto jsou pouze stanoveny doporučené postupy snímání. EGG signál má nízkou frekvenci, běžně se uvádí 0,05 Hz a velmi malou amplitudu v rozmezí 10–500 μV . EGG záznam má pouze 3 cykly/min, což znamená, že je nutno signál natáčet 15–60 min. Vlastnosti testovacího jídla mají vliv na výslednou frekvenci záznamu. Frekvence EGG záznamu se zvýší po požití pevné stravy, naopak tomu je u tekutých jídel. Mezi hlavní pozorované parametry signálu patří dominantní frekvence a dominantní výkon. [6], [7]

V této laboratorní úloze byl způsob záznamu dat inspirován rozložením podle Browna, jak je uvedeno na obrázku a) (Obrázek 9-1). Přes gastro-duodenální oblast byly umístěny dva páry elektrod b) (Obrázek 9-1). Snímání bylo zrealizováno pomocí čtyř aktivních elektrod a jedné zemnicí. Horní dvojice byla umístěna na spojnici mezi pupkem a bradavkami. Třetí elektroda byla umístěna nad pupek a katoda 8 cm od ní vzdálená. Zemnicí elektroda bylo umístěna okolo pupku napravo. [16]



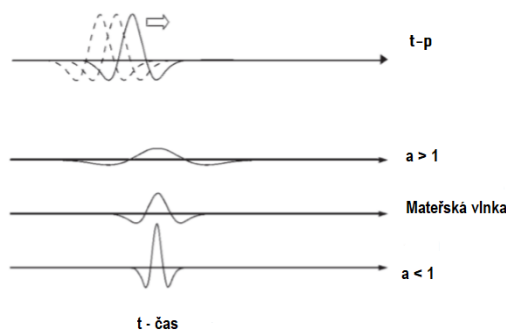
Obrázek 9-1 Rozložení EGG elektrod, [16] upraveno

Vlnková transformace (WT) je integrální transformaci umožňující časově-frekvenční popis signálu. Používá se k zjištění polohy a délky trvání daného jevu. Aplikuje se tehdy, když ji chceme použít i k odstranění šumu, extrakci příznaků, kompresi signálu, přesné lokalizaci prudkých změn signálu. WT je založena na báze funkci, jež se nazývá mateřská vlnka. Mateřská vlnka je kauzální finitní funkcí $\psi(t)$ s nulovou střední hodnotou. Vlnka určuje základní tvar, frekvenci a strmost. Vlnka osciluje pouze v okolí svého výskytu, což poskytuje dobrou prostorovou lokalizaci. [17]

Vlnková transformace je definována vztahem (6):

$$w(s, p) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \cdot \frac{1}{\sqrt{a}} \overline{\psi\left(\frac{t-p}{a}\right)} dt, \quad (6)$$

kde $f(t)$ znázorňuje analyzovaný signál, ψ značí vlnku, a měřítko, p udává polohu vlnky v čase, t je čas a člen $\frac{1}{\sqrt{a}}$ slouží k normalizaci energie vlnky během změny měřítka (Obrázek 9-2).



Obrázek 9-2 Vliv změny posunu a měřítka, [19] upraveno

K hodnocení EGG záznamu se používá časově-frekvenční analýza k vyjádření procentuálního zastoupení dominantní frekvence. Analýza nám podává informace o rozložení frekvencí v daném časovém okamžiku a jeho výkonu.

Fourierova transformace (FT) je základním nástrojem analýzy signálů ve frekvenční oblasti. Vychází z myšlenky, že každý signál lze složit z nekonečného množství sinusových signálů. Výpočtem Fourierovy transformace získáme Fourierovy koeficienty. Mezi základní zobrazení analýzy patří spektrogram, který se vypočítá pomocí krátkodobé Fourierovy transformace (STFT). Krátkodobá Fourierova transformace rozděluje signál na dostatečně malé časové úseky. Na tyto úseky je poté aplikována transformace a počítáno spektrum. Důležitým parametrem u STFT je typ okna, které má vliv na záznam. Toto okno reprezentuje délku úseku, na kterém je spektrum počítáno.[12], [19]

Spektrogram je 3D graf, který zobrazuje intenzitu frekvenčních složek signálu v čase. Spektrogram bývá většinou zobrazován jako 2D graf, jako pohled shora na původní 3D graf. Velikosti jednotlivých spektrálních čar jsou rozlišeny pomocí barevné škály. Tato funkce umožňuje nastavení parametrů, a to tvar a délku okenní funkce, počet bodů, překrytí, počet bodů pro výpočet spektra a v neposlední řadě vzorkovací frekvenci signálu. Periodogram znázorňuje výkonovou spektrální hustotu signálu. Jedná se tedy o rozložení výkonu kolem frekvenční osy. [22], [24]

9.1.6 1.6 Pracovní postup

Postup k bodu č. 1 zadání

- 1) Zapněte prostředí MATLAB a USB kabelem připojte biozesilovač.
- 2) V měřicím řetězci v Simulinku nastavte počet kanálu a vzorkovací frekvenci.
- 3) Aplikujte EKG elektrody (Ag/AgCl) na tělo probanda podle obrázku (Obrázek 9-1) z teoretického rozboru.
- 4) K získání EGG signálu proveďte měření ve třech etapách. Nejprve snímejte signál na lačno minimálně 20 minut, poté probandovi podejte bílý jogurt a začněte opět snímat minimálně 20 minut. V poslední části snímání proband sní pevnou stravu (nejméně 250 kcal) a dále natáčejte signál po dobu minimálně 30 minut.
- 5) Data uložte v podobě soubor.mat, aby s daty bylo možno dále pracovat.

Postup k bodu č. 2 zadání

- 1) Data nahrajte do prostředí MATLAB a zobrazte snímaný signál. Výsledný graf uložte a přiložte do protokolu.
- 2) Vzhledem k velké citlivosti biozesilovače ošetřete signál před vnějšími vlivy. K tomuto kroku použijte přepočítání mediánu amplitudy pomocí: $\text{med} = \text{median}(x)$.
- 3) Výsledný graf uložte a přiložte k protokolu. Dalším důležitým krokem při předzpracování signálu je korekce izolinie. K tomuto použijte polynomiální proložení 6. řádu pomocí funkce polyfit a polyval .
- 4) Výsledný graf uložte a přiložte do protokolu.
- 5) Na tento předzpracovaný signál aplikujte vlnkovou transformaci. Použijte funkci $\text{XD} = \text{wden}(X, \text{TPTR}, \text{SORH}, \text{SCAL}, \text{N}, \text{wname})$. V této funkci nastavíte prahování, změnu měřítka, stupně rozkladu a různé typy vlněk. Výsledné grafy uložte, přiložte do protokolu a okomentujte.

Postup k bodu č. 3 zadání

- 1) V následujícím bodě zobrazte časově-frekvenční spektrum signálu. Použijte funkci $[\sim, w, t, \text{psd}] = \text{spectrogram}(X, \text{okno}, \text{překrytí}, \text{nfft}, \text{vf})$ nastavte potřebné parametry a vyzkoušejte různé délky překrytí. Poté signál převed'te na jednotku [dB] ($\text{samp} = 20 * \log_{10}(\sqrt{\text{psd} * \text{enbw}(\text{okno}, \text{vf})} * \sqrt{2})$) a vykreslete pomocí funkce surf .
- 2) Zobrazte časově-frekvenční spektrum signálu bez a s aplikací WT. Výsledný signál zaznamenejte a okomentujte.
- 3) V následujícím bodě zobrazte výkonovou spektrální hustotu signálu. Použijte funkci $[\text{PS}, \text{fX}] = \text{periodogram}(X, \text{okno}, \text{nfft}, \text{fs})$ a nastavte potřebné parametry. Poté signál opět převed'te na jednotku [dB] a vykreslete.

Postup k bodu č. 4 zadání

- 1) Pro vyhodnocení míry podobnosti jednotlivých spekter použijte jako ukazatele střední kvadratickou chybu (MSE) a koeficient korelace. Použijte funkce corrcoef , immse a aplikujte je vždy mezi tři snímané signály. Výsledky zaznamenejte do tabulky (Tabulka 11) a okomentujte.
- 2) Z periodogramu extrahujte pásmo frekvencí charakteristické pro EGG a zaznamenejte dominantní peak do tabulky (Tabulka 12).

9.1.7 1.7 Výsledky

Výsledky k bodu č.1

Výsledky k bodu č.2

Výsledky k bodu č.3

Výsledky k bodu č.4

Tabulka 11 Výsledky korelace a MSE signálu v časové a časově-frekvenční doméně

Výsledky měření: Korelace				
Proband	Signál v čase		T-F Analýza	
	Svod 1	Svod 2	Svod 1	Svod 2
Lačno–jogurt				
Lačno–pevná strava				
Jogurt–pevná strava				
Výsledky měření: MSE				
Proband	Signál v čase		T-F Analýza	
	Svod 1	Svod 2	Svod 1	Svod 2
Lačno–jogurt				
Lačno–pevná strava				
Jogurt–pevná strava				

Tabulka 12 Zaznamenané hodnoty dominantního peaku

Výsledky měření: Dominantní peak						
Proband	Před jídlem		Po jogurtu		Po pevné stravě	
	Svod 1	Svod 2	Svod 1	Svod 2	Svod 1	Svod 2
Frekvence (Hz)						
Výkon (dB)						

9.1.8 1.8 Kontrolní otázky

- 1) Jakým fyziologickým způsobem vzniká elektrická aktivita žaludku?
- 2) Popište frekvenční rozložení EGG signálu. V jakém pásmu se nachází a určete pásmo frekvencí pro bradygastrie a tachygastrie.
- 3) Jak se projeví, při použití vlnkové transformace na signál, různé hodnoty stupně rozkladu?
- 4) Byl rozdíl mezi spektrogramem filtrovaného a nefiltrovaného signálu? Svou odpověď zdůvodněte.
- 5) Spektrum, jakých dvou signálů mělo při vyhodnocení nejvyšší a nejnižší míru podobnosti?

9.1.9 1.9 Doporučená literatura

- [1] ŠVÍGLEROVÁ, Jitka a Jana SLAVÍKOVÁ. *Fyziologie gastrointestinálního traktu. 2.*, upr. vyd. Praha: Karolinum, 2013. ISBN isbn978-80-246-2189-0.
- [2] ZAPLATÍLEK, Karel. *MATLAB®: začínáme se signály*. Brno: Tribun EU, 2015. Knihovnicka.cz. ISBN 978-80-263-0898-0.
- [3] KOCH, Kenneth L a Robert Morris STERN. *Handbook of electrogastrography*. New York: Oxford University Press, 2004.
- [4] PENHAKER, Marek a Martin AUGUSTYNEK. *Zdravotnické elektrické přístroje 1*. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013. ISBN 978-80-248-3107-7.

Závěr

Cílem této bakalářské práce bylo naměřit a zpracovat bioelektrickou aktivitu žaludku. Poté ze záznamu extrahovat charakteristické příznaky EGG a na základě vypočítaných výsledků zhotovit edukativní laboratorní úlohu.

První měření probíhalo bipolárně a bylo inspirováno studií, která se zabývá vyšetřením postprandiálního gastrického vyprazdňování hodnocené pomocí ultrasonografie. Druhé měření, které bylo taktéž bipolární vycházelo ze studie podle Browna. Na rozdíl od autorů studie v této práci byly použity pouze dva svody ze tří, neboť ve studii byla prokázána velmi nepřesná vypovídající hodnota z důvodu artefaktů vznikajících umístěním páru elektrod blízko srdci a plicím. Tato studie se také lišila v poloze probanda během snímání. Poslední měření bylo realizováno unipolárně.

Získané elektrogastrogramy musely být poté zpracovány pro správné vyhodnocení a zmapování charakteristických příznaku EGG. Ze záznamu byly odfiltrovány nežádoucí vnější artefaktů a provedena korekce izolinií. V této práci byla použita vlnková transformace k odfiltrování nežádoucích vlivů v podobě EKG signálu. Na základě předchozích výzkumů a testování bylo zjištěno, že je nejvhodnější použití s parametry stupně rozkladu odpovídá hodnotě 5, nejvhodnější mateřskou vlnku byla zvolena Daubechies 10, univerzální prahovací pravidlo a měkké prahování.

Dále byla zhotovena časově-frekvenční analýza pro extrakci charakteristických příznaku EGG signálu pomocí krátkodobé Fourierovy transformace a bylo zvoleno okno Hann s překrytím 1024.

V neposlední řadě bylo zapotřebí omezit signál k následnému porovnání a analýze na amplitudu poukazující na EGG signál a frekvence blízké pomalé gastrické vlně od 0,02-0,15 Hz. Poté byly signály zkoumány z hlediska míry podobnosti v časové a časově-frekvenční oblasti. K hodnocení jednotlivých spekter a signálů byla použita střední kvadratická chyba a koeficient korelace.

EGG signál byl hodnocen v časové a t-f doméně. Ze získaných výsledků vyplývá, že v časové oblasti jsou zcela nedostačující. Statisticky významné rozdíly se již nacházely v t-f doméně. Z vyhodnocení diagnostických informací EGG signálu bylo zjištěno, že pro zmapování spektrální výkonové hustoty měly větší přesnost horizontální svody. Během snímání pomocí těchto svodů se výkon po požití potravy zvyšoval. Z tohoto důvodu nebyl první způsob snímání dostačující, neboť pomocí vertikálních svodů byly zaznamenány velké rozdíly mezi hodnotami jednotlivých probandů. Statisticky nejvýznamnější hodnoty vykazoval druhý způsob snímání.

Korelační koeficient a hodnoty MSE také vykazovaly nejpřesnější výsledky pro horizontální svody. Z výsledku signálu vyplývá, že ve v t-f doméně signálu se jedná o přímou korelaci a nejvyšší korelace dosahovaly signály v porovnání lačno-jogurt a nejnižší lačno-oběd během třetího způsobu snímání. Z analýzy druhého způsobu snímání vyplývá, že opět nejnižší korelace se nachází ve vztahu lačno-oběd. Nejvyšší korelace se objevila pro první svod ve vztahu jogurt-oběd pro druhý svod lačno-oběd. Při porovnání MSE můžeme říci, že signály jsou velice odlišné. Největší rozdíl se vyhodnotil pro první měření. Výsledky druhého a třetího měření se v hodnotách MSE s malou odchylkou shodovaly.

Z vypočítaných poznatků bakalářské práce byla vytvořena laboratorní úloha. Pro sběr dat v laboratorní úloze byl zvolen právě postup měření č.2, pro své dobře vypovídající výsledky.

Velkou výhodou těchto realizovaných měření je neinvazivní způsob snímání. Ovšem nevýhoda je časová náročnost. Budoucí výzkum by se proto mohl zabývat porovnáním vybraných invazivních metod s neinvazivní metodou, která byla předmětem této práce, za účelem zjištění přesnosti měření a usnadnit tak další klinické postupy při vyšetření.

Použitá literatura a zdroje

- [1] NAŇKA, Ondřej, Miloslava ELIŠKOVÁ a Oldřich ELIŠKA. *Přehled anatomie. 2.*, dopl. a přeprac. vyd. Praha: Galén, c2009. ISBN 978-80-7262-612-0.
- [2] ČIHÁK, Radomír a Miloš GRIM. *Anatomie. 2.*, upr. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2002. ISBN 80-247-0143-x.
- [3] ŠVÍGLEROVÁ, Jitka a Jana SLAVÍKOVÁ. *Fyziologie gastrointestinálního traktu. 2.*, upr. vyd. Praha: Karolinum, 2013. ISBN 978-80-246-2189-0.
- [4] PETŘEK, Josef. *Základy fyziologie člověka pro nelékařské zdravotnické obory.* Praha: Grada Publishing, 2019. ISBN 9788027122080.
- [5] JIRÁK, Zdeněk. *Fyziologie pro bakalářské studium na ZSF OU. 2.*, přeprac. vyd. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Zdravotně sociální fakulta, 2007. ISBN 978-80-7368-234-7.
- [6] PENHAKER, Marek. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty.* Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004. ISBN 80-248-0751-3.
- [7] KOCH, Kenneth L a Robert Morris STERN. *Handbook of electrogastrography.* New York: Oxford University Press, 2004.
- [8] DAVIDOVÁ, Lenka. *Perkutánní elektrogastrografie* [online]. Brno, 2015 [cit. 2019-12-20]. Dostupné z: <https://core.ac.uk/download/pdf/30283246.pdf>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií.
- [9] RIEZZO, Giuseppe, Francesco RUSSO a Flavia INDRIO. Electrogastrography in Adults and Children: The Strength, Pitfalls, and Clinical Significance of the Cutaneous Recording of the Gastric Electrical Activity. *BioMed Research International* [online]. 2013, **2013**, 1-14 [cit. 2020-03-10]. DOI: 10.1155/2013/282757. ISSN 2314-6133. Dostupné z: <http://www.hindawi.com/journals/bmri/2013/282757/>
- [10] PARKMAN, H. P., W. L. HASLER, J. L. BARNETT a E. Y. EAKER. Electrogastrography: a document prepared by the gastric section of the American Motility Society Clinical GI Motility Testing Task Force. *Neurogastroenterology and Motility* [online]. 2003, **15**(2), 89-102 [cit. 2020-02-16]. DOI: 10.1046/j.1365-2982.2003.00396.x. ISSN 1350-1925. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1046/j.1365-2982.2003.00396.x>
- [11] YIN, Jieyun a Jiande D Z CHEN. Electrogastrography: Methodology, Validation and Applications. *Journal of Neurogastroenterology and Motility* [online]. 2013, **19**(1), 5-17 [cit. 2020-03-05]. DOI: 10.5056/jnm.2013.19.1.5. ISSN 2093-0879. Dostupné z: <http://www.jnmjournal.org/journal/view.html?doi=10.5056/jnm.2013.19.1.5>

- [12] KOŠTUŘÍKOVÁ, Jana. *Hodnocení a zpracování EGG signálu* [online]. Ostrava, 2019 [cit. 2020-02-17]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/10084/136283>. Diplomová práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava.
- [13] MALANÍKOVÁ, Eva. *SW aplikace pro ověření kognitivních funkcí* [online]. Ostrava, 2019 [cit. 2020-04-12]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/10084/136059>. Bakalářská práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava.
- [14] KUSUNOKI, H., K. HARUMA, N. MANABE, et al. Therapeutic efficacy of acotiamide in patients with functional dyspepsia based on enhanced postprandial gastric accommodation and emptying: randomized controlled study evaluation by real-time ultrasonography. *Neurogastroenterology & Motility* [online]. 2012, **24**(6), 540-e251 [cit. 2020-04-05]. DOI: 10.1111/j.1365-2982.2012.01897.x. ISSN 13501925. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1365-2982.2012.01897.x>
- [15] *Coloring Pages for Kids* [online]. 2009 [cit. 2020-03-24]. Dostupné z: https://www.my-coloring.com/coloring_pages_human_body/images/10.html
- [16] BROWN, B. H., R. H. SMALLWOOD, H. L. DUTHIE a C. J. STODDARD. Intestinal smooth muscle electrical potentials recorded from surface electrodes. *Medical & Biological Engineering* [online]. 1975, **13**(1), 97-103 [cit. 2020-03-20]. DOI: 10.1007/BF02478194. ISSN 0025-696X. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/BF02478194>
- [17] ANISIMOVA, Alena, Jan BEDNÁŘ a Petr PÁTA. Zpracování obrazu pomocí vlnkové transformace. *Elektrorevue* [online]. 2013, **15**(4), 238-246 [cit. 2020-03-20]. ISSN 1213-1539. Dostupné z: <http://elektrorevue.cz/cz/clanky/zpracovani-signalu/0/zpracovani-obrazu-pomoci-vlnkove-transformace--image-processing-using-the-wavelet-transform-/>
- [18] FAUST, Oliver, U. Rajendra ACHARYA, Hojjat ADELI a Amir ADELI. Wavelet-based EEG processing for computer-aided seizure detection and epilepsy diagnosis. *Seizure* [online]. 2015, **26**, 56-64 [cit. 2020-03-30]. DOI: 10.1016/j.seizure.2015.01.012. ISSN 10591311. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1059131115000138>
- [19] DOLEŽAL, Petr. *Časově-frekvenční analýza elektrogramů* [online]. Brno, 2015 [cit. 2020-03-27]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/11012/38939>. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav biomedicínského inženýrství.
- [20] KROUPA, Martin. *Analýza změny zátěže asynchronního motoru z měření statorových proudů* [online]. Brno, 2015 [cit. 2020-04-12]. Dostupné z: https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=99842. Diplomová práce. VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ. Vedoucí práce Doc. Ing. ČESTMÍR ONDRŮŠEK, CSc.

- [21] POPESCU, Theodor D. Time-frequency analysis. *Control Engineering Practice* [online]. 1997, 5(2), 292-294 [cit. 2020-04-07]. DOI: 10.1016/S0967-0661(97)90028-9. ISSN 09670661. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0967066197900289>
- [22] ZAPLATÍLEK, Karel. *MATLAB®: začínáme se signály*. Brno: Tribun EU, 2015. Knihovnicka.cz. ISBN 978-80-263-0898-0.
- [23] SMITH, J.O. *The Short-Time Fourier Transform: in Spectral Audio Signal Processing* [online]. [cit. 2020-04-18]. Dostupné z: https://www.dsprelated.com/freebooks/sasp/Short_Time_Fourier_Transform.html
- [24] ONDRYÁŠ, Ondřej. *Aplikace krátkodobé Fourierovy transformace pro biomedicínské signály – laboratorní úloha* [online]. Ostrava, 2019 [cit. 2020-04-02]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/10084/136211>. Bakalářská práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava.
- [25] TRNKA, Jan. *Časově frekvenční analýza biomedicínských signálů* [online]. Ostrava, 2019 [cit. 2020-03-05]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/10084/136212>. Diplomová práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava.

Seznam příloh

Elektronická příloha v IS Edisonu

Příloha I

- Laboratorní úloha
- Analýza signálu
- Ukázka kódu
- Zpracované signály – grafy
- EGG_data