



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

ANALÝZA ELEKTROGASTROGRAMU

ELECTROGASTROGRAM ANALYSIS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

PAVEL BERNÁTEK

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. OTO JANOUŠEK

BRNO 2014



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor
Biomedicínská technika a bioinformatika

Student: Pavel Bernátek
Ročník: 3

ID:144211
Akademický rok: 2013/2014

NÁZEV TÉMATU:

Analýza elektrogastrogramu

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Proveďte literární rešerši v oblasti hodnocení elektrogastrogramu (EGG). 2) Navrhněte optimální metodiku pro hodnocení konzumací jídla vyvolaných změn EGG záznamu. 3) Seznamte se s akvizičním systémem Biopac a navrhněte způsob záznamu EGG. 4) Zaznamenejte EGG signál skupiny dobrovolníků a vytvořte databázi naměřených signálů. 5) V programovém prostředí Matlab vytvořte aplikaci pro analýzu EGG. Aplikaci navrhněte s ohledem na její využití jako výukovou úlohu. 6) Vyhodnoťte změny EGG způsobené konzumací a výsledky statisticky zpracujte. 7) Proveďte diskusi získaných výsledků a na základě zhodnocení výsledků vytvořte ucelený návod k laboratorním cvičením věnujícím se hodnocení EGG.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] PFLANZER, Richard, a kol., BIOPAC SYSTEM, Inc. Biopac student lab: Laboratory Manual. 1. vyd. Goleta, CA, 2007.
[2] HONZÍKOVÁ, Nataša. Biologie člověka, Brno: Vysoké učení technické v Brně, 2003.

Termín zadání: 10.2.2014

Termín odevzdání: 30.5.2014

Vedoucí práce: Ing. Oto Janoušek

Konzultanti bakalářské práce:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.
Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem svou bakalářskou práci na téma Analýza elektrogastrogramu vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny v práci citovány a uvedeny v seznamu literatury.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne

.....
(podpis autora)

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucímu bakalářské práce Ing. Otu Janouškovi, Ph.D. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne

.....
(podpis autora)

ABSTRAKT

V bakalářské práci je uvedena anatomie a fyziologie žaludku, s vysvětlením principu vzniku myoelektrické žaludeční aktivity. Práce se zabývá záznamem elektrogastrogramu a záznamovým zařízením pro jeho akvizici. Zmíněny jsou zde důležité parametry signálu a způsoby jejich hodnocení. Pro hodnocení elektrogastrogramu jsou využity tři metody frekvenční analýzy. Součástí práce je návrh optimální metodiky měření pro hodnocení změn vyvolaných konzumací jídla a popis postupu při měření pomocí akvizičního systému Biopac. V programovém prostředí Matlab je vytvořena aplikace pro hodnocení změn vyvolaných konzumací jídla. Výsledky získané pomocí navržené aplikace jsou statisticky zpracovány.

KLÍČOVÁ SLOVA

Analýza elektrogastrogramu, elektrogastrogram, akviziční systém Biopac, Matlab, analýza elektrogastrogramu

ABSTRACT

In the bachelor thesis is given the anatomy and physiology of the stomach, explaining the basic principle of myoelectric activity. The thesis deals with the recording equipment and the useful signals that can be obtained. There are mentioned the important parameters of the signal with the necessary analysis. The thesis describes three methods of frequency analysis Part of the thesis is design the optimal measurement methodology for evaluating changes induced by consumption of food and a description of the measurement by using the acquisition system Biopac. In Matlab is created an application for the evaluation of changes induced by food intake and the results statistically analyzed.

KEYWORDS

Electrogastrogram analysis, electrogastrogram, acquisition system Biopac, Matlab, electrogastrogram analysis

BERNÁTEK, P. *Analýza elektrogastrogramu*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2014. 52 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Oto Janoušek, Ph.D.

OBSAH

1. Úvod.....	1 -
2. Anatomie a fyziologie žaludku.....	2 -
3. Žaludeční myoelektrická aktivita.....	4 -
4. Elektrogastrogram.....	5 -
4.1. Doba EGG záznamu	6 -
4.2. Interpretace EGG.....	6 -
4.2.1. <i>Předzpracování EGG.....</i>	<i>7 -</i>
4.2.2. <i>Kvantitativní počítačová analýza EGG</i>	<i>8 -</i>
5. Vliv objemu a složení stravy na EGG záznam.....	10 -
5.1. Kalorická hodnota.....	10 -
5.2. Obsah vlákniny	10 -
5.3. Objem stravy.....	11 -
5.4. Referenční jídlo	11 -
6. Metodika pro hodnocení konzumací jídla vyvolaných změn ..	12 -
6.1. Zdravotní stav	12 -
6.2. Příprava figuranta	12 -
6.3. Měřicí místnost.....	12 -
6.4. Poloha a stav figuranta	12 -
6.5. Postup při měření.....	13 -
7. Měřicí systém Biopac.....	14 -
7.1. Záznam EGG akvizičním systémem Biopac.....	14 -
7.1.1. <i>Přehled.....</i>	<i>14 -</i>
7.1.2. <i>Figurant</i>	<i>15 -</i>
8. Realizace programu	16 -
8.1. Načtení dat.....	17 -
8.2. Filtrace signálů	18 -
8.3. Analýza signálů	19 -
8.3.1. <i>Rychlá Fourierova transformace.....</i>	<i>20 -</i>

8.3.2.	<i>Welchova neparametrická metoda</i>	- 21 -
8.3.3.	<i>Burgova parametrická metoda</i>	- 22 -
8.4.	Zobrazení naměřených signálů.....	- 25 -
8.5.	Zobrazení naměřených hodnot	- 26 -
9.	Hodnocení naměřených hodnot	- 27 -
9.1.	Statistické hodnocení dat	- 28 -
9.1.1.	<i>Dominantní frekvence</i>	- 28 -
9.1.2.	<i>Výchylka amplitudy dominantní frekvence</i>	- 29 -
9.1.3.	<i>Shrnutí</i>	- 31 -
Závěr		- 32 -
Literatura		- 33 -
Seznam obrázků		- 36 -
Obsah CD		- 37 -
Seznam zkratk		- 38 -
Lab. cvičení: Analýza elektrogastrogramu		- 39 -

1. Úvod

U žaludku, stejně jako u jiných orgánů, jako je například srdce, je funkčnost podmíněna myoelektrickou aktivitou svaloviny orgánů s fyziologickými parametry. Tato aktivita je snímána, vykreslována a zpracovávána elektrografickým zařízením s názvem elektrogastrograf.

Elektrogastrografie je způsob nahrávání lidské žaludeční myoelektrické činnosti z kožních, neinvazivních, či invazivních elektrod. V ideálním případě elektrogastrograf detekuje a vykresluje vlny kvaziperiodického průběhu, jako odpovědi na peristaltickou činnost žaludku. Tato metoda je užívána k vyšetření žaludku, jeho reakcí na potravu, či reakcí při medikaci hormonálních či jiných léků při podezření na patologickou činnost žaludku.

V teoretické části je uvedeno pojednání o anatomii a fyziologii žaludku. Je zde popis základních myoelektrických aktivit žaludku, jejich fyziologických hodnot naměřených z gastrointestinálního traktu a jejich vznik. Dále je zde přiblížena činnost elektrogastrografického přístroje po hardwarové i softwarové stránce, a základní předzpracování a interpretace EGG záznamu. Práce se zabývá vlivem stravy na měřený signál. Součástí práce je navržená metodika pro hodnocení změn EGG záznamu vyvolaných konzumací jídla a postup měření elektrogastrogramu pomocí akvizičního systému Biopac

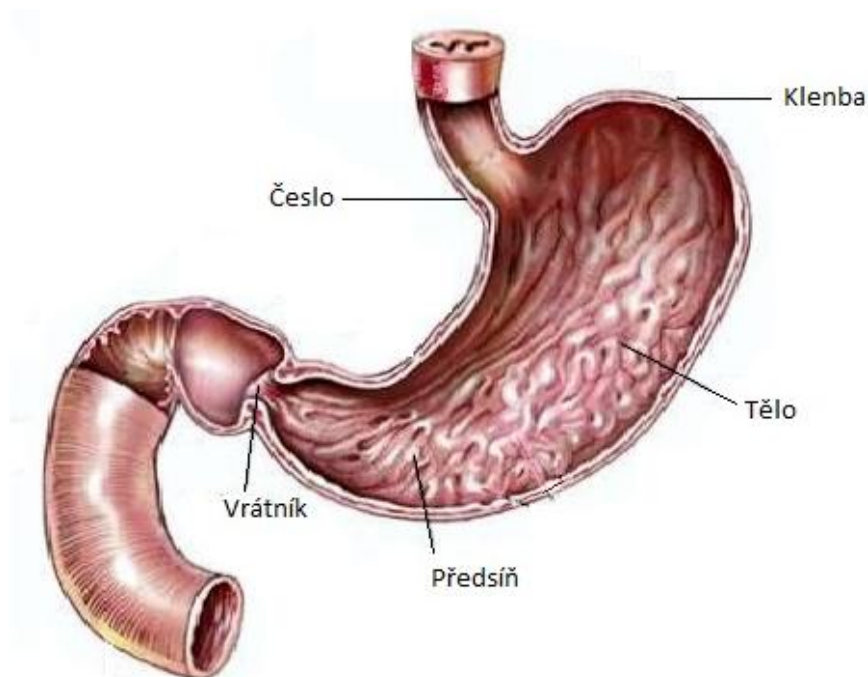
Praktická část obsahuje pojednání o realizaci programu pro analýzu dat EGG v programovém prostředí Matlab. Program je zaměřen na analýzu změn EGG signálů vyvolaných konzumací jídla. Je zde popsána struktura a realizace programu a také tři metody frekvenční analýzy napomáhající k lepší diagnostice EGG záznamu. Výsledky analýzy jsou poté statisticky zpracovány.

2. Anatomie a fyziologie žaludku

Žaludek je nejobjemnější vakovitě rozšířená část trávicí trubice o obsahu 1,5 až 2 litry. Je uložen v dutině břišní, pod levou klenbou brániční, mezi slezinou a játry. Žaludek navazuje na jícen a pokračuje do duodena. [1]

Žaludek je z anatomického hlediska tvořen z:

- Česla
- Klenby
- Těla
- Předsíně
- Vrátníku



Obrázek 1: Anatomie žaludku [2].

Česlo je místem vyústění jícnu. Klenba je místem, kde se ukládá bublina z potravy. Je to kraniální nejširší úsek žaludku. Na něj navazuje tělo, které směrem doprava a mírně nahoru přechází ve vrátník. Vrátník pak přechází v tenké střevo, respektive do jeho prvního úseku, dvanáctníku. Stěna žaludku je tvořena sliznicí krytou jednovrstevným cylindrickým epitelem a hladkou svalovinou uspořádanou do tří vrstev. [1]

Hlavní funkcí žaludku je skladování, mechanické a chemické zpracování potravy. Potrava se zde mísí s kyselinou chlorovodíkovou, hlenem a pepsinem. Vstřebává se zde pouze část vody, alkohol a některé léky. Za cca 20 minut po příjmu potravy nastupuje žaludeční peristaltika. V oblasti na rozhraní mezi proximální a distální částí žaludku vzniká spontánně depolarizační vlna, která míří směrem k pyloru a je podkladem peristaltického stahu. Stahy potravu rozměňují a posouvají v rovnoměrném množství směrem k pyloru. U pyloru dochází k postupu rozmělněné potravy (chymu) pylorickou pumpou do duodena. Mezi žaludkem a duodenem však existuje zpětná vazba, která zajistí zpomalení peristaltiky žaludku a zvýšení tonu pylorického svěrače, jestliže [3],[4]:

- V trávenině je mnoho tuků a žluč by nestačila emulgovat.
- Chymus je příliš kyselý a pankreatická šťáva by jej nestačila neutralizovat.
- V chymu je mnoho živin a tenké střevo by jej nestačilo zpracovat.

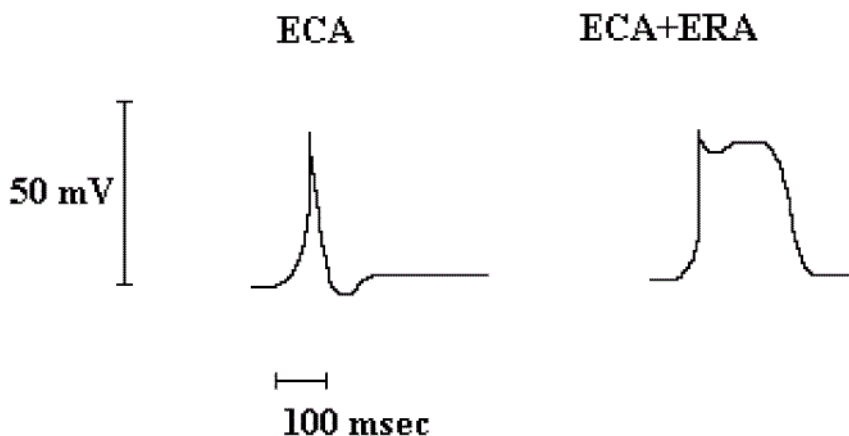
Žaludeční peristaltika je řízena prostřednictvím lokálních hormonů podle charakteru potravy. Proto se také doba trávení pohybuje podle charakteru potravy různě dlouhou dobu: smíšená kolem 4 hodin. [3]

3. Žaludeční myoelektrická aktivita

S výjimkou jícnu a proximálního úseku žaludku, vykazuje hladká svalovina trávicího ústrojí spontánní rytmické kolísání membránového potenciálu v rozmezí zhruba -65 mV až -45 mV. Tento základní elektrický rytmus se odborně označuje jako *elektrická kontrolní aktivita* (ECA). Frekvence normální pomalé vlny, tedy vlny ECA, je 3 cykly/min (cpm). Je spouštěna Cajalovými intersticiálními buňkami, které vysílají dlouhé, mnohonásobně větvené výběžky do hladké svaloviny stěny žaludku. Tyto buňky jsou umístěny ve vnější vrstvě cirkulární svaloviny žaludku. [4]

ECA sama o sobě však jen vzácně vyvolá svalovou kontrakci [5]. Akční potenciály nebo také *elektrická reakční aktivita* (ERA), nasedající na nejvíce depolarizované úseky ECA vln, svalové napětí zvyšují a způsobují šíření svalových kontrakcí [6]. Depolarizační úsek akčního potenciálu je podmíněn proudem Ca^{2+} do buňky a repolarizační úsek proudem K^{+} z buňky [4].

Žaludeční myoelektrickou aktivitu ovlivňují neurotransmitery a polypeptidy. Například acetylcholin zvyšuje počet akčních potenciálů a napětí na hladkém svalu, kdežto adrenalin počet akčních potenciálů a napětí snižuje. [4] Elektrickou kontrolní a reakční aktivitu znázorňuje obrázek 2.



Obrázek 2: Elektrická kontrolní a reakční aktivita [25].

4. Elektrogastrogram

Elektrogastrograf je přístroj pro záznam žaludeční myoelektrické aktivity. Slouží k vyšetření žaludku, jeho reakcí na potravu, či reakcí při medikaci hormonálních či jiných léků. V praxi se setkáváme se dvěma způsoby měření:

- Invazivní – pro záznam je potřeba dostat se do útrobu organismu
- Neinvazivní – pro záznam se používají nástroje, které nepotřebují proniknout do útrobu organismu

Pro potřeby této práce se bude využívat pouze neinvazivní metoda pomocí povrchových elektrod.

Elektrogastrografický (EGG) signál se získává pomocí elektrokardiografických elektrod. Používají se Ag/AgCl elektrody, které na sobě mají vrstvu elektrovedného gelu pro spolehlivou akvizici kožního signálu. [7]

Pro akvizici EGG signálu je potřeba filtrů a zesilovačů. Zesilovače jsou potřebné kvůli relativně slabému žaludečnímu signálu, který se pohybuje okolo 200 – 500 μV . Filtry jsou potřebné k eliminaci driftu a k odstranění některých artefaktů v důsledku dýchání a pohybu pacienta. Nejčastěji se používají filtr horní propust s hodnotou 0,3 Hz a filtr dolní propust s hodnotou okolo 0,016 Hz. [7]

Měřicí aparatura musí obsahovat A-D převodník schopný digitalizovat signál o frekvenci 1 – 4 Hz. [7]

Na kvalitě naměřeného záznamu EGG a jeho správné interpretaci se velkou měrou také podílí vzorkovací frekvence. Nízká vzorkovací frekvence ukazuje pouze správný trend záznamu, ale nepřináší statisticky významné výsledky. Zato příliš velká vzorkovací sekvence má za následek velký objem dat, který nekoresponduje s kvalitou výsledků. [8], [9]

4.1. Doba EGG záznamu

Optimální délka nahrávání není klinicky definovaná, odvíjí se na základě daného vyšetření a následné analýzy. Pro potřebu hodnocení konzumací jídla vyvolaných změn EGG existuje několik doporučení.

Doba nahrávání v postní fázi by se měla pohybovat od 15 do 60 minut. Časové rozpětí nahrávání doby po nasycení se pohybuje od 30 do 120 minut. Obecně platí, že delší doba nahrávání zkvalitňuje následnou detekci změn rytmu. Například příliš dlouhá doba nahrávky může zapříčinit splnutí jednotlivých fází elektrické aktivity žaludku do jedné, která může být chybně interpretována. Při volbě doby záznamu musíme brát v úvahu průměrnou délku trávící aktivity žaludku, která je obecně stanovena na 2-3 hodiny podle typu stravy. [3], [10]

4.2. Interpretace EGG

Normální EGG je charakteristické vlnou s frekvencí 3 cpm, u které zpravidla dochází po požití jídla ke zvětšení amplitudy [9]. Mezi důležité abnormality rytmu je považována tachygastrie, bradygastrie, ale i absence zvýšení výkonu při měření EGG po nasycení [11]. Analýza klinického EGG záznamu zahrnuje vizuální kontrolu surových dat – předzpracování dat, odstranění artefaktů filtrovaného signálu a následně pomocí počítače, výpočet energie reakce po jídle [7].

V hodnocení změn žaludeční myoelektrické aktivity pacienta, který je nalačno, například na intervenci medikamentu, musíme zohlednit 3 fáze fyziologických myoelektrických změn žaludku, tzv. migrační motorový komplex (MMC). [9]

- 1. Fáze se nevyznačuje žádnou kontrakcí
- 2. Fáze se vyznačuje náhodnou kontraktilní činností jak ve frekvenci, tak v amplitudě
- 3. Fáze se vyznačuje silnou a pravidelnou kontraktilní činností

Je potřeba zohlednit rozdílnost parametrů během těchto 3 fází. Například amplituda třetí fáze je mnohem větší než amplituda fáze první. Tento fakt klade nárok na správné nastavení probíhané studie, jinak může způsobit rozdílnost parametrů při přechodu z jedné fáze do druhé a může překrýt významné změny signálu reagující na intervenci medikamentu. [9]

Přechody v MMC můžeme značnou měrou minimalizovat prodloužením délky nahrávky. Pro ověření efektu délky záznamu na kvalitu EGG analýzy slouží parametr M, parametr chybné interpretace, který je definován: [9]

$$M = \frac{(\text{maximum} - \text{minimum})}{\text{změna díky intervenci}} \times 100\% \quad (4.1)$$

Tento parametr se počítá jak pro dominantní frekvenci, tak pro amplitudu.

4.2.1. *Předzpracování EGG*

Vizuální analýza surového EGG slouží k identifikaci periody charakteristické vlny EGG, poskytnutí kvalitativního stanovení tachygastrické nebo bradygastrické činnosti a přítomnosti či absence zvýšení výkonu signálu při fázi po nasycení [12]. Artefakty jsou obvykle snadno rozpoznatelné vizuální analýzou. Vyznačují se náhlou vysokou amplitudou překračující typickou hodnotu stupnice EGG signálu. V některých případech vykazují artefakty podobné vlastnosti jako křivky pomalých vln arytmii, a proto mohou být zdrojem interpretační nepřesnosti. Většina pohybových artefaktů vykazuje zjevné frekvence menší než 1 cyklů za minutu (cpm) zatímco respirační artefakt se běžně jeví jako kmity větší než 9 cpm. Souhrn bodů vizuální analýzy EGG je následující [7]:

- Hodnocení kvality signálu – hodnocení míry šumu
- Identifikace artefaktů pro jejich odstranění
- Vizuální interpretace
 - Normální aktivita
 - Arytmie
 - Výška amplitudy jako reakce na fázi nasycení

4.2.2. Kvantitativní počítačová analýza EGG

Dříve než se podrobí vizuálně rozeznatelná křivka počítačové analýze, musí být odstraněny periody vykazující jasné artefakty. Pohybové artefakty mohou vést k chybnému stanovení dominantní amplitudy, nízká frekvence zase k bradygastrické činnosti. Jako náprava může sloužit počítačové vyříznutí artefaktů a spojení signálu bez artefaktů. [7]

Po odstranění artefaktů v EGG signálu je nezarušený EGG signál předmětem počítačové analýzy.

Hlavní parametry počítačové spektrální analýzy EGG jsou [7]:

- Procento doby záznamu dominantní frekvence v normálním rytmu
- Procentuální zastoupení EGG výkonu ve frekvenčním pásmu normálního rytmu
- Výkonová reakce na fázi nasycení
 - U zdravých jedinců je vyšší hodnota výkonu při fázi po nasycení
- Celková dominantní frekvence ve fázi nalačno a po nasycení
 - U zdravých jedinců dochází k mírnému nárůstu hodnoty frekvence při fázi po nasycení
- Dominantní frekvence
 - Dominantní frekvence při fázi nalačno se pohybuje okolo 45 mHz
 - Dominantní frekvence při fázi po nasycení se pohybuje kolem 55 mHz
- Dominantní výkon
 - Hodnota výkonu je závislá na míře zesílení signálu při měření
 - Obecně platí, že hodnota dominantního výkonu narůstá po fázi nasycení

- Percentuální zastoupení času nestandardních cyklů
 - Bradygastrie kde se objevuje dominantní vrchol vlny mezi 0.5 - 2 cpm
 - Tachygastrie kde se objevuje dominantní vrchol vlny mezi 4 – 9 cpm
 - Arytmie bez žádných popsatelných vrcholů v rozmezí 0,5 – 9 cpm

Pro potřebu bakalářské práce budou zpracovávány hodnoty dominantní frekvence a hodnoty výchylky dominantní frekvence u obou fází. Jedná se o relevantní informace, které dají odpověď na chování žaludku během zmíněných fází.

5. Vliv objemu a složení stravy na EGG záznam

Nedílnou součástí pro kvalitní záznam EGG a následnou analýzu je správná volba druhu jídla před fází nasycení. Jídlo s náhodným složením nemusí přinést očekávaný výsledek. Správná volba potravy podle potřeby studie záleží na třech parametrech: objem, kalorie a obsah vlákniny, které ovlivňují žaludeční motilitu. Mezi další méně významné aspekty patří také skupenství podávaného jídla či jeho teplota. Pro účel nahrávání EGG nebylo stanoveno žádné standardizované jídlo, vše záleží pouze na potřebách měření. [13]

Je dokázáno, že tuková a mléčná složka stravy má za následek menší hodnotu amplitudy EGG vln. [14], [15]

5.1. Kalorická hodnota

Kalorický obsah jídla je jedním z faktorů ovlivňujících rychlost vyprazdňování žaludku. Za nízkokalorické jídlo je považováno jídlo o stejném složení, tedy jídlo o stejném objemu a složení vlákniny, ale s jednou třetinou kalorické hodnoty oproti referenčnímu jídlu. Bylo zjištěno, že délka nasyceného stavu je přímo úměrná počtu přijímaných kalorií [16]. Snížení kalorické hodnoty má tudíž významný vliv na EGG signál. V tomto případě nejsou v EGG záznamu rozpoznatelné a statisticky významné změny oproti fázi hladovění. [13]

5.2. Obsah vlákniny

Průběh EGG záznamu závisí v první řadě na chemické struktuře a fyzikálních vlastnostech obsahované vlákniny. Nestravitelné pevné látky obsahující velké částice, jako je vláknina, jsou uchovávány po delší dobu v žaludku a později dodány dvanácterníku. Pro vytvoření signifikantního rozdílu je třeba, aby jídlo bylo navrženo tak, aby byl obsah nerozpustné vlákniny osmkrát větší než u referenčního jídla. Rozpustná vláknina by výrazně přispěla ke zvýšení hmotnosti a objemu jídla. [13], [17]

Za těchto podmínek se záznam EGG příliš neliší od záznamu po referenčním jídlu. Změny, byť statisticky nevýznamné, byly pozorovány ve zvýšeném hodnotě amplitudy dominantní frekvence. [13]

5.3. Objem stravy

Reflex uvolňování břišních stěn umožňuje, aby mohly vstupovat různé objemy do žaludku bez významného vzestupu tlaku. Některé dřívější studie naznačují, že zvyšování výkonu EGG po jídle bylo přičítáno distenzi žaludku [18]. Nedávné studie však potvrdili, že vyšší EGG síla při fázi nasycení je spojena se zvýšením kontraktility v žaludku po jídle [19], [20]. Proto také snížený či zvýšený objem stravy podává prakticky identické výsledky jako referenční jídlo. [13]

5.4. Referenční jídlo

Jako referenční jídlo je zvoleno kuřecí maso s brambory a sladký zákusek se sklenkou pomerančového džusu. Referenční jídlo obsahuje střední množství kalorií a malé množství vlákniny. Bylo dokázáno, že po pozření referenčního jídla se na nahrávce EGG zaznamenaly předpokládané statisticky významné změny po nasycení jako je změna dominantní frekvence a zvýšení výkonu [13], [21], [22]. Zmíněnou stravu lze tedy považovat za vhodnou pro screeningové vyšetření EGG.

6. Metodika pro hodnocení konzumací jídla vyvolaných změn

Pro analýzu dat a vyhodnocení změn EGG způsobené konzumací je potřeba vytvořit soubor dat od dobrovolníků. Bylo změřeno deset mužů ve věku 21 až 26 let. Dodržení následujících podmínek by mělo zaručit kvalitu a věrohodnost sesbíraných dat.

6.1. Zdravotní stav

Figuranti nesmí trpět žádnou chronickou ani akutní nemocí a nesmí brát jakékoliv léky. [20]

6.2. Příprava figuranta

Figurant musí být v den měření nalačno, tzn. nepozřít žádnou potravu od první hodiny dne plánovaného měření. Poslední medikament může figurant pozřít nejpozději 4 dny před měřením. [23]

6.3. Měřicí místnost

Jako měřicí místnost bude použita laboratorní místnost uzpůsobená pro měření biosignálů. Figurantovi, na němž probíhá měření, je třeba zajistit klid bez jakékoliv možnosti rozptýlení. Je nutné dbát také na minimalizaci možnosti vystavení figuranta náhlému psychickému stresu, jako je například příchod cizí osoby do laboratoře apod.

6.4. Poloha a stav figuranta

Poloha figuranta při měření je zvolena vodorovně, vleže na lehátku. Je potřeba dbát na figurantovo osobní pohodlí v této poloze. Jakékoliv změny polohy mohou mít za následek změnu parametru vztahující se k amplitudě signálu. Velmi čitelná změna signálu při nahrávání probíhá i při defekaci či močení pacienta, proto se musí pacient na tento fakt upozornit. Během nahrávání by se neměl s nikým bavit a být ve vyrovnaném psychickém stavu. Proto také osoba pověřená měřením na figurantech, po zahájení nahrávání EGG laboratoř opustí a vrátí se až minutu před ukončením nahrávání. [13]

6.5. Postup při měření

Figurant se dostaví v ranních či dopoledních hodinách. První fáze nahrávání, kdy bude figurant nalačno, bude trvat 30 minut. Poté figurant zkonsumuje jídlo, jmenovitě kuřecí maso s brambory a sladký zákusek se sklenkou pomerančového džusu, a vrátí se do laboratorní místnosti. Doba od ukončení konzumace po start nahrávání druhé fáze nesmí přesáhnout více jak 30 minut, kvůli době trávení stravy v žaludku, která se pohybuje mezi dvěma až třemi hodinami, v závislosti na druhu stravy a rychlosti metabolismu figuranta [3]. Poté bude následovat nahrávání EGG při fázi po nasycení. Doba tohoto nahrávání bude 60 min.

7. Měřicí systém Biopac

Laboratorní systém Biopac (BSL) je vyráběn firmou BIOPAC Systems, Inc, Goleta, Kalifornie. BSL systém je využíván pro laboratorní zaznamenávání fyziologických dat a signálů z těl figurantů, zvířat nebo tkáňových přípravků.

Pomocí elektrodových svodů jsou biosignály vedeny k akviziční jednotce, v případě tohoto měření k jednotce MP35. Přijímané elektrické signály jsou následně zpracovány zesilovači a filtry odstraňující nežádoucí artefakty. Dále jsou data digitalizována a přenesena se do softwaru s uživatelským rozhraním. Pro účinnou akvizici EGG signálu musí nainstalován software s názvem h34.gtl. Softwarové rozhraní systému pak na obrazovce signál zobrazí jako křivku.

7.1. Záznam EGG akvizičním systémem Biopac

Tato kapitola popisuje, jak zaznamenat elektrogastrogram, tedy elektrickou aktivitu hladké svaloviny žaludku, z těla figuranta. Sběr a analýza dat se provádí pomocí Student Biopac Lab PRO softwaru. Uvedená metodika pro záznam EGG akvizičním systémem Biopac vychází z manuálu firmy Biopac® [24]:

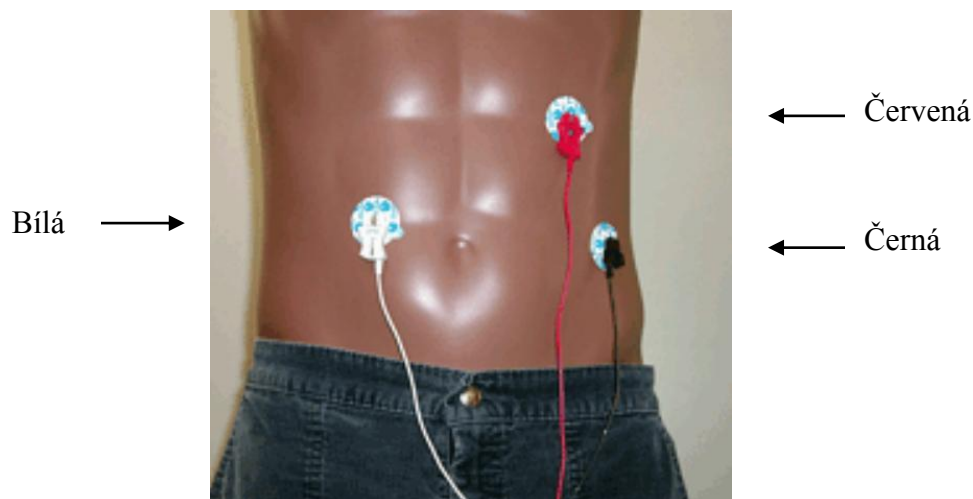
7.1.1. Přehled

U figuranta se zaznamenává žaludeční signál v pravidelných intervalech, který je snímán povrchovými elektrodami. U zdravých jedinců v klidovém stádiu je rytmus kontrakce okolo 3 cpm, což odpovídá frekvenci 0,05 Hz. Pokud se bude postupovat podle stanovených předpisů, objeví se na EGG záznamu při fázi po nasycení zvýšený výkon signálu. Figurant bude připojen na tři jednorázové povrchové elektrody umístěné kolem žaludku.

Nahrávání EGG figuranta 30 minut při fázi hladovění, 60 minut při fázi po nasycení. Klinické nahrávání EGG trvá většinou 2 a 3 hodiny (pro záznam nalačno a po jídle), ale základní charakteristiky EGG záznamu lze pozorovat za mnohem kratší dobu. Délka měření v této práci se bude řídit dohodou Gastrointestinálního oddělení AMS kliniky pro screeningové vyšetření, která je 30 minut při fázi hladovění a 60 minut při fázi nasycení. [13]

7.1.2. *Figurant*

- Příprava figuranta.
 - Odstranění všech kovových šperků z těla figuranta.
 - Kontrola zda se figurant nedotýká žádných kovových předmětů.
 - Pokud je kůže mastná, je nutné ji očistit vodou a mýdlem či alkoholem.
 - Očistit a obrousit, popřípadě oholit, kůži figuranta na místech nalepení elektrod pro minimalizaci impedance mezi kůží a elektrodami.
 - Aplikace vodivého gelu na každou elektrodu.
- Aplikace tří jednorázových elektrod EL503 na tělo figuranta podle návrhu:
 - Umístění dvou elektrod na obou stranách břicha pod žaludkem.
 - Umístění třetí elektrody nad jednu z prvních dvou elektrod.
- Připojení kabelu pro vedení signálu Lead (SS2L) dle barev dle obrázku č. 3.

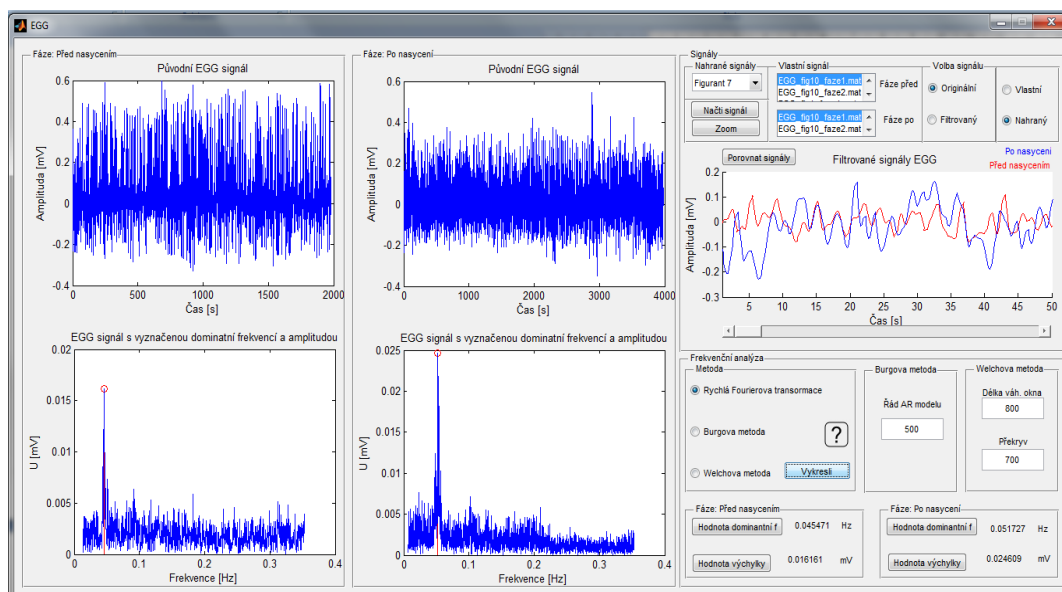


Obrázek 3: Umístění elektrod [24].

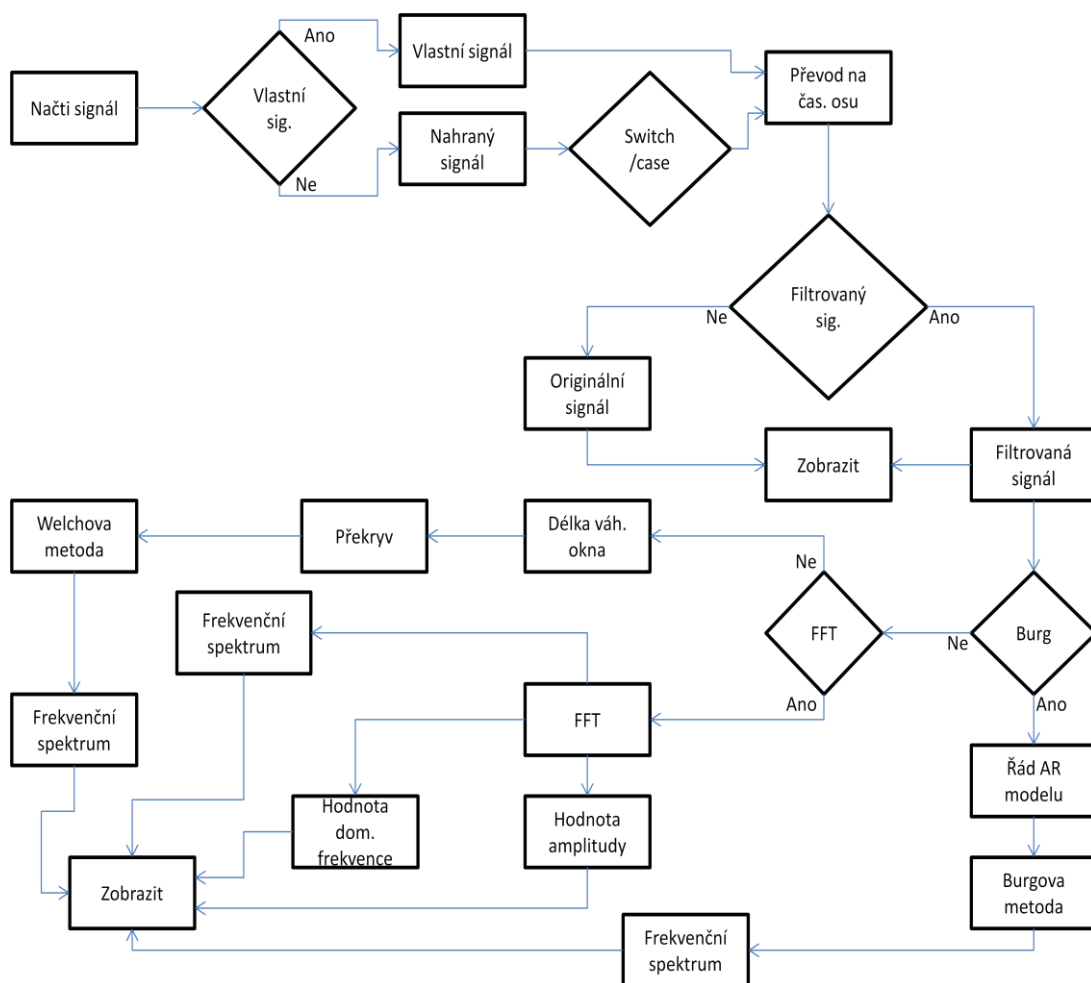
- Zapnutí přístroje MP35.
- Od zapojení elektrod k začátku nahrávání je nutné čekat 5 minut, z důvodu vytvoření iontové rovnováhy a pro zajištění dobré vodivosti.

8. Realizace programu

Program pro analýzu elektrogastrogramu je navržen v programovém prostředí MATLAB. Grafické rozhraní je realizováno v Guide. Program vyhodnocuje rozdíl frekvence a amplitudy v naměřeném signálu před a po nasycení. Pro výpočet frekvenčních spekter signálu a frekvenční analýzu je v programu použita Rychlá Fourierova transformace, Welchův periodogram a Burgova parametrická metoda. Program zprostředkuje uživateli výběr jednoho z 10 EGG záznamů či svého vlastního signálu, grafické znázornění vybraného signálu, jeho filtrovanou podobu a graf frekvenčních spekter vymodelovaného zvolenou metodou. Uživatelské rozhraní dále poskytne přesnou hodnotu dominantní frekvence a hodnotu její výchylky. Oba dva parametry se pro rozdílné fáze liší. Uživatelské rozhraní programu je na obrázku 4.



Obrázek 4: Uživatelské rozhraní programu



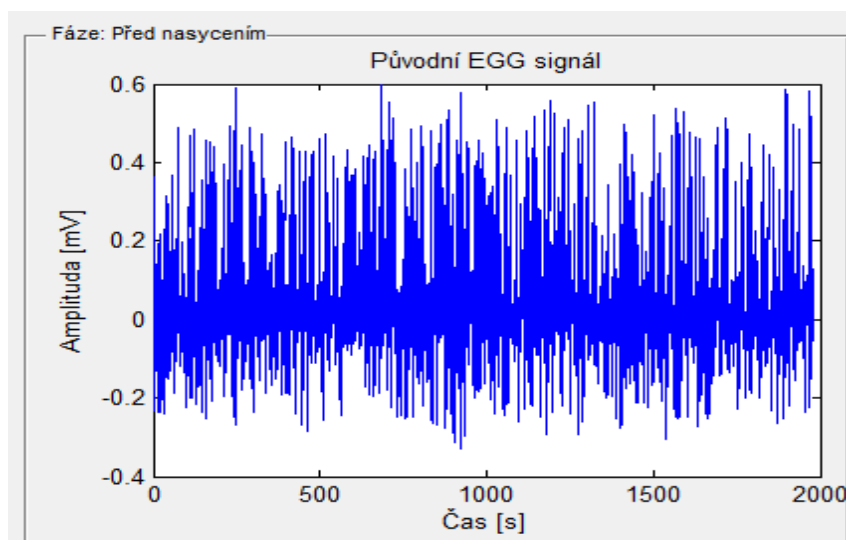
Obrázek 5: Vývojový diagram programu pro fázi před nasycením/po nasycení

8.1. Načtení dat

Naměřená data byla získána z akvizičního systému *Biopac* a jsou uložena v textových souborech *.mat. V grafickém rozhraní GUI byl použit za účelem zvolení jednotlivých signálů blok *Pop-up menu*, který definoval pro každého figuranta jedno číslo. Pomocí vytvořené funkce *Signal* a *Signal2* se strukturou *Switch/case* bylo pak signálům nadefinované jedno číslo. Uživatel má možnost zvolit si i svůj vlastní signál pomocí bloku *Listbox*.

Záznam byl vzorkovaný vzorkovací frekvencí 5 vzorků za sekundu. Pro účel lepšího vyhodnocení signálů bylo zapotřebí signály převést na časovou osu. Tento proces byl realizován funkcí *Graf* a *Graf2*. Pokud se objevil na začátku záznamu artefakt způsobený přechodovým dějem při načítání signálu, byl signál zkrácen o danou časovou hodnotu.

Signál naměřený jak před nasycením, tak po nasycení je poté zobrazován v grafickém rozhraní GUI pomocí bloků Axes.

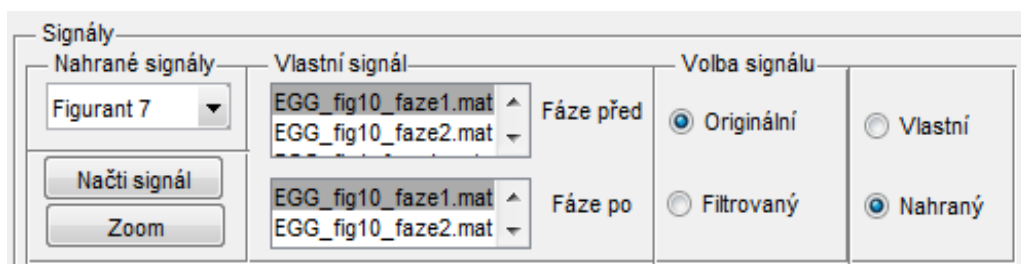


Obrázek 6: Blok Axes pro zobrazení signálu

8.2. Filtrace signálů

Pro filtraci signálů byl použit filtr horní propust. Délka impulsní charakteristiky je 50 vzorků a mezní frekvence je nastavena na 0,5 Hz.

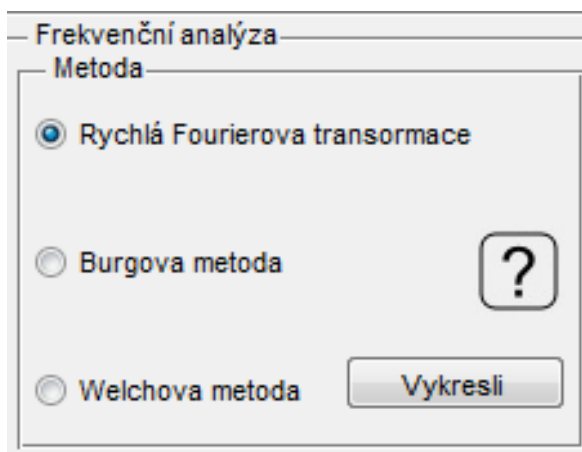
K zobrazení filtrovaných signálů jsou použity stejné grafy jako pro zobrazení původních signálů. Pro výběr slouží dva *Radio buttony* na kterých si volíme originální či filtrovaný signál. *Radio buttony* jsou umístěné v rámečku *Button group*, který zajišťuje vždy pouze jeden zvolený *Radio button*. Výběr signálu musí být poté potvrzen tlačítkem s názvem *Načti signál*.



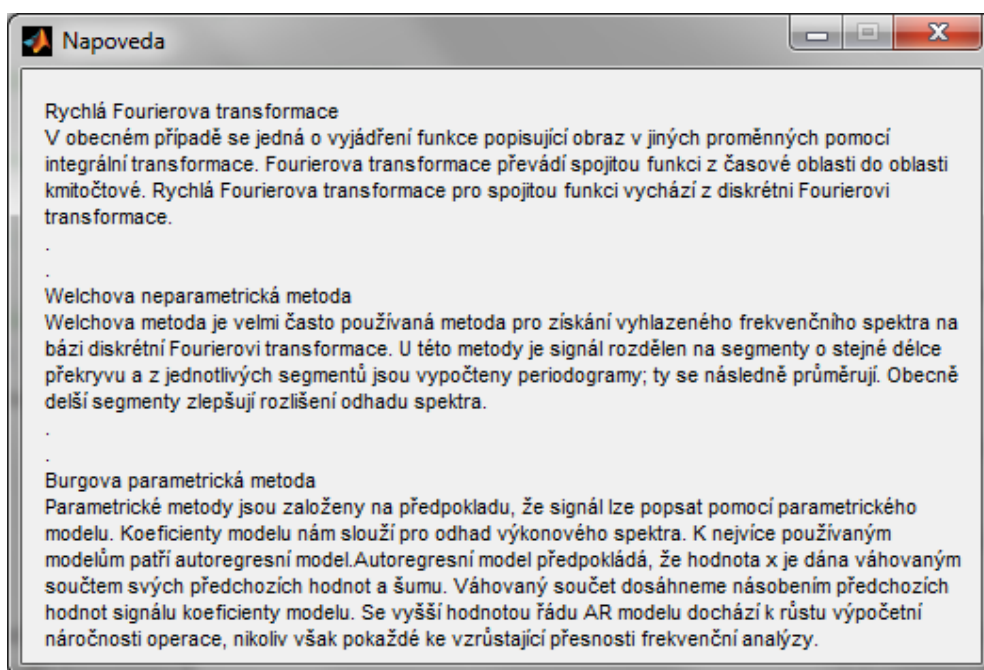
Obrázek 7: Panel pro výběr signálů

8.3. Analýza signálů

K analýze signálů jsou použity tři metody: rychlá Fourierova transformace, Welchova metoda a Burgova metoda. Jednotlivé metody se vybírají pomocí *Radio buttonů* a volí se tlačítkem s názvem *Vykresli*. Po kliknutí na tlačítko s ikonou otazníku se zobrazí okno s názvem *Napoveda* s krátkým pojednáním o metodách, které lze volit.



Obrázek 8: Panel pro výběr metod



Obrázek 9: Okno s nápovědou

8.3.1. Rychlá Fourierova transformace

Fourierova transformace je matematická metoda, použitelná k analyzování signálů. V obecném případě se jedná o vyjádření funkce popisující obraz v jiných proměnných pomocí integrální transformace. [26]

Fourierova transformace převádí spojitou funkci z časové oblasti do oblasti kmitočtové. Rychlá Fourierova transformace pro spojitou funkci vychází z diskrétní Fourierovi transformace. [26]

Funkce $f(t)$, periodická v čase $T_1 = nT_n$ může být vyjádřena jako nekonečná posloupnost [26]:

$$f(t) = B_0 + \sum_{n=1}^{\infty} A_n \cdot \sin(n\omega_1 t) + \sum_{n=1}^{\infty} B_n \cdot \cos(n\omega_1 t) \quad (8.1.1)$$

kde A_n a B_n jsou koeficienty tzv. spektrum funkce $f(t)$.

Obě strany rovností se vynásobí funkcí $\sin(m\omega_1 t)$ a prointegrují přes interval délky $T_1 = 2\pi/\omega_1$. Pak lze dostat rovnici:

$$\begin{aligned} \int_0^{T_1} f(t) \sin(m\omega_1 t) dt &= B_0 \int_0^{T_1} \sin(m\omega_1 t) dt \\ &+ \sum_{n=1}^{\infty} A_n \int_0^{T_1} \sin(m\omega_1 t) \sin(n\omega_1 t) dt \\ &+ \sum_{n=1}^{\infty} B_n \int_0^{T_1} \cos(m\omega_1 t) \cos(n\omega_1 t) dt \end{aligned} \quad (8.1.2)$$

Díky ortogonalitě funkce (8.1.1) dostaneme:

$$\int_0^{T_1} f(t) \sin(m\omega_1 t) dt = \frac{A_m T_1}{2} \quad (8.1.3)$$

Takto lze vyjádřit i B_n a B_0 :

$$A_m = \frac{2}{T_1} \int_0^{T_1} f(t) \cdot \sin(m\omega_1 t) dt \quad (8.1.4)$$

$$B_m = \frac{2}{T_1} \int_0^{T_1} f(t) \cdot \cos(m\omega_1 t) dt \quad (8.1.5)$$

$$B_0 = \frac{2}{T_1} \int_0^{T_1} f(t) dt \quad (8.1.6)$$

8.3.2. Welchova neparametrická metoda

Welchova metoda je velmi často používaná metoda pro získání vyhlazeného frekvenčního spektra na bázi diskrétní Fourierovi transformace. U této metody je signál rozdělen na segmenty o stejné délce překryvu. Tyto segmenty jsou následně vynásobeny oknem. Když L je délka segmentů, i -tý segment je $x_i[n]_0^{L-1}$ a posun sekvencí je D vzorků, potom [27]:

$$N = L + D(K - 1) \quad (8.2.1)$$

kde N je celkový počet vzorků a K je celkový počet segmentů. V případě kdy je přesah segmentů 50% potom $K = 2N/L - 1$. i -tý segment je dán vztahem (8.2.2)

$$x_i[n] = x[n + (i - 1)D], \quad n \in \{0, 1, \dots, L - 1\} \quad (8.2.2)$$

kde $i = 1, 2, \dots, K$ a periodogram je:

$$P_M^{(i)}(f) = \frac{1}{L} \left| \sum_{n=0}^{L-1} w[n] x_i[n] e^{-j2\pi f n} \right|^2 \quad (8.2.3)$$

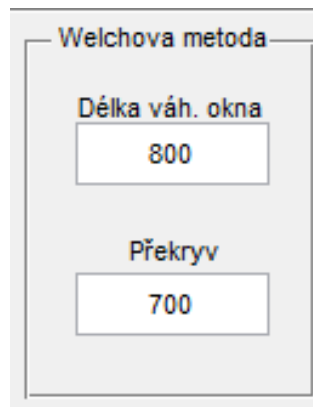
kde $x[n]$ segmenty a $w[n]$ váhovací Hammingovo okno.

Odhad výkonového spektra potom je znázorněn rovnicí (8.2.4)

$$P_w(f) = \frac{1}{K} \sum_{i=1}^K P_M^{(i)}(f) \quad (8.2.4)$$

kde K je počet segmentů.

Delší segmenty zlepšují rozlišení odhadu spektra.



Obrázek 10: Blok pro definování hodnot váhovacího okna a překryvu

8.3.3. Burgova parametrická metoda

Parametrické metody pracují s parametrickým modelem, jímž lze signál popsat. Koeficienty modelu nám slouží k odhadu výkonového spektra. K nejhojněji používaným modelům patří autoregresní model [27].

U autoregresního modelu je hodnota x dána váhovaným součtem svých předchozích hodnot a šumu. Váhovaný součet dostaneme násobením předchozích hodnot signálu koeficienty modelu [27]. Signál $x[n]$ je dán rovnicí

$$x[n] = - \sum_{k=1}^p a_k x[n-k] + e[n] \quad (8.3.1)$$

kde $e[n]$ je bílý šum s nulovou střední hodnotou a s rozptylem σ^2 , p je řád modelu a a_k jsou koeficienty modelu. Tento model se zapisuje jako $AR(p)$.

Výkonová spektrální hustota je dána vztahem:

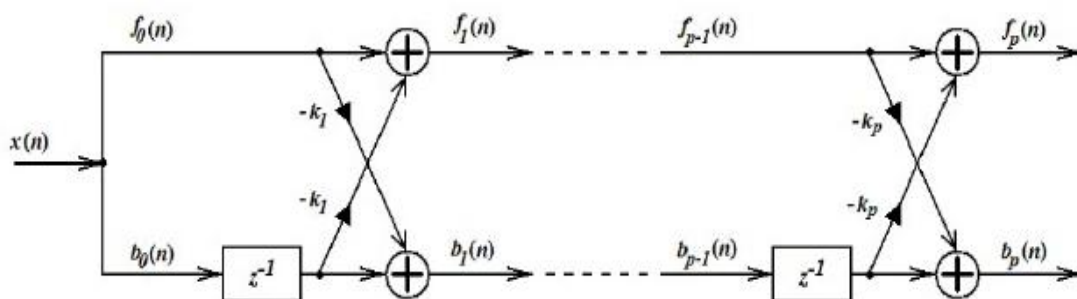
$$P_{AR}(f) = \frac{\sigma^2}{\left| 1 - \sum_{k=1}^p a_k e^{-j2\pi f k} \right|^2} \quad (8.3.2)$$

Pro zjištění správného počtu koeficientů pro odhad spektra je nejpoužívanějším způsobem informační kritérium A - AIC (Akaike Information Criterion). Na základě tohoto vztahu se lze přesvědčit o správné volbě počtu parametrů. Podle AIC je nejlepší volba počtu koeficientů při minimalizaci výsledku [27]

$$AIC(k) = N \log(\sigma_k^2) + 2k \quad (8.3.3)$$

kde k vyjadřuje řád modelu, σ_k^2 je rozptyl šumu a N je počet vzorků signálu.

U Burgovy metody se parametry modelu řádu p zjišťují pomocí reflexních koeficientů k_m . Hodnoty koeficientů se vypočítají pomocí chyb dopředné $f_m(n)$ a zpětné predikce $b_m(n)$ ze signálu délky N . Index m značí řád filtru a je v mřížovém uspořádání. [28]



Obrázek 11: Mřížové uspořádání filtrů

Výchozím bodem této metody je chyba predikce pro nultý řád.

$$f_0(n) = x(n) \quad n = 0, 1, \dots, N-1 \quad (8.3.4)$$

$$b_0(n) = x(n) \quad n = 0, 1, \dots, N-1$$

Pro $m=1,2,\dots,p$ platí následující výpočty.

1. Výpočet m -tého koeficientu podle vztahu

$$k_m = \frac{2 \sum_{n=m}^{N-1} [f_{m-1}(n)b_{m-1}(n-1)]}{\sum_{n=m}^{N-1} [f_{m-1}^2 + b_{m-1}^2(n-1)]} \quad (8.3.5)$$

kde $f_m(n)$ jsou chyby dopředné a $b_m(n)$ chyby zpětné predikce a N délka signálu

2. Výpočet chyby dopředné a zpětné predikce m -tého řádu:

$$f_m(n) = f_{m-1}(n) - k_m b_{m-1}(n-1), \quad n = m+1, 2, \dots, N-1 \quad (8.3.6)$$

$$b_m(n) = b_{m-1}(n) - k_m f_{m-1}(n-1), \quad n = m, \dots, N-1$$

kde k_m jsou koeficienty modelu.

Pomocí koeficientů k_m zjistíme hodnoty parametrů modelu dle vztahu

$$a_m(l) = a_{m-1}(l) + k_m a_{m-1}(m-l), \quad l = 1, \dots, m-1 \quad (8.3.7)$$

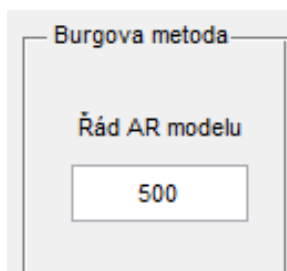
$$a_m(m) = k_m, \quad m = 1, \dots, p$$

kde $a_m(l)$ je l -tý parametr m -tého řádu modelu.

Pro výpočet výkonové spektrální hustoty je nutné znát kvadratickou chybu E_p , která nahradí rozptyl σ^2 ve vztahu (8.3.2). Jmenovatel vztahu (8.3.5) lze nahradit součtem $E_{m-1}^f + E_{m-1}^b$, což je kvadratická chyba dopředné a zpětné predikce pro $m=1$ až p . Celková kvadratická chyba je dána vztahem [28]:

$$E_m = E_m^f + E_m^b \quad (8.3.8)$$

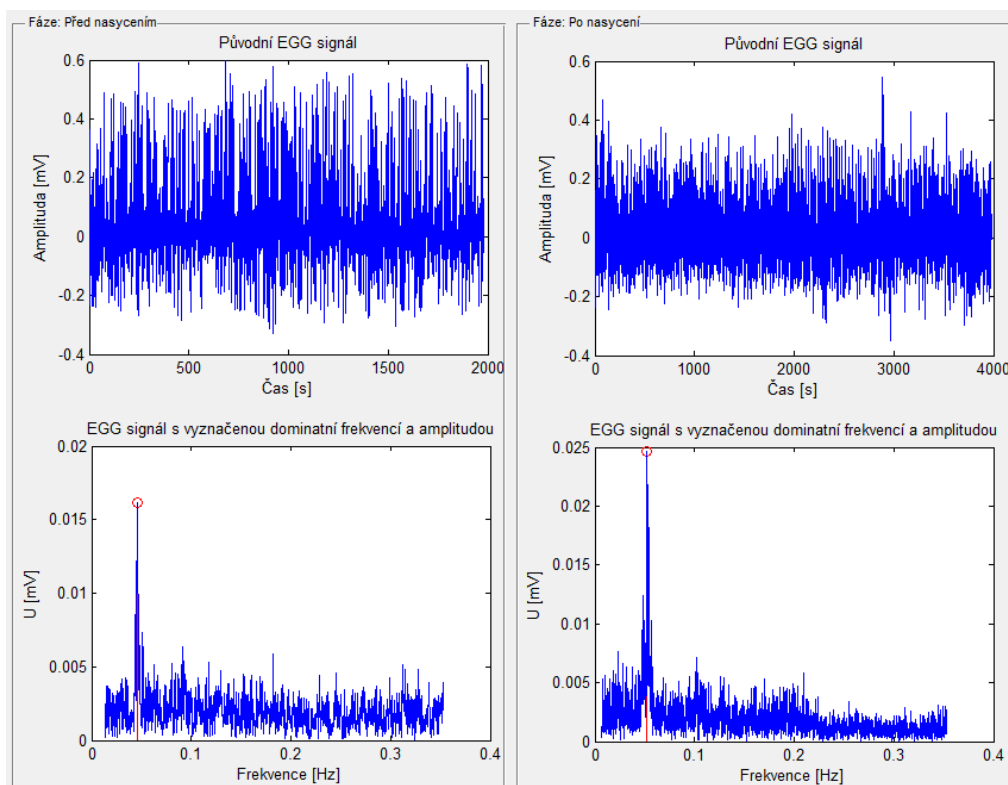
Dosazením parametrů a a kvadratické chyby do vztahu (8.3.2) se získá výkonová spektrální hustota pro Burgovu metodu.[28] Se vyšší hodnotou řádu AR modelu dochází k růstu výpočetní náročnosti operace, nikoliv však pokaždé ke vzrůstající přesnosti frekvenční analýzy.



Obrázek 12: Blok pro definování hodnoty

8.4. Zobrazení naměřených signálů

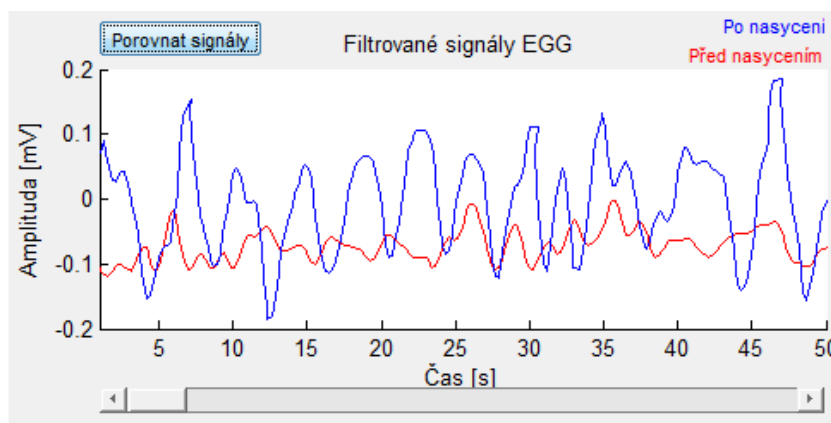
Uživatelské rozhraní obsahuje čtyři hlavní panely. Pro zobrazení signálů slouží dva z nich s názvem *Fáze: před nasycením* a *Fáze: po nasycení*. Každý z bloků obsahuje dva grafy, první graf vykresluje signál naměřený pomocí akvizičního systému Biopac a to buď originální, nebo filtrovaný filtrem dolní propustí. Tato volba se přepíná pomocí *Radio buttonů*. Druhý graf slouží k vykreslení zvolené analýzy, která se opět volí pomocí *Radio buttonů*.



Obrázek 13: Bloky fází a grafy se signály

Po zobrazení vybrané frekvenční analýzy signálu se v grafu vyznačí pomocí svislé červené čáry dominantní frekvence. Maximum této pomocné čáry dosahuje maxima hodnoty výchylky dominantní frekvence.

Pro lepší představu rozdílnosti naměřených signálů obou fází je v panelu Signály umístěn graf, který zobrazuje oba signály najednou. Signál před nasycením je vykreslen červenou barvou a signál po nasycení barvou modrou. Signály jsou v grafu rozděleny a vykresleny v 50 sekundových úsecích a posouvají se níže umístěným posuvníkem s názvem Slider.



Obrázek 14: Blok ke srovnání signálů obou fází

Pro detailnější analýzu signálu je použit tlačítko s funkcí *Zoom*. Uživatel si zvolí oblast, kterou chce přiblížit a následně mu je zobrazeno okno s informací v jakém časovém či frekvenčním intervalu si danou oblast zvolil. Funkce se následně může přepnout na režim *Pan*, umožňující s grafem libovolně manipulovat. Pro zjednodušení manipulace si lze zvolit i osu, v jaké se má graf posunovat.

8.5. Zobrazení naměřených hodnot

Přesná hodnota dominantní frekvence a hodnota její výchylky se zobrazí po stisknutí na tlačítko s názvem dané veličiny v rámečku *Static text*. Tato hodnota se odečítá z analýzy rychlé Fourierovi transformace. Tato metoda byla upřednostněná před ostatními metodami kvůli její přesnosti a eliminaci chyby uživatele, způsobenou nevyhovujícím parametrem zadaným pro zbylé dvě metody.

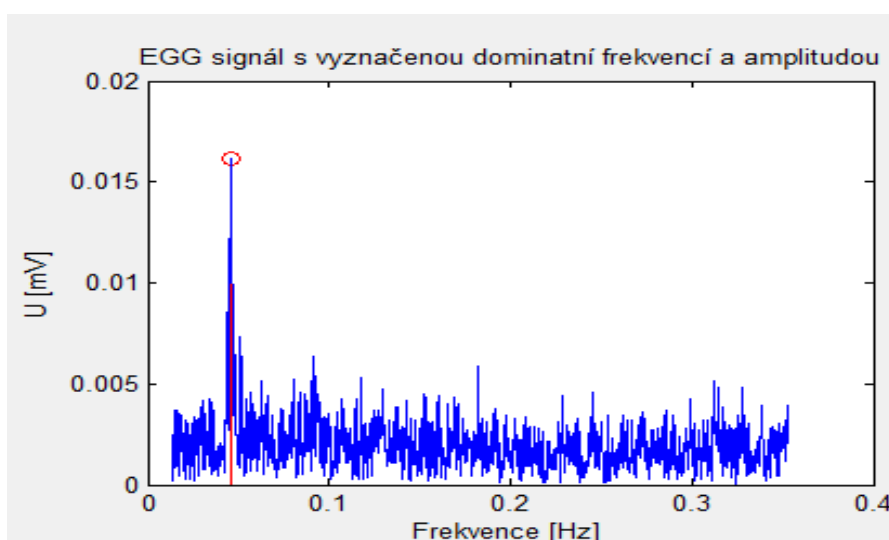


Obrázek 15: Blok pro zobrazení naměřených hodnot

9. Hodnocení naměřených hodnot

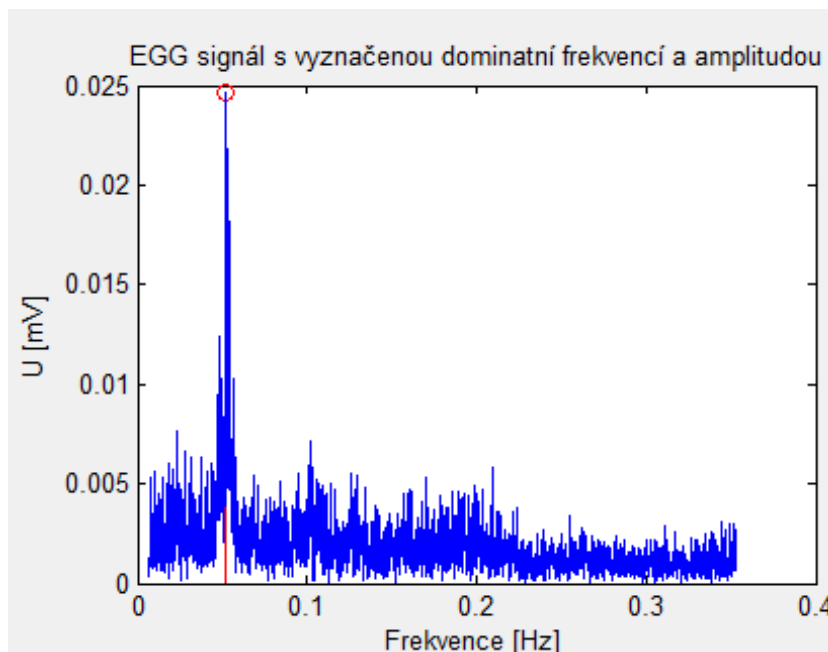
Signál byl naměřen na skupině 10 dobrovolníků, z nichž všichni byli mužského pohlaví ve věku od 21 do 26 let v dobrém zdravotním stavu. Měření bylo provedeno vždy v dopoledních hodinách. Figuranti byli poučeni o skutečnosti, aby od ranních hodin nekonzumovali žádnou stravu. Snímání signálů bylo provedeno vleže na lehátku, v laboratoři uzpůsobené k měření. Používal se 3 – svodový systém bipolárních Ag/AgCl elektrod. Po aplikaci elektrod bylo potřeba zhruba 5 minut vyčkat, aby došlo k ustálení iontové rovnováhy mezi gelem a pokožkou. Fáze na lačno byla měřena po dobu 30 minut. Poté figurant zkonzumoval referenční jídlo s nápojem. Následovala zhruba 15-ti minutová přestávka, kdy bylo potřeba vyčkat na usazení stravy v žaludku a zahájení trávení. Poté mohlo být zahájeno měření fáze po nasycení, které trvalo 1 hodinu.

Elektrická aktivita žaludku zdravého jedince by se měla pohybovat ve frekvenčním pásmu mezi 0,04 – 0,06 Hz. Výchylka amplitudy poukazuje na sílu kontraktilní aktivity způsobenou trávením stravy. Tento jev je často přičítán výskytu elektrické reakční aktivity (ERA). Hodnoty výchylky se mohou u měřených osob znatelně lišit podle umístění snímací elektrody od předsíně žaludku v rozmezí od 0,02 – 0,05 mV. Proto se nehodnotí absolutní hodnota výchylky, ale relativní změna hodnoty výchylky mezi fází na lačno a po nasycení. Ve fázi na lačno má reprezentativní vzorek dominantní frekvenci 0,0455 Hz a hodnotu výchylky 0,0162 mV



Obrázek 16: Frekvenční spektrum EGG signálu před nasycením

Po fázi nasycení by se měla hodnota dominantní frekvence zvýšit. Míra vzrůstu hodnoty dominantní frekvence je však velmi individuální. V reprezentativním vzorku tato hodnota vzrostla minimálně a to na hodnotu 0,0517 Hz. Lze však pozorovat zesílení výchylky amplitudy přibližně o 50% a to na hodnotu 0,0246 mV. Tento jev je z fyziologického hlediska žádoucí.



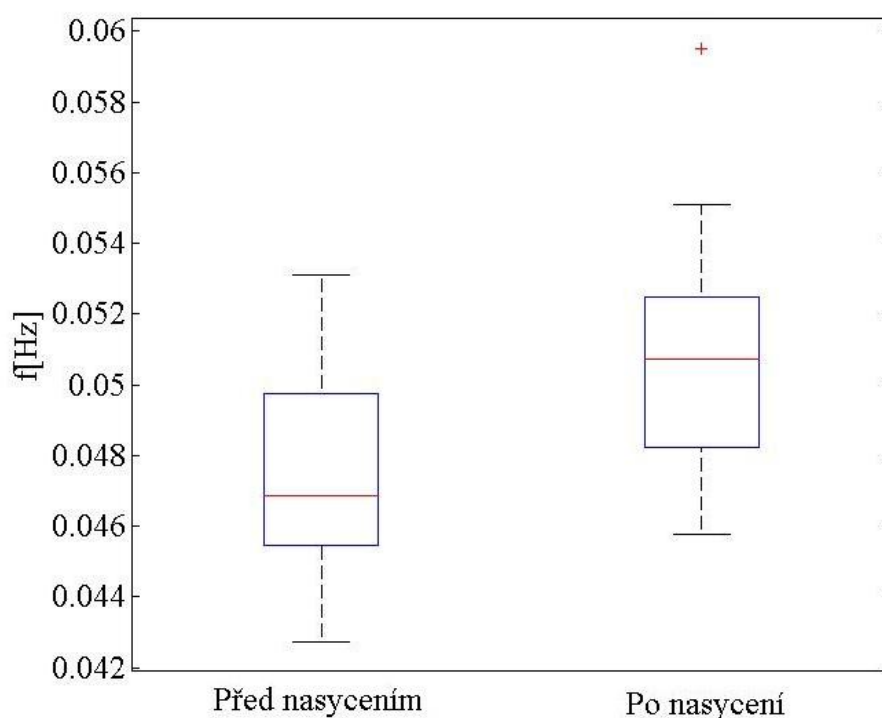
Obrázek 17: Frekvenční spektrum EGG signálu po nasycení

9.1. Statistické hodnocení dat

Po získání naměřených nezarušených signálů od všech 10 figurantů mohla být provedena statistická analýza získaných dat. Signály byly rozděleny do dvou skupin podle fází měření. Testování statistické hypotézy bylo provedeno v programovém prostředí Matlab Studentovým t-testem. Byla zvolena varianta párového t-testu, který slouží k porovnání středních hodnot mezi prvními a druhými prvky uspořádaných dvojic. Hodnotila se odlišnost dominantní frekvence a míra její výchylky mezi fázemi.

9.1.1. Dominantní frekvence

U testování dominantní frekvence byla nulová hypotéza formulována tak, že neexistuje rozdíl mezi hodnotou dominantní frekvence před a po nasycení. Parametr p vyšel 0,0535, mezní hodnota je však 0,05. Z tohoto výsledku lze tedy považovat rozdílnost hodnot dominantní frekvence za statisticky nevýznamnou. Celkový výsledek pak dokresluje obrázek 18 s krabicovým diagramem.

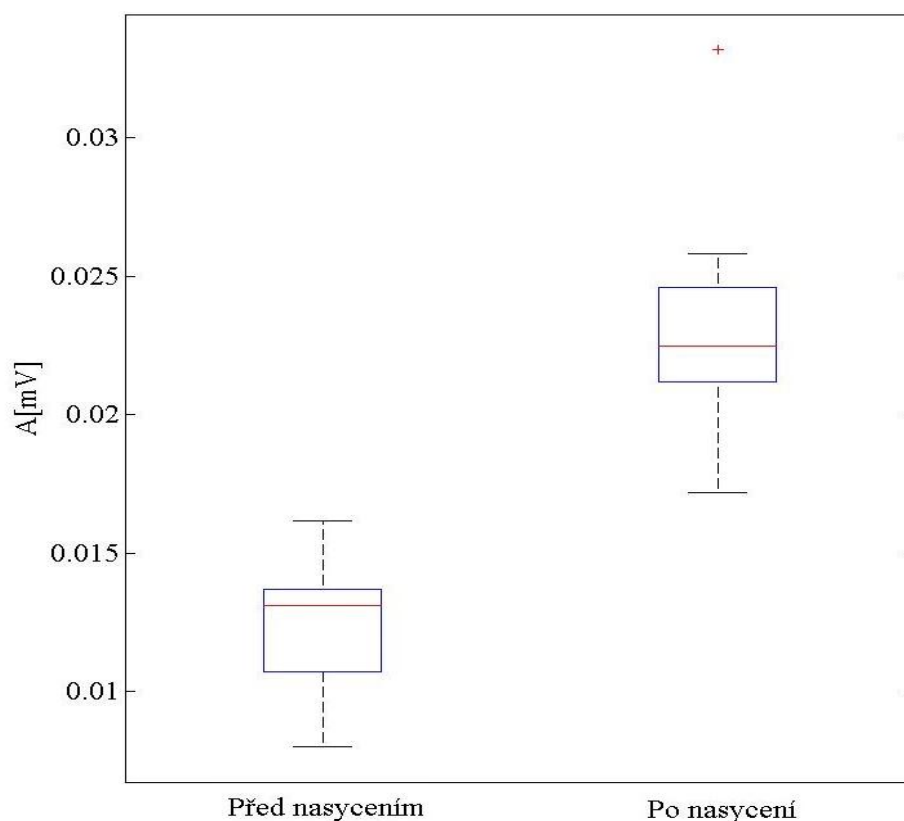


Obrázek 18: Krabicový diagram s hodnotami dom. frekvence

Z 10 naměřených signálů byla pouze u dvou pozorována opačná tendence dominantní frekvence. U těchto případů hodnota frekvence po fázi nasycení klesla. U všech ostatních případů lze však pozorovat mírný, byť statisticky nevýznamný nárůst hodnoty. Na uvedeném obrázku 18 si lze také všimnout odlehlého bodu reprezentovaného symbolem plus, který znázorňuje extrémní výchylku hodnoty a do krabicového diagramu nebyl zahrnut. Tato výchylka však nedosahuje takových hodnot, aby bylo možné ji posoudit jako tachygastrii. [29]

9.1.2. Výchylka amplitudy dominantní frekvence

U testování hodnot výchylky dominantní frekvence byla nulová hypotéza rovna jedné a hodnota parametru p vyšla $1,495 \cdot 10^{-4}$. Lze tudíž považovat rozdílnost hodnot mezi fázemi za statisticky významnou. Znázornění hodnot opět ilustruje krabicový diagram na obrázku 19.



Obrázek 19: Krabicový diagram s hodnotami výchylky dom. frekvence

Hodnoty u tohoto parametru však nejsou příliš směřodonné. V průběhu měření se sice dbalo, aby byl signál zesílen stejnou hodnotou a elektrody lepeny na stejné místa u všech figurantů, zejména u elektrody umístěné na pozici předsíně žaludku. Na hodnotu výchylky měla ale také velký vliv tělesná dispozice každého figuranta. Z tohoto důvodu bylo žádoucí spíše procentuální zesílení hodnoty výchylky u každého figuranta zvlášť.

Na přiloženém obrázku 19 si lze všimnout opět jednoho odlehlého bodu s hodnotou přibližně 0,033 mV. Tato výchylka je způsobena velmi čistým naměřeným signálem bez většího zarušení, s relativně velkou hodnotou amplitudy jednotlivých frekvencí.

U všech figurantů bylo zaznamenáno zvýšení hodnoty amplitudy dominantní frekvence po fázi nasycení. Procentuální zesílení se pohybovalo mezi 40 až 130 %. Zvýšená amplituda signálu je často přičítána výskytu elektrické činnosti (ERA)

9.1.3. *Shrnutí*

Program v rámci bakalářské práce lze využít k hodnocení dominantní frekvence žaludku a procentuálnímu zesílení amplitudy dominantní frekvence elektrogastrografického záznamu jako reakce na potravu v žaludku. Jako spolehlivý parametr EGG lze označit elektrické frekvence záznamu díky dobré úrovni stability vzhledem k vnějším vlivům. Proto také lze skrz tento program hodnotit případné tachygastrické či bradygastrické tendence žaludku. K ostatnímu měření a diagnostice se však příliš nehodí kvůli nedokonalému odstranění šumu a nedokonalé akvizici pomocí kožních elektrod.

Pokud se odečte medián hodnoty dominantní frekvence z krabicových grafů, vychází, že před nasycením měla hodnotu 0,0488 Hz a po nasycení 0,0508 Hz. Tyto hodnoty nepříliš korespondují s hodnotami v teoretické části, kde byla hodnota dominantní frekvence před nasycením definována hodnotou 0,045 Hz a po nasycení 0,055 Hz. Příčiny v rozdílnosti hodnot lze hledat v nedokonalém akvizičním nástroji, který byl použit, či v kratší době záznamu, než jaká je aplikována při klinickém vyšetření.

Závěr

Bakalářská práce se zabývá analýzou elektrogastrografických dat měřených před a po nasycení. Cílem práce bylo nastudování oblasti týkající se hodnocení elektrogastrogramu, navržení optimální metodiky pro hodnocení změn EGG způsobených konzumací jídla, seznámení se s akvizičním systémem Biopac a zaznamenání signálu na skupině dobrovolníků. Dále v programovém prostředí Matlab vytvořit aplikaci pro analýzu dat a výsledky statisticky zpracovat.

V úvodní části bakalářské práce byla popsána anatomie a fyziologie žaludku. Bylo zde pojednání o fyziologických rytmech gastrointestinálního traktu a o jejich vzniku. Pojmenovány byly základní dva rytmy, rytmus ECA a rytmus ERA.

Dále práce obsahuje popis elektrogastrografického zařízení. Vysvětlena zde byla analýza získaných dat, zabývající se užitečnými signály získanými z měření žaludeční aktivity se zaměřením na frekvenci, amplitudu a frekvenční spektrum.

V bakalářské práci byl navrhnout protokol měření pro hodnocení konzumací jídla vyvolaných změn v EGG signálu. Rozebrána zde byla problematika složení stravy, její kalorická hodnota, obsah vlákniny a objem na prováděné vyšetření a vliv na signál. Ze získaných znalostí a doporučení vyčtených z odborné literatury pak bylo navrženo referenční jídlo se středním množstvím kalorií a malým množstvím vlákniny.

Následně práce obsahuje popis pro postup měření s využitím akvizičního systému Biopac.

V poslední část práce pojednává o vytvořeném programu. Popisuje se zde jeho struktura, analýza pomocí tří metod frekvenční analýzy a práce s naměřenými daty. Výsledky analýzy EGG signálu byly poté statisticky zpracovány.

Z vypracované práce vyplývá, že frekvence se po konzumaci stravy nepatrně zvýší. Není to však statisticky významná změna. Dominantní frekvenci může být brána jako relevantní veličina pro hodnocení stavu žaludku. Změna hodnoty výchylky dominantní frekvence již statisticky významná byla. Hodnota se vždy po konzumaci jídla zvýšila nejméně o 40%. Tento fakt poukazuje na vyšší kontraktilní činnost žaludku. Tuto hodnotu však lze brát jen jako orientační parametr.

Literatura

- [1] HOLIBKOVÁ, Alžběta a Stanislav LEICHMAN. *Přehled anatomie člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2004. ISBN 80-244-1480-5.
- [2] *About cancer* [online]. [cit. 2013-12-30]. Dostupné z: <http://www.aboutcancer.com/>
- [3] ROKYTA, Richard. *Fyziologie pro bakalářská studia v medicíně, přírodovědných a tělovýchovných oborech*. 2. dopl. vyd. Praha: ISV nakladatelství, 2000, 359 s. Lékařství. ISBN 80-858-6645-5.
- [4] GANONG, William F. *Přehled lékařské fyziologie*. 20. vyd. Praha: Galén, 2005. ISBN 80-726-2311-7.
- [5] SZURSZEWSKI, J. H. Electrical basis for gastrointestinal motility. *Physiology of the Gastrointestinal Tract*. Vol 2. L. R. Johnson. N. Y.: Raven Press, 1981, s. 1435-66. ISBN 1941-6628.
- [6] GELDOLF, H. Geldof, E. J. van der Schee VAN DER SCHEE a J. L. Grashuis GRASHUIS. *Electrogastrographic characteristics of interdigestive migrating complex in humans*. 1986. vyd. The American Physiological Society, 1986, s. 165-171
- [7] PARKMAN, H. P. PARKMAN, 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*. Neurogastroenterol Motil, 2003, 89–102.
- [8] MATSUURA, Yasuyuki a Hiroki TAKADA. *Form and Its Nonlinear Analysis for the Use of Electrogastrogram as a Gastrointestinal Motility Test*. 2011, s. 39-50.F
- [9] LEVANON, D., M. ZHANG a J.D.Z. CHEN *Efficiency and Efficacy of the Electrogastrogram*. *Digestive Diseases and Sciences*. No.5. Jonathan Kaunitz. M. Keefe. 1998, s. 1023-1030. 0163-21F16.
- [10] RIEZZO, G., F. PEZZOLLA a I. GIORGIO *Effects of age and obesity on fasting gastric electrical activity in man. A cutaneous electrogastrographic study*. 1991, s. 176-181.

- [11] STODDARD, C.J., R.H. SMALLWOOD a H.L. DUTHIE. *Electrical arrhythmias in the human stomach*. Sheffield: Gut, 1981, s. 705-712.
- [12] VERHAGEN, Mamt, L.J. VAN SCHELVEN, M SAMSOM a Ajpm SMOUTH. *Pitfalls in the analysis of electrogastrographic recordings*. Gastroenterology, 1999, s. 453-460.
- [13] LAVANON, Daniela, Ming ZHANG, William C. ORR a J.D.Z. CHEN. *Effects of meal volume and composition on gastric myoelectrical activity*. Oklohama City: Thomas N. Lynn Institute for Healthcare Research, s. 430-434.
- [14] CHEN, J.D.Z., K. DAVENPORT, R.W. MCCALLUM. *Effect of fat preload on gastric myoelectrical activity in normal humans (Abstract)*. J. Gastrointest. Motil, 1993, s. 281.
- [15] CHEN, J.D.Z. a R.W. MCCALLUM. *Effect of milk on myoelectrical activity in normal human stomach an electrogastrographic study*. Med. Biol. Eng. Comput., 1992, s. 564-567
- [16] DEWEVER, I., C. EECKHOUT, G. VANTRAPPEN a J. HELLEMANS. *Disruptive effect of test meals on interdigestive motor complex in dogs*. Am. J. Physiol, 1978, s. 661-665.
- [17] CHEN, J.D.Z. a R.W. MCCALLUM. *Clinical applications of electrogastrography*. Am. J. Gastroenterol, s. 1324-1336.
- [18] BROWN, B.H., R.H. SMALLWOOD, H.I. DUTHIE a C.J. STODDARD. *Intestinal smooth muscle electrical potentials recorded from surface electrodes*. Med. Biol. Eng, 1975, s. 97-102.
- [19] CHEN, J., R.D. RICHARDS a R.W. MCCOLLUM. *Identification of gastric contractions from the cutaneous electrogastrogram*. J. Gastroenterol, 1994, s. 79-85.
- [20] READ, N.W. *Dietary fiber and the gut: action in gastrointestinal disorders*. Gastrointestinal Disease: Pathophysiology/Diagnosis/ Management. vol.2. M.H.Sleisenger a J.S.Fordtran. Philadelphia: PA: Saunders, 1993, s. 2097-2101.
- [21] MALAGELADA, J.R., V.L. GO a W.D.W. REES. *Antroduodenal motor response to solid-liquid and homogenized meals (Abstract)*. Gastroenterology, 1979, s. 1438.

- [22] RIEZZO, G., F. PEZZOLLA, J. THOUVENOT a I. GEORGIO. *Reproducibility of cutaneous electrogastrography in the fasting state in man*. Paříž: Pathol. Biol., 1992, 889–894.
- [23] CAMILLERI, M., W. HASLER, H.P. PARKMAN, E.M.M. QUIGLEY a E. SOFFER. *Measurement of gastroduodenal motility in the GI laboratory*. *Gastroenterology*, 1998, s. 747-762.
- [24] Biopac systems: Complete systems for life science research and education. BIOPAC SYSTEMS. *BSL PRO Lesson H34: Electrogastrogram From a Human Subject* [online]. 42 Aero Camino Goleta, CA 93117, 28.2.2012 [cit. 2014-01-02]. Dostupné z: www.biopac.com
- [25] MITCHEV, M., P., *Cybernize of electrogastrography*. Calgary; [cit. 2014-01-02]. Dostupné z: www.enel.ucalgary.ca
- [26] *(Diskrétní) Fourierova transformace* [online]. Olomouc: Univerzita Palackého, 2003 [cit. 2014-05-24]. Dostupné z: <http://apfyz.upol.cz/ucebnice/down/mini/fourtrans.pdf>
- [27] MADISETTI, V. – WILLIAMS, Douglas Bennett. *The Digital Signal Processing Handbook*. CRC Press, 1998. 1776 s.
- [28] KEILER, F. – ARFIB, D. – ZÖLZER, U.. Efficient linear prediction for digital audio effects [online]. URL: http://profs.sci.univr.it/~dafx/FinalPapers/pdf/Keiler_realtime_prediction_dafx2000.pdf
- [29] WEBSTER, J., G., *Encyclopedia of Medical Device and instrumentation*. 3rd edition; 2006

Seznam obrázků

Obrázek 1: Anatomie žaludku [2].....	- 2 -
Obrázek 2: Elektrická kontrolní a reakční aktivita [25].	- 4 -
Obrázek 3: Umístění elektrod [24].	- 15 -
Obrázek 4: Uživatelské rozhraní programu	- 16 -
Obrázek 5: Vývojový diagram programu pro fázi před nasycením/po nasycení	- 17 -
Obrázek 6: Blok Axes pro zobrazení signálu	- 18 -
Obrázek 7: Panel pro výběr signálů	- 18 -
Obrázek 8: Panel pro výběr metod	- 19 -
Obrázek 9: Okno s nápovědou.....	- 19 -
Obrázek 10: Blok pro definování hodnot váhovacího okna	- 22 -
Obrázek 11: Mřížové uspořádání filtrů.....	- 23 -
Obrázek 12: Blok pro definování hodnoty	- 24 -
Obrázek 13: Bloky fází a grafy se signály	- 25 -
Obrázek 14: Blok ke srovnání signálů obou fází.....	- 26 -
Obrázek 15: Blok pro zobrazení naměřených hodnot	- 26 -
Obrázek 16: Frekvenční spektrum EGG signálu před nasycením.....	- 27 -
Obrázek 17: Frekvenční spektrum EGG signálu po nasycení	- 28 -
Obrázek 18: Krabicový diagram s hodnotami dom. frekvence	- 29 -
Obrázek 19: Krabicový diagram s hodnotami výchylky dom. frekvence	- 30 -

Obsah CD

- Naměřená EGG data
- Program pro zobrazení a analýzu elektrogastrogramu v programovém prostředí Matlab
- Text bakalářské práce
- Laboratorní cvičení Analýzy elektrogastrogramu

Seznam zkratek

- EGG – Elektrogastrogram
- CPM – cycle per minute, cyklů za minutu
- ECA – electrical control activity, pomalé žaludeční vlny
- ERA – electrical response activity, akční potenciály žaludku
- FFT – fast Fourier transform, rychlá Fourierova transformace
- BSL – Biopac Student Lab, laboratorní systém Biopac

Analýza elektrogastrogramu

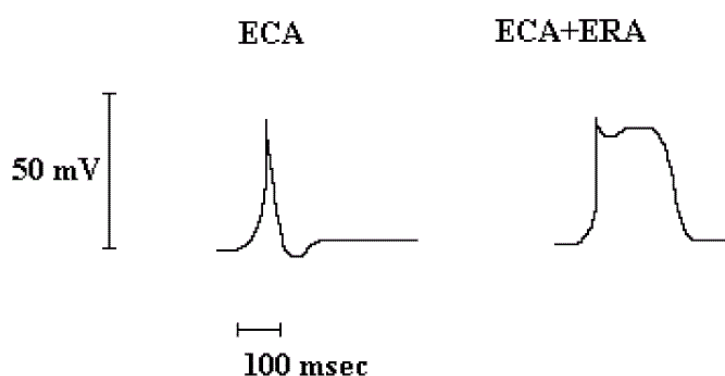
Protokol k laboratorní úloze

Zadání: Naměřte elektrogastrografický (EGG) signál pomocí akvizičního systému Biopac. S naměřeným signálem pracujte v programu EGG.fig, seznámte se s průběhem EGG signálu a jeho důležitými parametry, porovnejte naměřené či předdefinované signály před a po nasycení.

Teorie:

Základní elektrický rytmus žaludku se odborně označuje jako *elektrická kontrolní aktivita* (ECA). Frekvence normální pomalé vlny, tedy vlny ECA, je 3 cykly/min (cpm). Akční potenciály nebo také *elektrická reakční aktivita* (ERA), nasedající na nejvíce depolarizované úseky ECA vln, svalové napětí zvyšují a způsobují šíření svalových kontrakcí.

Žaludeční myoelektrickou aktivitu ovlivňují také neurotransmitery a polypeptidy. Například acetylcholin zvyšuje počet akčních potenciálů a napětí na hladkém svalu, kdežto adrenalin počet akčních potenciálů a napětí snižuje.



Obrázek 1: Elektrická kontrolní a reakční aktivita

V ideálním případě elektrogastrograf detekuje a vykresluje vlny kvaziperiodického průběhu, jako odpovědi na peristaltickou činnost žaludku. Tato metoda je užívána k vyšetření žaludku, jeho reakcí na potravu, či reakcí při medikaci hormonálních či jiných léků při podezření na patologickou činnost žaludku.

Pracovní postup:

Cíle práce

- Nahrát EGG figuranta pomocí povrchových elektrod.
- Analýza frekvencí záznamu pomocí frekvenčních analýz
- Figurantovi se bude nahrávat EGG ve 2 fázích:
 - Fáze hladovění.
 - Fáze nasycení.

Zařízení

- BIOPAC kabel pro vedení signálu Lead (SS2L).
- BIOPAC elektrody (EL503) – 3 na jednoho figuranta.
- Počítač se systémem Windows XP/7.
- Biopac Student Lab PRO software.
- BIOPAC Hardware (MP35).

Nastavení

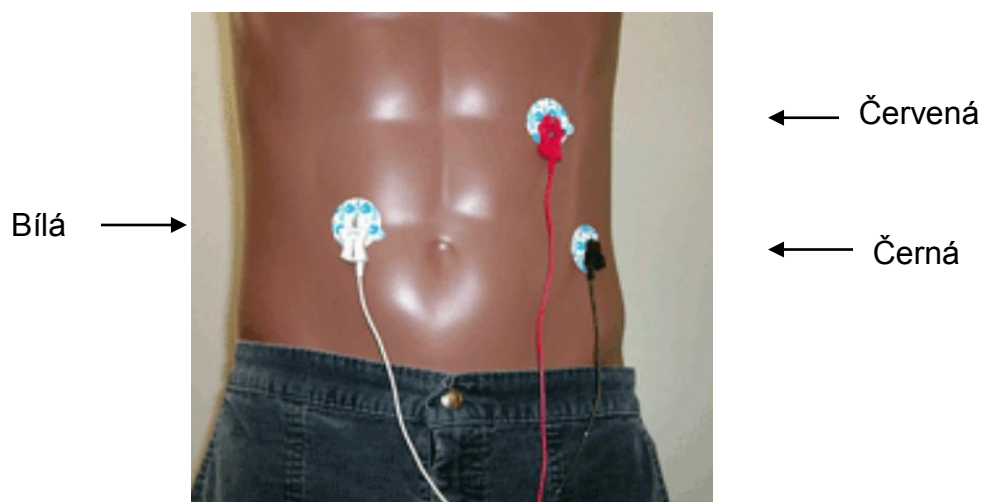
- Zapojit kabel pro vedení signálu Lead (SS2L) do CH 1.
- Spustit BSL PRO software.
- Open EGG soubor se šablonou z nabídky: *File menu > Open > Files of type: Graph Template (*.GTL) > File Name: h34.gtl.*

Kalibrace

- Není zapotřebí.

Figurant

- Příprava figuranta.
 - Odstranění všech kovových šperků z těla figuranta.
 - Kontrola zda se figurant nedotýká žádných kovových předmětů.
 - Pokud je kůže mastná, je nutné ji očistit vodou a mýdlem či alkoholem.
- Aplikace tří jednorázových elektrod EL503 na tělo figuranta podle návrhu:
 - Umístění dvou elektrod na obou stranách břicha pod žaludkem.
 - Umístění třetí elektrody nad jednu z prvních dvou elektrod.
- Připojení kabelu pro vedení signálu Lead (SS2L) dle barev dle obrázku č. 2.



Obrázek 2: Umístění elektrod

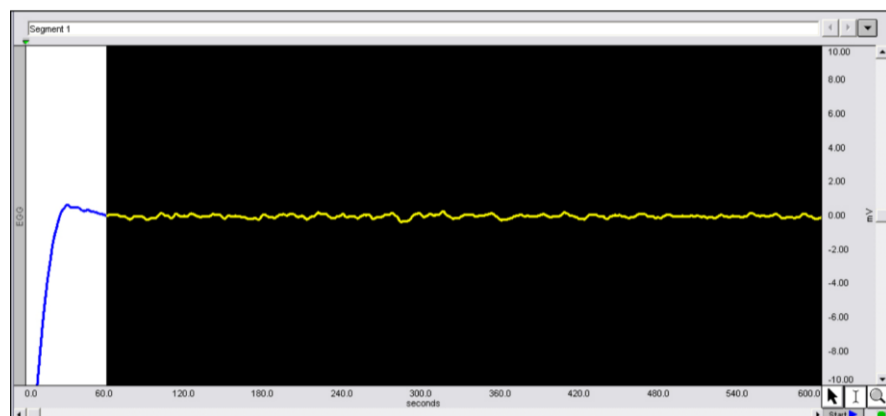
- Od zapojení elektrod k začátku nahrávání je nutné čekat 5 minut, z důvodu vytvoření iontové rovnováhy a pro zajištění dobré vodivosti.

Nahrávání

- Stisk tlačítka **Start**.
 - Pozn.:Klinické nahrávání EGG trvá většinou 2 a 3 hodiny (pro záznam nalačno a po jídle), ale základní charakteristiky EGG záznamu můžeme pozorovat za mnohem kratší dobu. Délku měření této úlohy stanoví vyučující.

Kontrolní analýza pomocí softwaru Biopac

- Pro zobrazení celistvých dat je potřeba zvolit: Display > “Autoscale Horizontal” a poté: Display > “Autoscale Waveforms”.
- Vybere se oblast dat (pomocí I-beam Tool), který neobsahuje část přechodového jevu při načítání signálu.



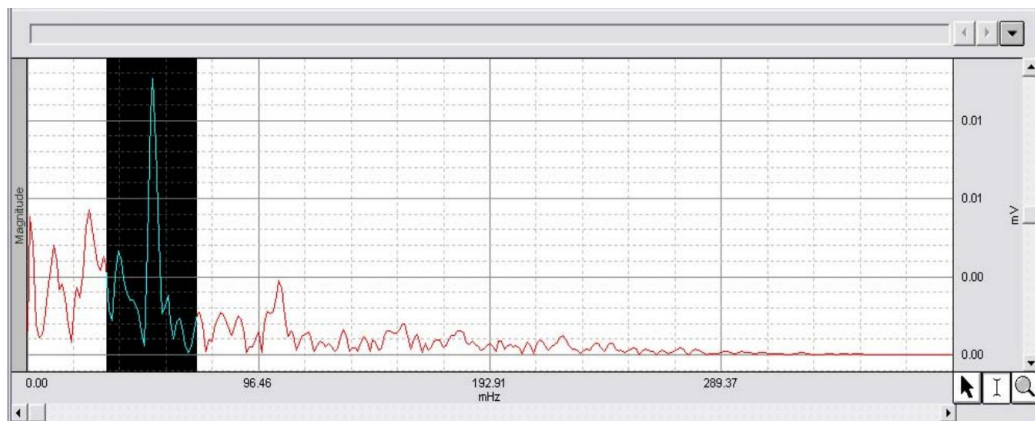
Obrázek 3: Vybraná oblast EGG záznamu.

- Zvolí se FFT z Transform menu, zaškrtnou se možnosti dle obr.4.



Obrázek 4: FFT okno pro výběr parametrů

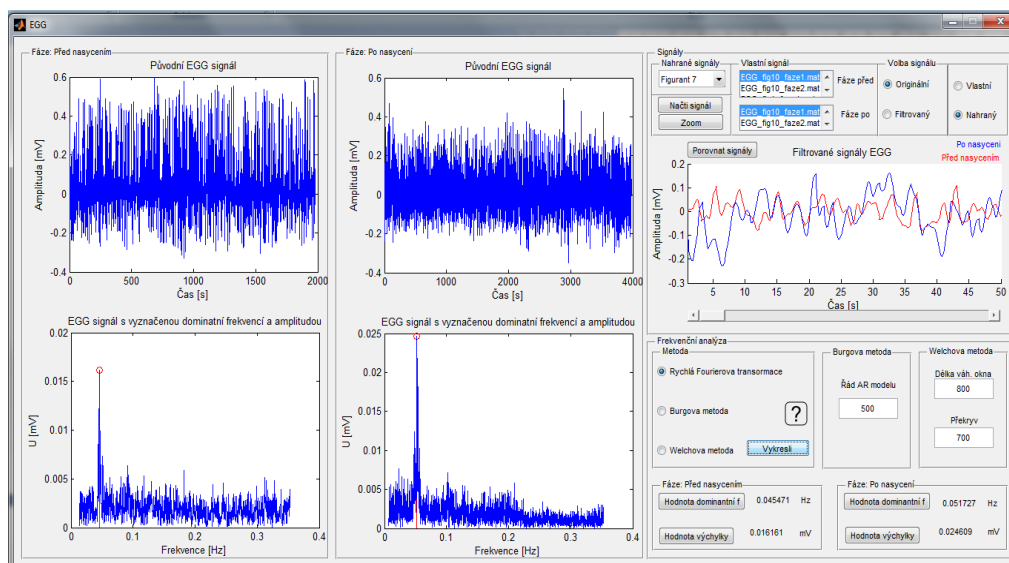
- V FFT grafu se vybere oblast frekvencí důležitých pro analýzu (0 – 0,5 Hz).



Obrázek 5: Výběr dominantní frekvence v záznamu

- Pokud se hodnota dominantní frekvence pohybuje okolo 50 mHz, okno se zavře a označená část nahraného signálu se uloží jako typ souboru **.mat*
- V programovém prostředí Matlab se **.mat* soubor načte ve Workspace a musí se vymazat druhý sloupec dat. **.mat* soubor se pak uloží a přejmenuje.

Analýza pomocí programu EGG.fig



Obrázek 6: Program EGG.fig

- Vyzkoušejte intuitivně ovládání programu
- Definujte rozdílné hodnoty pro Burgovu a Welchovu metodu frekvenční analýzy

Otázky:

1. Jakou tendenci bude mít frekvence EGG po 2 - 3 hodinách při měření fáze nasycení?
2. Jakou přibližnou hodnotou vzorkovací frekvence by měl být signál vzorkován?
3. Jakou přibližnou hodnotu by měl mít filtr dolní propust, aby účinně filtroval měřený signál?

V závěru vyhodnoťte rozdílnost hodnot dominantní frekvence a procentuální odlišnost hodnoty výchylky dominantní frekvence mezi oběma fázemi. Komentujte dopad na kvalitu frekvenční analýzy způsobenou rozdílnými hodnotami pro Welchovu a Burgovu metodu.

Závěr: