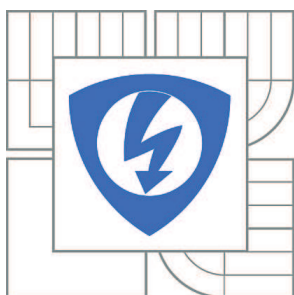


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

ANALÝZA EEG BĚHEM ANESTEZIE

EEG ANALYSIS DURING ANAESTHESIA

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

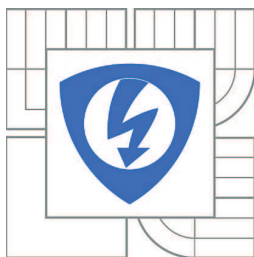
Bc. TEREZA HODULÍKOVÁ

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. PETR SADOVSKÝ, Ph.D.

BRNO 2015



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor
Biomedicínské a ekologické inženýrství

Studentka: Bc. Tereza Hodulíková

ID: 162241

Ročník: 2

Akademický rok: 2014/2015

NÁZEV TÉMATU:

Analýza EEG během anestezie

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s měřením EEG a jejím využitím v diagnostice. 2) Zpracujte rešerši metod používaných pro analýzu EEG. 3) Vyberte metody, které použijete pro analýzu signálu při anestezii. Odůvodněte proč jste je vybrali. 4) Proveďte nerovnoměrnou segmentaci signálů. 5) Optimalizujte rychlost algoritmu segmentace. 6) Nalezněte vhodné parametry pro popis segmentů. 7) Proveďte statistické a spektrální zpracování signálů EEG ve všech fázích celkové anestezie. 8) Vyhodnoťte a diskutujte výsledky.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] ANDĚL, J. Statistické metody. Matfyzpress, Praha, 2003.
- [2] HEBÁK, P., HUSTOPECKÝ, J. Vícerozměrné statistické metody s aplikacemi. SNTL/ALFA, 1987.
- [3] KRAJČA, V., FORMÁNEK, J., PETRÁNEK, S. Srovnání tří přístupů k adaptivní segmentaci signálů. Lékař a technika, sv. 4, s. 68 - 74, 1986.

Termín zadání: 9.2.2015

Termín odevzdání: 22.5.2015

Vedoucí práce: Ing. Petr Sadovský, Ph.D.

Konzultanti diplomové práce:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor diplomové práce nesmí při vytváření diplomové 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.

ABSTRAKT

Tato diplomová práce se zabývá metodou funkčního vyšetření elektrické aktivity mozku. Na začátek je popsán centrální nervový systém, metoda elektroencefalografie a možné zapojení. Dále se práce zabývá signálem EEG, jeho charakteristikou a artefakty v signálu. Zahrnuje zpracování signálu a výčet příznaků, které jsou využity pro analýzu EEG během anestezie. V praktické části je realizován prohlížeč software, který umožňuje mimo jiné i spektrální zpracování signálu. Závěrem je provedena nerovnoměrná segmentace a statistické zpracování.

KLÍČOVÁ SLOVA

Elektroencefalografie, signál EEG, zpracování signálu, Fourierova transformace, nerovnoměrná segmentace, grafické uživatelské rozhraní

ABSTRACT

This master's thesis deals with the method of functional examination of brain electric activity. In the first part is description of central nervous system, method of electroencephalography and possible connections. Furthermor the project involves characteristic of EEG signal and its artifacts. It also includes signal processing and list of symptoms, which will be used for an analysis of the EEG during anesthesia. The second part of thesis involves development of application, which allow viewing and proccesing of EEG signal. In conclusion of thesis is carried out unequal segmentation and statistical processing.

KEYWORDS

Electroencephalography, EEG signal, signal processing, Fourier Transform, Unequal segmentation, Graphical User Interface

HODULÍKOVÁ, T. *Analýza EEG během anestezie*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2015. 66 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Petr Sadovský, Ph.D..

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma Analýza EEG během anestezie jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autorka uvedené diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této diplomové práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědoma 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

.....

Tereza Hodulíková

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucímu diplomové práce Ing. Petru Sadovskému, Ph.D. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé diplomové práce.

V Brně dne

.....

Tereza Hodulíková

OBSAH

Úvod	1
1 ELEKTROENCEFALOGRAFIE	2
1.1 Centrální nervový systém	2
1.2 Popis přístroje EEG a jeho parametry	4
1.2.1 Technické parametry elektroencefalografu	4
1.2.2 Předzesilovač	4
1.2.3 Zesilovač	5
1.2.4 Elektrody	5
1.2.5 Rozmístění elektrod	7
1.3 Zapojení – montáže	8
1.3.1 Unipolární režim	8
1.3.2 Bipolární režim	9
1.3.3 Zprůměrovaný režim	10
2 SIGNÁL EEG	11
2.1 Frekvenční rozsah	11
2.1.1 Typy aktivit v signálu EEG	11
2.1.2 Alfa aktivita	12
2.1.3 Beta aktivita	13
2.1.4 Delta aktivita	13
2.1.5 Théta aktivita	14
2.2 Amplituda záznamu	14
2.3 Tvar	15
2.4 Distribuce	15
2.5 Symetrie	15
2.6 Synchronie	16
2.7 Rytmicita	16
2.8 Periodicita	17
2.9 Perzistence	17
2.10 Reaktivita	17

3	ARTEFAKTY V EEG	18
3.1	Biologické artefakty.....	18
3.2	Technické artefakty.....	19
4	ZPRACOVÁNÍ SIGNÁLU	21
4.1	Metody zpracování signálu.....	21
4.1.1	Spektrální analýza.....	21
4.1.2	Fourierova transformace.....	22
4.1.3	Topografické mapování aktivity EEG.....	24
4.2	Klasifikace.....	26
4.3	Výpočet příznaků.....	27
4.3.1	Statistické parametry.....	27
5	SPEKTRÁLNÍ ZPRACOVÁNÍ	29
5.1	Amplitudové spektrum.....	29
5.2	Fázové spektrum.....	29
5.3	Periodogram.....	29
5.4	Spektrogram.....	30
6	SEGMENTACE EEG	31
6.1	Konstantní segmentace.....	31
6.2	Nerovnoměrná segmentace.....	31
6.2.1	Adaptivní segmentace na základě lineární predikce.....	31
6.2.2	Adaptivní segmentace na základě autokorelační funkce.....	33
6.2.3	Adaptivní segmentace na základě dvou spojených oken.....	35
7	PRAKTICKÁ ČÁST	37
7.1	Načtení dat ze souboru.....	37
7.2	Realizace prohlížečské aplikace.....	37
7.2.1	Ovládací panel.....	37
7.2.2	Výstupy aplikace.....	39
7.3	Nerovnoměrná segmentace.....	44
8	Závěr	49
	Literatura	51
	Seznam obrázků	54

Seznam tabulek	56
Seznam symbolů a zkratek	57
Seznam příloh	58

ÚVOD

Mozek je orgán sloužící jako centrum nervové soustavy člověka. Jeho úkolem je organizace a řízení organismu člověka. Mozek se z buněčného hlediska skládá především z nervových a gliových buněk. Zatímco nervové buňky jsou přizpůsobené k aktivní nervové činnosti spojené se vznikem a přenosem nervových impulsů, nepostradatelné jsou i gliové buňky, které zajišťují výživu, chrání a jinak podporují nervovou tkáň. Metodou ke zkoumání tohoto orgánu je elektroencefalografie. EEG je běžně používanou neinvazivní metodou funkčního vyšetření elektrické aktivity centrálního nervového systému. Sumační signály z neuronů jsou snímány elektrodami z povrchu lebky. Díky ní můžeme vyhodnocovat změny elektrických potenciálů v mozku. Cílem práce je seznámení s touto metodou a popsání způsobů měření, elektrody a artefakty v EEG. V této oblasti bude vypracována rešerše poskytující potřebné informace pro následující realizaci praktické části.

V první části práce je představen úvod do problému a popsány základní teoretické poznatky. V této části je popsán vznik elektroencefalografických signálů, jejich vlastnosti, artefakty a charakteristické rysy signálu. Z technického hlediska jsou zmíněny možné zapojení, montáže a varianty elektrod pro snímání.

Druhá část práce se zaměřuje na informace potřebné k realizaci programové části práce a jednotlivé využití metody a postupy.

Poslední část diplomové práce představuje programové zpracování problematiky z druhé části práce.

1 ELEKTROENCEFALOGRAFIE

Elektroencefalografie umožňuje měřit elektrickou aktivitu mozku. Je to nástroj pro diagnostiku a výzkum činnosti mozku. Používá se pro zjištění fází spánku, onemocnění mozku, vyšetření stavu vědomí, působení drog či omamných látek. Tato metoda měření se nejčastěji využívá v oboru neurologie a psychiatrie. [1]

1.1 Centrální nervový systém

Je stěžejní část nervového systému a zajišťuje nervové řízení organismu. Centrální nervový systém zahrnuje mozek a míchu a spolu s periferním nervovým systémem tvoří nervovou soustavu člověka. Umožňuje kontakt s vnějším prostředím ale i ovládá orgánové funkce.

Neurofyzilogie je obor zabývající se vznikem a přenosem informace v nervovém systému.

Mozek je orgán sloužící k řízení nervové soustavy. Je složen z tzv. šedé hmoty mozkové a z tzv. bílé hmoty mozkové. Šedá hmota mozková je tvořena převážně těly neuronů, bílá hmota je bohatá spíše na nervová vlákna.

Neuron (nervová buňka) tvoří základní jednotku nervového systému, která zprostředkovává informace ve formě vzruchu. Odhadovaný počet neuronů u člověka je 10^{10} . Neuron se skládá z těla s jádrem a z dlouhého výběžku, kterému říkáme axon a z krátkých výběžků, které nazýváme dendrity (viz Obrázek 1). Nejčastěji jeden axon a více dendritů. Axon vede vzruchy odstředivě, tedy k následujícím neuronům (k cílovým buňkám) a dendrity dostředivě, neboli k tělu neuronu. Vlákna mohou být nemyelinizovaná nebo myelinizovaná. Myelinizovaná vlákna jsou přerušována Ranvierovými zářezy. Ranvierovy zářezy jsou místa, kde je ztenčena myelinová pochva na neuronu. Díky tomuto přerušovanému uspořádání dochází k rychlejšímu vedení vzruchu. Dochází k tzv. saltatornímu neboli skokovému vedení.

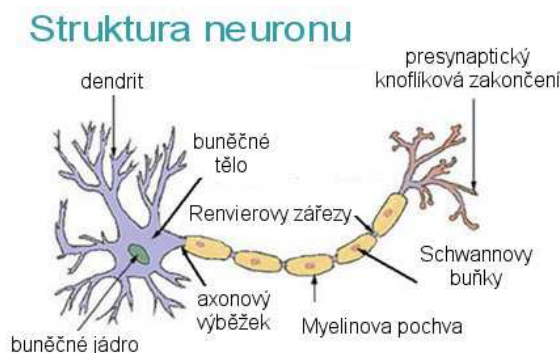
Synapse představuje spojení membrán dvou buněk. Prostřednictvím synapse je uskutečňován přenos informace z axonu jednoho neuronu k axonu druhého neuronu. [2], [3]

Klidový potenciál

Vzniká jako výsledek nevyváženého přenosu iontů mezi vnitřní a vnější tekutinou. Je v rozsahu -90 mV až -50 mV (znaménko mínus je z důvodu, protože uvnitř má prostředí záporný potenciál kvůli převaze aniontů bílkovin). Vně buňky (extracelulárně) je kladný iont Na^+ a záporný iont Cl^- uvnitř buňky potom K^+ a bílkovinný anion. Kladný náboj vně a záporný uvnitř se projevuje jako polarizace membrány. Důležitý podíl na polarizaci membrány má sodíko–draslíková pumpa. Bez tohoto procesu by nebyla membrána polarizovaná.

Akční potenciál a jeho šíření

Vzniká rychlou **depolarizací** membrány, která vzniká tím, že se otevřou iontové kanály pro Na^+ a do vnitřního prostředí buňky začnou pronikat sodíkové ionty po koncentračním spádu. Depolarizace pak přechází v **transpolarizaci**, kdy dochází ke změně polarity. Tyto kanály se uzavírají a zároveň dojde k otevření pomalejších kanálů pro K^+ a nastává fáze **repolarizace** a obnoví se předešlá polarizace buňky. Trvání akčního potenciálu je do 20 ms a rychlost se odvíjí od odporu a průřezu vlákna. U vláken s Ranvierovými zářezy probíhá tzv. saltatorní vedení, které je až 25 krát rychlejší. [2], [3]



Obrázek 1: Struktura neuronu. [4].

1.2 Popis přístroje EEG a jeho parametry

Elektroencefalograf je vždy vícekanálový. Na vstupu je diferenční zesilovač, kde na jeho vstup je přiváděn signál, ze svodových míst. [6]

1.2.1 Technické parametry elektroencefalografu

Přístroj EEG slouží k záznamu elektrické aktivity mozku. Pro jeho konstrukci a následné snímání je potřeba definovat technické parametry tohoto zařízení. V dnešní době už se výstupní data digitalizují, což umožňuje efektivnější práci s daty (např. zpětné zpracování signálu).

Tab. 1 - Technické parametry. [6]

Vstupní citlivost	nastavitelná v rozmezí 20 – 1000 $\mu\text{V/cm}$
Diskriminační činitel CMRR	větší než 10 000
Vstupní odpor	5 – 100 $\text{M}\Omega$
Kmitočtová charakteristika	0,5 – 110 Hz
Registrační systém	přímo píšící, tryskový, v dnešní době digitalizace signálu na paměťová média

1.2.2 Předzesilovač

Předzesilovač se používá pro zesílení signálu až 1000 krát, dokáže napětí řádově desítky mikrovoltů převést na milivolty. Vstupní odpor by měl být až stovky megaohmů. Používá se tzv. diferenční zesilovač. Protože chceme zesilovat rozdílové napětí mezi oběma vstupy diferenčního zesilovače. Společné potenciály oběma elektrodám jsou potlačovány. Předzesilovač bývá umístěn již v elektrodě.

1.2.3 Zesilovač

Zesilovač je umístěn v přístroji a je spojen s předzesilovačem. Opět zesiluje předzesílený signál přibližně 1000 krát.

Na registrační zařízení je přiveden pouze signál filtrovaný pásmovou propustí s dolním mezním kmitočtem 0,5 Hz a horním mezním kmitočtem 70 Hz (potřebné frekvenční pásmo EEG).[7]

1.2.4 Elektrody

Umožňují nám přechod mezi mozkovou aktivitou a EEG přístrojem. Převádí elektrickou aktivitu mozku na zesilovače EEG. Podle druhu kovu a tekutého média, které se používá ke konstrukci elektrody, se odvíjí charakteristika elektrod. Elektrody pro snímání EEG musí být nepolarizovatelné, aby přenášely rychlé změny v signálu, a musí být tedy vytvořeny z určitých druhů kovů. Jsou vytvořeny z čistého stříbra nebo ze slitiny s cínem, obalené chloridem stříbrným.

Typy elektrod:

- **Diskové elektrody** – kruhového a plochého tvaru, o průměru 7-10 mm, vytvářeny z tavitelné slitiny. Připevňovány jsou speciální pastou, která musí mít patřičnou konzistenci, aby elektrodu udržela. Nutností je i připravení a očištění kůže pod elektrodou. Problémem často je přelomení kabelu v místě spojení s elektrodou.
- **Jehlové elektrody** – tenké, připomínající injekční jehly, o délce 20mm, aplikují se pod kůži. U vyšetřované osoby vyvolává nepříjemný pocit. Hrozí nebezpečí infekce, proto je nutná desinfekce. V dnešním provozu EEG laboratoří se už nepožívají.
- **Elektrody s fyziologickým roztokem** – elektroda, která je pomocí závitů zašroubovaná do umělohmotného držáku. Elektrody přidrží maska z gumových pásků a jsou obšity bavlněnou tkaninou. Před

aplikací se elektrody vloží do fyziologického roztoku. Výhodou je, že pokožka nemusí být důkladně připravena a také rychlá aplikace.

- **Elektrody fixované koloidem** – jsou kruhového a plochého tvaru, s prohlubní, která je vyplněna vodivou pastou. Pokožka před aplikací musí být důkladně očištěna. Nejprve se natře trochu pasty, přichytí se speciální držákem a zakápně se koloidem. Aplikaci elektrody je zdlouhavější, trvá asi 2 minuty. Používají se při dlouhodobějším snímání až 24 hodin. V dnešním provozu se nepoužívají kvůli dlouhé době fixace a nepříjemnému odstraňování.
- **Elektrody s Ag/AgCl** – upevňují se pomocí vodivé pasty na bezvlasé části pokožky. Připevňují se pomocí kroužků z PVC folie, které jsou oboustranně lepící.
- **Speciální elektrody** – zahrnují mnoho druhů elektrod, které jsou často používány ke konkrétnímu zavedení do dutin lidského těla, případně pro vpichování.

Sfenoidální elektrody – vpichují se mezi kost jařmovou a mandibulu.

Nasofaryngeální elektrody – používá se pro zavádění do nosní dírky.

Tympanální – elektrody – aplikace do zvukovodu a umožňují snímání z povrchu ušního bubínku.

Kortikální elektrody – pro záznam EEG přímo z povrchu kůry mozkové.

Intracerebrální elektrody – vpichové, zaváděny pomocí jehly. [8]

1.2.5 Rozmístění elektrod

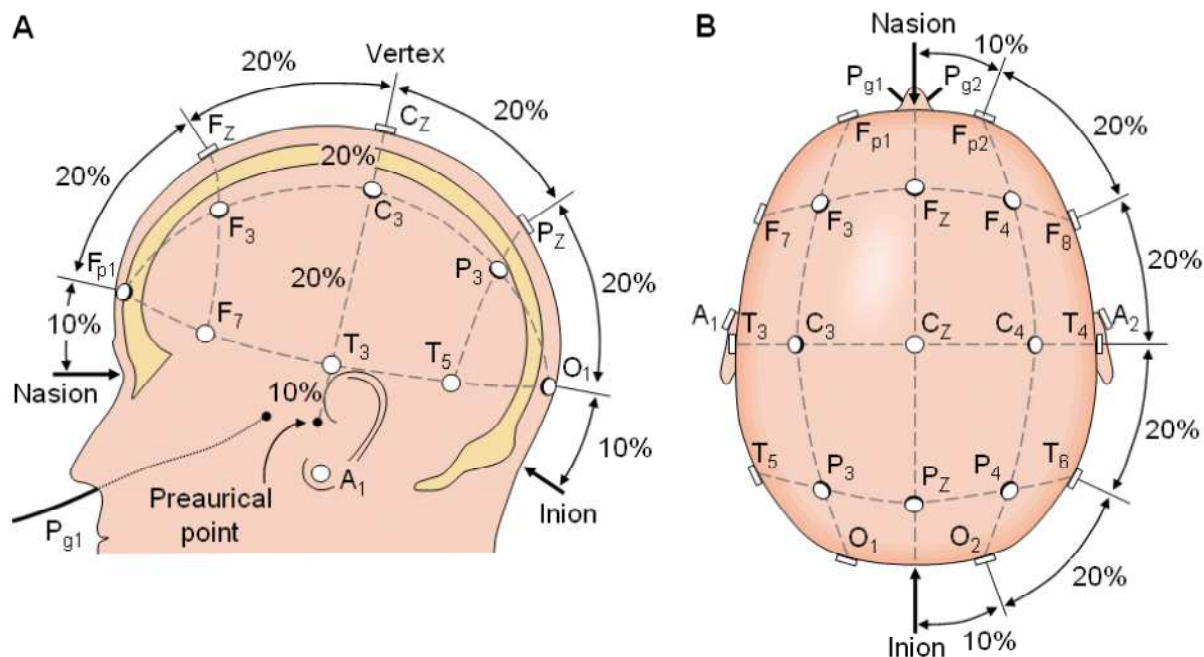
Pro měření signálu z povrchu lebky se standardně používá rozmístění elektrod „10–20“. Název vznikl z rozměření lebky a rozdělení na části po 10% a 20%.

Elektrody jsou znázorňovány písmeny (A = Ear lobe; C = Central; P = Parietal; F = Frontal; O = Occipital; T = Temporal) a čísla. Elektrody nad levou hemisférou jsou označovány čísla lichými a elektrody nad pravou mozkovou hemisférou označují čísla sudá.(viz obrázek 2)

Je potřeba, aby elektrody byly nepolarizovatelné. Využívají se buď zlatené elektrody, nebo stříbrné elektrody pokryté vrstvou AgCl. Pro fixaci elektrod na hlavě se používají elastické čepice pro různé obvody lebky. Tyto čepice mají fixně rozmístění elektrod „10–20“. Před měřením se do elektrod musí aplikovat indiferentní gel.¹

Signály z dílčích elektrod se měří nejčastěji vůči referenční elektrodě, která bývá umístěna na ušním lalůčku. Zemní elektroda se umísťuje na čelo.

¹ indiferentní gel = zdravotnický prostředek pro univerzální použití, nedráždivý a neutrální gel



Obrázek 2: Rozmístění elektrod. A je boční pohled, B pohled z horní strany. [5].

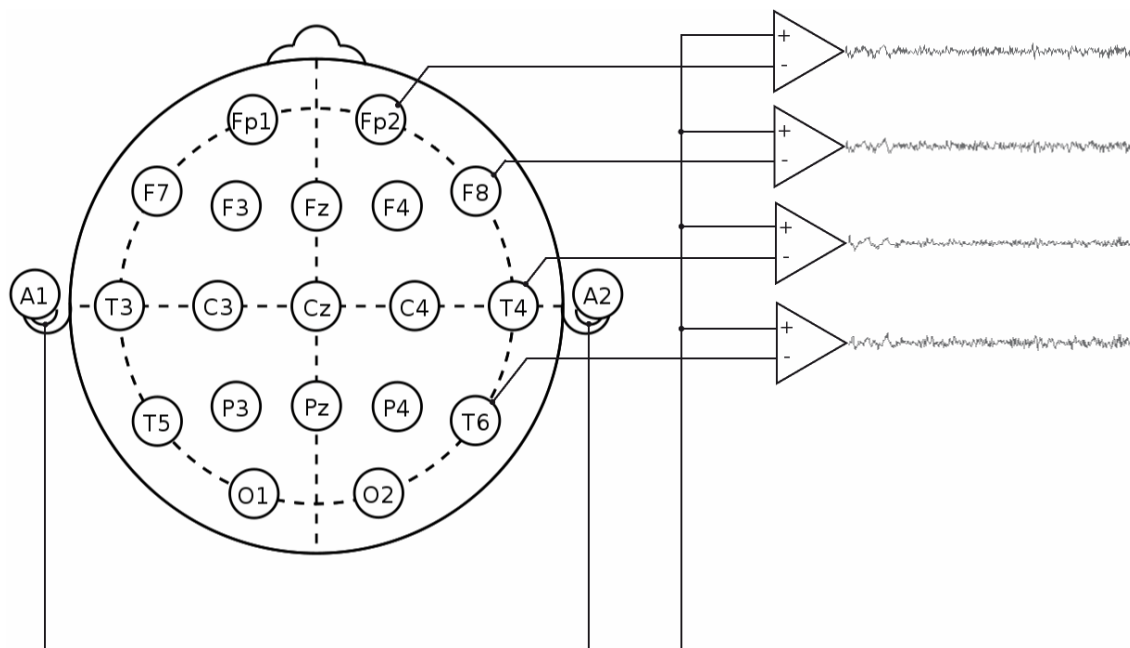
1.3 Zapojení – montáže

Zapojení EEG přístroje neboli režim snímání může být v unipolárním, bipolárním nebo zprůměrovaném režimu. Používají se i jiná zapojení dle potřeby, ovšem tyto 3 jsou nejčastější.

1.3.1 Unipolární režim

Na vstup zesilovače je připojena jedna „aktivní“ a druhá inaktivní elektroda. Indiferentní elektroda je zapojena nejčastěji na ušní lalůček. Tento bod není úplně indiferentní a částečně zachycuje aktivitu mozkové tkáně. Detekujeme napětí mezi aktivní elektrodou a referenční svorkou. [5] (viz Obrázek 3)

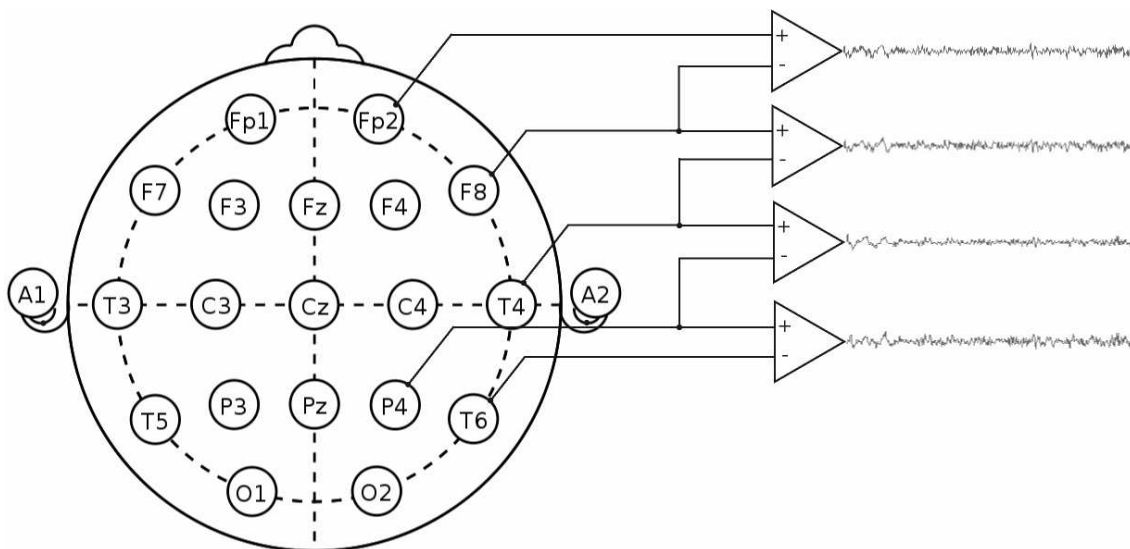
Výhodou tohoto zapojení je lepší pozorovatelnost velikosti a tvaru vlny a vyšší úroveň signálu. Nevýhoda je větší chyba u lokalizačních výsledků.



Obrázek 3: Zapojení v unipolárním režimu. [12]

1.3.2 Bipolární režim

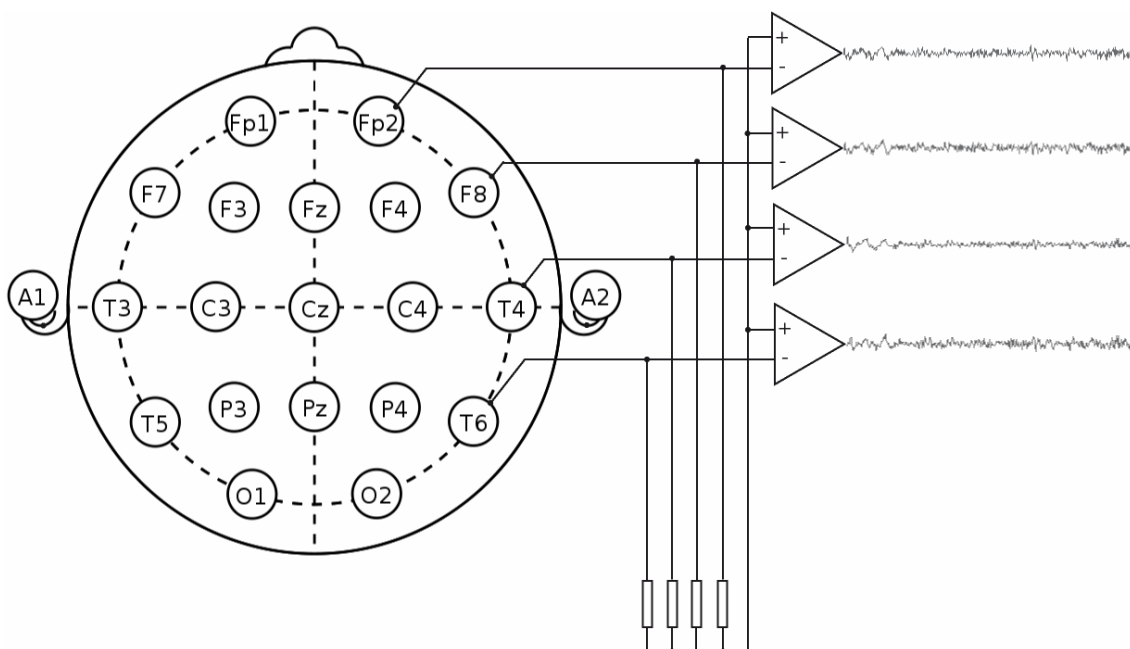
U bipolárního zapojení zesilovač zpracovává rozdíl potenciálů mezi dvěma aktivními elektrodami. Používá se množina svodů zapojených bez společné referenční elektrody. Označíme-li jednotlivé OZ na obrázku čísly shora dolů, pak invertující vstup k -tého OZ je vždy spojen s neinvertujícím vstupem $(k+1)$ -ního OZ. [11] (viz Obrázek 4)



Obrázek 4: Zapojení v bipolárním režimu. [12].

1.3.3 Zprůměrovaný režim

V tomto systému se používá společná indiferentní elektroda, obvykle vytvořená podle Goldmana.



Obrázek 5: Zprůměrovaný režim. [12]

2 SIGNÁL EEG

EEG signál vzniká jako sumace aktivity velkého počtu neuronů. Signály vzniklé superpozicí z jednodušších signálů jsou snímány elektrodami z povrchu lebky. Signál je tvořen součtem elektrických dějů na elektrodě.

Signál EEG má široké frekvenční spektrum. Nedá se definovat přesné rozhraní mezi normálním a abnormálním EEG. Kritéria jsou vyvozeny z dlouhých studií a jsou stanoveny normy pro různé věkové skupiny, bdělý stav či spánek. Tyto normy je nutné brát jako pouze hodně orientační.

Znaky EEG

2.1 Frekvenční rozsah

Frekvenčně využitelný rozsah je v rozmezí 0,5 Hz až 70 Hz. Můžeme rozlišit několik frekvenčních pásem: alfa, beta, delta a theta (viz Tabulka 2). Pojmenování nevyplývá z logiky nýbrž z historie, protože termíny byly postupně zaváděny významnými osobnostmi v historii EEG.

2.1.1 Typy aktivit v signálu EEG

Vlny vytvářející EEG signál se rozdělují podle frekvence. V EEG hledáme nejčastěji klinicky významné frekvenční pásma.

Tab. 2 - Aktivita v EEG

název	písmeno řecké abecedy	frekvenční rozmezí	amplituda	význam
alfa rytmus	α	8 - 13 Hz	5 - 100 μ V	Je základním rytmem mozku ve stavu tělesného a duševního klidu a současně zavřených očí, objevuje se na EEG záznamu převážně v parietální a okcipitální oblasti mozkové kůry.
beta rytmus	β	14 - 40 Hz	2 - 20 μ V	Objevuje se difúzně na povrchu mozku v okamžiku aktivního bdění (při otevření očí), je spojován s aktivním stavem CNS při zpracovávání informací.
delta rytmus	δ	< 4 Hz	20 - 200 μ V	Objevuje se dosti často u kojenců a dospělých osob v průběhu hlubokého spánku.
théta rytmus	θ	4 - 8 Hz	5 - 100 μ V	U dětí mezi 2. a 3. rokem. U dospělých se objevuje při stresu a vzrušení a rovněž v průběhu spánku.

2.1.2 Alfa aktivita

Frekvenční rozsah je v rozmezí 8–13 Hz. Objevuje se nejčastěji ve stavu bdění nad zadní oblastí hlavy. Amplituda je proměnlivá většinou do 50 μ V. Nejvíce je výrazná při zavřených očích a relaxaci. Slabší nebo úplně blokována je při zrakové a mentální pozornosti. Alfa aktivita se s věkem zvyšuje, frekvence 4 Hz je kolem

4. měsíce, postupně nabývá větší frekvence na 6 Hz a to ve věku kolem jednoho roku a potom 8 Hz ve věku od tří let. Od tohoto věku se dá pojmenovávat jako alfa aktivita. Amplituda je hodně proměnlivá a individuální.

Nad nedominantní hemisférou je alfa aktivita vyšší. Při otevření očí a světelných podnětech je alfa rytmus blokován. Vztah alfa rytmu a inteligence nebyl nikdy prokázán. Dokázán je vliv menstruačního cyklu především na alfa aktivitu. Je ovlivňována také teplotou těla, s rostoucí teplotou roste i alfa. Stres či psychické napětí způsobuje útlum a někdy až blokádu alfa rytmu. [7]

Varianty alfa aktivity:

- a) **MU rytmus** - je obdobný jako alfa aktivita, ale fyziologický význam je jiný. S přibývajícím věkem ubývá MU rytmu, projevuje se u psychiatrických onemocnění. Frekvence se pohybuje v rozmezí 9 – 11 Hz. Vyznačuje se ostrou negativní a zaoblenou pozitivní fází. Je blokován motorickou aktivitou, případně jen myšlenkou na ni a spojován se záchvatovými onemocněními.
- b) **Kappa rytmus** - způsobován bočním kmitáním očních bulbů a je považován spíše za oční artefakt. [7]

2.1.3 Beta aktivita

Frekvenční rozmezí je 14–40 Hz. Vyskytuje se nad přední a střední částí lebky. Je charakteristická pro bdělý stav. Zmnožena může být ve stáří či u osob úzkostných. Ovlivněna může být farmakologicky např. analgetiky či hypnotiky. Větší výskyt je u žen než u mužů. [7]

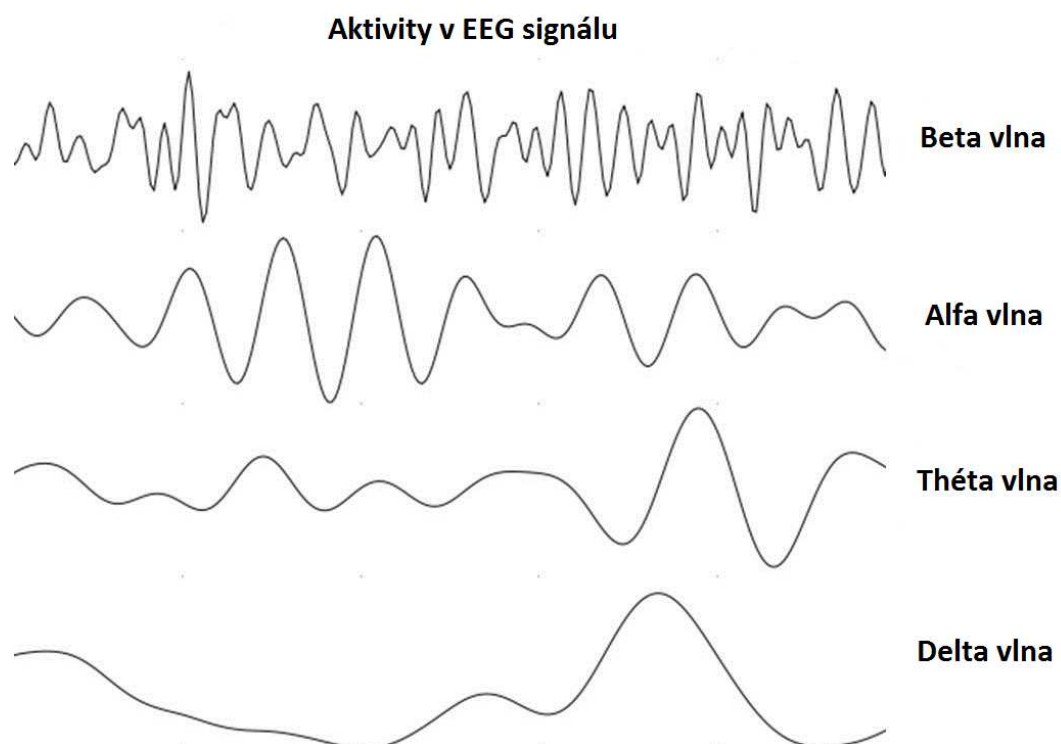
2.1.4 Delta aktivita

Frekvence do 4 Hz, typicky v rozmezí 0,5–4 Hz. Objevuje se u kojenců,

u dospělých v průběhu spánku. V bdělém stavu je u dospělých jedinců patologií. Důležitou roli hraje u stanovování spánkových stádií.

2.1.5 Théta aktivita

Je ve frekvenčním rozsahu 4–8 Hz. Společně s delta aktivitou je důležitá pro určování spánkových stádií. U dětí se vyskytuje v průběhu hlubokého dýchání, u dospělých při stresu, vzrušení a na pokraji spánku. [7]



Obrázek 6: Aktivity v EEG signálu. [11].

2.2 Amplituda záznamu

Elektrické napětí záznamu je určeno amplitudou původního signálu. Ta je výrazně zmenšována kvůli průchodu signálu přes mozkové obaly.² Při invazivním měření

² mozkové obaly = vazivové vrstvy obalující mozek.

z povrchu mozku může amplituda signálu dosahovat až 1500 μV , za to při skalpovém měření jen asi 100 μV . Pro praxi nejsou stěžejní přesné hodnoty, protože výška vlny závisí na mnoha faktorech, stačí jen vyhodnocení zda - li je vysoká, střední nebo nízká. Pro pásmo alfa, delta a theta je stanoven orientační rozsah – nízká amplituda 10 – 30 μV , střední 30 – 70 μV a vysoká potom nad 70 μV , pro pásmo beta jsou určeny hranice – nízká amplituda do 10 μV , střední 10 – 25 μV a vysoká nad 25 μV . [7]

2.3 Tvar

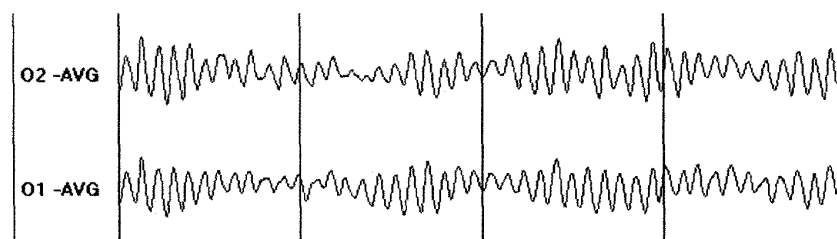
Vztahuje se k morfologii EEG vzorců. Pokud jsou vlny pravidelné, jde o vlny symetrické. V případě nesymetrie jde o vlny nepravidelné. Vlny mohou být monobázické, bifázické, trifázické nebo polyfázické. [27]

2.4 Distribuce

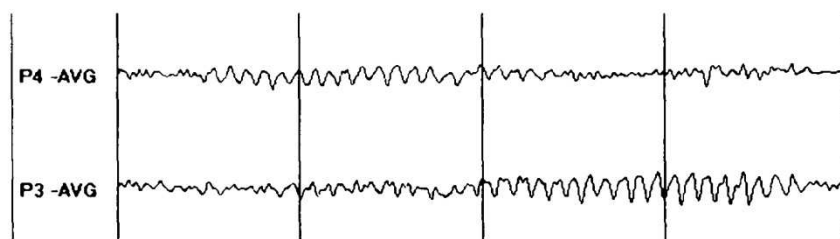
Vyjadřuje elektrodu nebo elektrody, kde je popisovaný EEG vzorec nejlépe zachycován. Maximum distribuce rozeznáváme v unipolárním zapojení podle maxima v té které elektrodě nebo elektrodách. Jako generalizovanou distribuci nazýváme výskyt vzorců, které jsou zachycovány ve stejné době v elektrodách na obou stranách skalpu. Pokud bude mít aktivita jasné maximum v jedné elektrodě tak půjde o fokální aktivitu. [27]

2.5 Symetrie

Je termínem vztahující se amplitudě. Je důležité popsat konstantnost, se kterou je jeden vzorec EEG nižší či vyšší než jiný vzorec. Klinicky významné mohou být i malé rozdíly amplitudy. [27]



Obrázek 7: Symetrie. [27]



Obrázek 8: Asymetrie. [27]

2.6 Synchronie

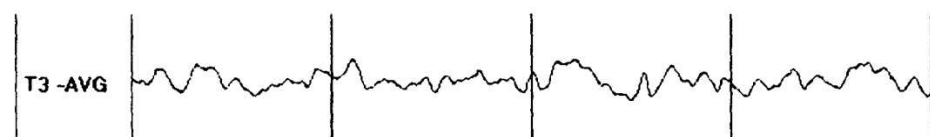
Vyjadřuje vzájemný časový vztah vzorců a jednotlivých vln a znamená to, že se objevují ve stejném čase a fázi. Lze rozlišit simultánní synchronii, která popisuje současný výskyt dvou či více vzorců vyskytující se ve stejném čase, ale nejsou ve fázi. Dále v případě bilaterální synchronie se synchronie obvykle vyskytuje u vzorců zachycovaných ve stranově korespondujících elektrodách. Dalším typem je asynchronní synchronie, kdy se vzorce objevují nad oběma polovinami hlavy bez časového vztahu. Posledním typem je nezávislá synchronie, kdy se vzorec objeví v jednu chvíli nad oblastí hlavy a v jiné chvíli nad oblastí druhou.[27]

2.7 Rytmicita

Vlny mohou být rytmické nebo arytmičné. Rytmické se opakují se stejnou frekvencí, arytmičné nikoliv. Speciálním typem jsou vřetena, která mají stoupající a klesající amplitudu a křivka má tvar vřetena. [27]



Obrázek 9: Rytmická vlna. [27].



Obrázek 10: Arytmická vlna. [27].



Obrázek 11: Vřetena. [27].

2.8 Periodicita

Slouží k popisu opakujících se tranzientů. [27]

2.9 Perzistence

Je vyjadřována frekvencí, se kterou se daný vzorec v delším úseku grafu objevuje. Frekvenci lze popsat indexem, který vyjadřuje, v kolika procentech grafu se vzorec vyskytuje. Index 10 % popisuje, že EEG vzorec se vyskytl v 10 % grafu. [27]

2.10 Reaktivita

Popisuje změnu, kterou můžeme vyvolat působením zevních stimulů. [27]

3 ARTEFAKTY V EEG

Při snímání EEG signálu může docházet k různým druhům rušení a mohou tak vznik artefakty, které mají různý původ. Bývají způsobovány elektrickými potenciály, které nevznikají v centrálním nervovém systému. Artefakty mohou být různého druhu. Mohou to být buď artefakty pocházející z pacienta, nebo z přístrojového řešení elektroencefalografů.

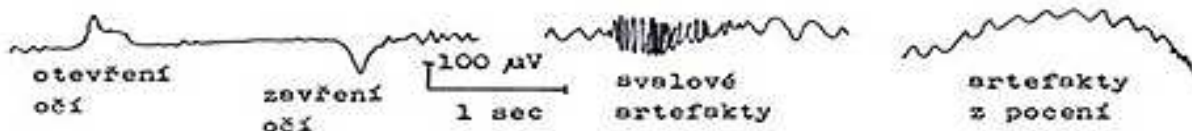
3.1 Biologické artefakty

Ovlivňují nám záznam elektrické aktivity mozku. Nemusí to být zrovna artefakt, ale spíše jde o signál z pacienta, který zrovna nechceme registrovat.

- **Pohybové artefakty** – jde o velké vlny nepravidelného tvaru, při pohledu na pacienta můžeme zaznamenat pohyb hlavy či končetin.
- **Elektrodermogram** – k těmto artefaktům dochází při změně elektrických potenciálů kůže, případně při změně kožního odporu. Můžou vznikat někdy spontánně u depresivních a úzkostných pacientů, při podnětech vzbuzujících u jedince emoce nebo při bolestivých podnětech. Toto má za následek pacientovo pocení. Projeví se jako pomalé různě vysoké vlny v rozsahu 2–3 sekund.
- **Svalové artefakty** – objevují se u nedostatečně relaxovaných pacientů, u pacientů ve stavu neustálé svalové tenze. Vznikají při stahu svalu pod elektrodou nebo v bezprostřední blízkosti. Jde v podstatě o EMG. Aktivita je velmi rychlá, hrotová a objevuje se ve skupinách. Vzniká při zavření víček nebo při zatínání zubů. Proto je potřebné dostatečné uvolnění a relaxace snímané osoby.
- **Artefakt EKG** – elektrody elektroencefalografu na pokožce hlavy jsou

v ekvipotencionální rovině, a tudíž by se EKG v záznamu objevit nemělo. Často ho lze ale pozorovat při zapojení k ušnímu lalůčku nebo u osob s nadváhou. Vyskytují se synchronně se srdeční akcí, obvykle s nízkou amplitudou. Dost výrazně se objevuje QRS komplex. Dochází ke změnám elektrického pole, které způsobují stahy srdce. Odstranění tohoto artefaktu lze dosáhnout přemístěním elektrody. (viz Obrázek 6)

- **Pulsový artefakt** – vzniká často při umístění elektrody nad pulsující arterií, tím dochází k pohybu elektrody. Vytvářejí se artefakty, které jsou se synchronizovány s tepovou frekvencí. Problém vyřeší pouze posunutí elektrody.
- **Artefakty od pohybů očních bulbů** – objevují se často v čelních svodech, proto se vyskytnout téměř v každém EEG záznamu. Při pohybu očních bulbů dochází ke změně potenciálového pole, a tedy při mrknutí dojde ke změně potenciálu. Tento artefakt může mít různou frekvenci i amplitudu a odpovídá delta až alfa frekvencím. I při zavřených víčkách jsou tyto pohyby očí patrné. Artefakt vymizí někdy spontánně, někdy až po úplné relaxaci pacienta. (viz Obrázek 6)
- **Artefakty při polykání** – způsobené pohyby jazyka, objevují se velmi nepravidelně a vytvářejí pomalé vlny. [8]



Obrázek 12: Biologické artefakty v EEG. [10].

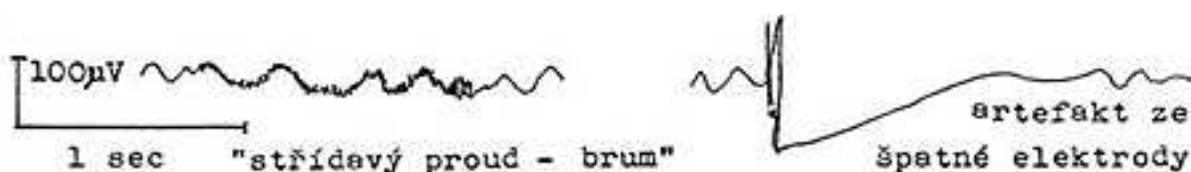
3.2 Technické artefakty

Tyto artefakty mají různý původ vzniku, často v přístroji samotném.

- **Přístrojové artefakty** – důvodem vzniku může být špatný kontakt kabelu

elektrody, narušený kontakt ve voliči zapojení, případně porucha zapisovacího zařízení. Často vznikají vlny různých, nepravidelných tvarů.

- **Artefakt 50 Hz** – hodně záleží na podmínkách, kde máme přístroj EEG umístěn, jsou-li v blízkosti lékařské přístroje, je potřeba stínění. Vytváří se elektromagnetická indukce. Taktéž rozvody elektrické sítě mohou být zdrojem rušení. Elektrická rozvodná síť nízkého napětí je 230 V, tyto kabely by měly být dostatečně vzdáleny a odizolovány z důvodu ovlivnění elektromagnetickým polem.
- **Elektrostatické artefakty** – vznikají v důsledku pohybu předmětů či hmot z umělých vláken v blízkosti snímané elektrody (hřebeny z umělých hmot, silonové materiály). Vznikají pomalé vlny s rychlými hroty.
- **Rušení síťovým brumem** – problém se vyskytuje při špatném uzemnění EEG přístroje – odpojení zemnicí elektrody. V tomto případě se artefakt objeví ve všech svodech. Pokud jen u jedné elektrody tak je způsoben vysokým odporem elektrody. Detekujeme potenciály o frekvenci střídavého proudu 50 Hz. Řešením je stínění např. ve Faradayově kleci nebo posunutí přístroje od elektrických zásuvek.
- **Elektrodové artefakty** – tyto artefakty mohou vznikat v důsledku odlupující se elektrody, a tedy vysokého přechodového odporu. Dále jako následek špatného připojení kabelu a elektrody, nebo může být důvodem nalomený kabel. Tvar potenciálů je úplně odlišný od EEG aktivity. [8]



Obrázek 13: Technické artefakty. [10].

4 ZPRACOVÁNÍ SIGNÁLU

4.1 Metody zpracování signálu

Důležitým krokem je počítačové zpracování signálu EEG. Pro analýzu signálu se používají metody časově-frekvenční analýzy, metody spektrální analýzy, časové analýzy EEG signálu a topografické mapování aktivity. Jeden z nejdůležitějších diagnostických nástrojů je metoda spektrální analýzy. Podstatou spektrální analýzy je rozdělení spektra EEG na jednotlivá frekvenční pásma. Pro výpočet spektra je základem diskrétní Fourierova transformace. Časově-frekvenční analýza nám poskytne informaci o EEG spektru v určitém čase. Výsledek metody poskytuje informaci, zdali se v daném čase vyskytují jednotlivé frekvence. K výpočtu se používá diskrétní Fourierova transformace. V časové oblasti se signálem pracuje časová analýza EEG. Díky této metodě lze hledat grafoelementy nebo biologické či technické artefakty. Topografické mapování aktivity EEG slouží k vytvoření mapy povrchu hlavy, proměnné v čase. Lze mapovat výkon spektra na určitých frekvencích nebo elektrický potenciál. V případě mapování elektrických potenciálů se zobrazí rozložení elektrod na hlavě snímané osoby s velikostí potenciálů, které jsou na elektrodách v odpovídajícím čase. Při mapování výkonu spektra na určitých frekvencích se na zobrazeném modelu povrchu hlavy vykreslují výkony z jednotlivých kanálů v daných pásmech za jednotku času. [13]

4.1.1 Spektrální analýza

Představuje jednu z nejdůležitějších metod elektroencefalografie. Lékař popisuje jednotlivé frekvenční komponenty při každém hodnocení EEG záznamu. Spektrální neboli frekvenční analýza zjišťuje, z jakých frekvenčních komponent je složena křivka. [15] V případě EEG jde o stochastický signál, jehož průběh není možno přesně předpovědět. Metoda se využívá pro stacionární procesy mající pro okamžiky své realizace totožné pravděpodobnostní parametry – rozptyl a střední hodnotu. K odhadu výkonových spekter se využívá metoda korelogramu, metoda periodogramu a odhad pomocí banky filtrů. [14]

4.1.2 Fourierova transformace

Fourierova transformace je matematickým aparátem pro převod signálu z časové oblasti do frekvenční a zpět. Je velmi stěžejní při časově-frekvenční analýze EEG signálu. Fourierova transformace je integrální a vyjadřuje obraz signálu pomocí ortogonálních bázeových funkcí. Pomocí integrálu se konkrétní signál promítne do prostoru s bázi ve formě harmonických funkcí. K popisu diskretních signálů ve frekvenční oblasti lze použít modifikaci Fourierovy transformace nazvanou diskretní Fourierova transformace *DFT*. Frekvenční koeficienty Fourierovy řady jsou periodické v ω s periodou ωz , kde ω představuje úhlovou frekvenci a ωz vyjadřuje úhlovou frekvenci, odpovídající vzorkovací frekvenci. Za základní interval ve frekvenční oblasti většinou považujeme interval $(-\omega z/2; +\omega z/2)$. Zpracováváný signál v číslicových obvodech má konečný počet vzorků. Zpracovávají se tedy konečné číselné posloupnosti a i frekvenční spektrum má konečný počet hodnot. V oblasti času i frekvence mají signály stejný počet vzorků N a při výpočtech zpětné i přímé transformace je považujeme za periodicky se opakující, protože pracujeme s periodicky prodlouženými signály ze základního intervalu. DFT je přechodem mezi časovým diskretním signálem f_n a frekvenčním diskretním signálem F_k . [13] DFT definujeme

$$DFT\{f_n\} = \{F_k = \sum_{n=0}^{N-1} f_n e^{-jk\Omega nT}\} \quad (4.1)$$

kde T je vzorkovací interval v časové oblasti, n je pořadový index vzorku v časové oblasti, Ω je vzorkovací interval ve frekvenční oblasti, definovaný vztahem (2) a k je pořadový index spektrálního koeficientu [13].

$$\Omega = \frac{2\pi}{NT} \quad (4.2)$$

Rovnici pro přímou Fourierovu transformaci DFT lze zapsat zjednodušeným vztahem

$$F(k\Omega) = \sum_{n=0}^{N-1} f(nT) e^{-jk\Omega nT} = \sum_{n=0}^{N-1} f(nT) e^{-j\frac{2\pi}{N}nk}, k = 0, 1, 2, \dots, N-1 \quad (4.3)$$

a rovnici pro zpětnou Fourierovu transformaci IDFT zjednodušeným vztahem

$$f(nT) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} F(k\Omega) e^{jnTk\Omega} = \sum_{k=0}^{N-1} F(k\Omega) e^{j\frac{2\pi}{N}nk}, n = 0, 1, 2, \dots, N-1. (4.4)$$

Pomocí DFT se tedy spočítá N hodnot spektra F_k z N hodnot signálu f_n . Hodnoty spektra dostaneme pro ekvidistantní hodnoty frekvencí začínající na frekvenci $f = 0$ Hz a vzdálené od sebe o hodnoty Δf , označované jako frekvenční krok. Δf je vyjádřeno vztahem

$$\Delta f = \frac{1}{NT} = \frac{f_{vz}}{N} \quad (4.5)$$

kde f_{vz} značí vzorkovací frekvenci. Ostatní symboly již byly vysvětleny výše. NT lze také interpretovat jako celkovou dobu odebírání signálu [13]. Pokud nás zajímá, jaká frekvence f_x odpovídá danému frekvenčnímu koeficientu F_k , můžeme ji dostat ze vztahu:

$$f_x = \Delta f \cdot k, \quad (4.6)$$

kde Δf je frekvenční krok a k je pořadový frekvenční koeficient, který frekvenčnímu koeficientu odpovídá. Pro urychlení výpočtů DFT byl vyvinut efektivní algoritmus rychlé Fourierovy transformace neboli FFT. FFT má význam pro lineární zpracování signálů. Používá se například pro spektrální analýzu deterministických i stochastických signálů, pro výpočet konvoluce, frekvenčních charakteristik nebo pro číslicovou filtraci. Základní a nejpoužívanější algoritmy FFT jsou navrženy pro délku transformace $N = 2^m$, kde m je přirozené číslo. Tyto algoritmy s délkou transformace $N = 2^m$ umožňují významně snížit počet operací při výpočtu, který odpovídá součinu N a m dělenému dvěma [13].

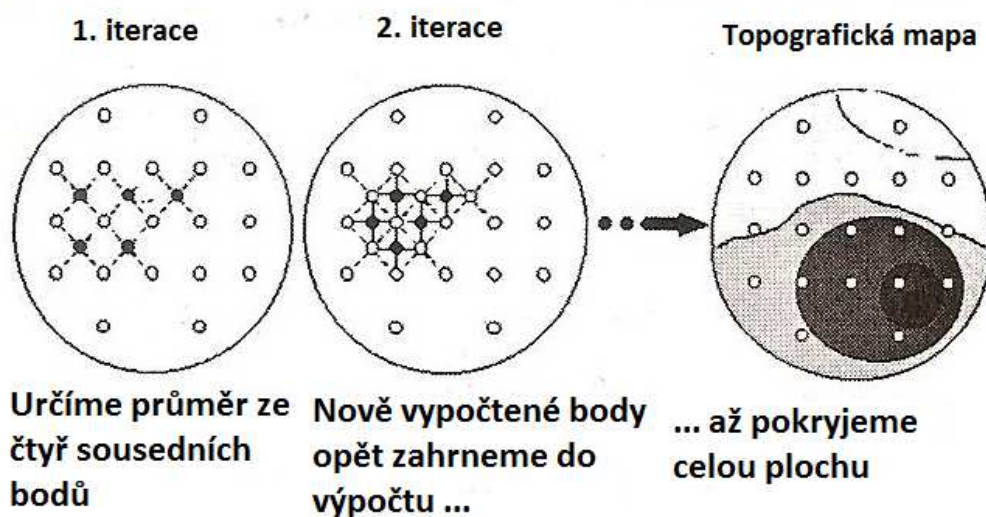
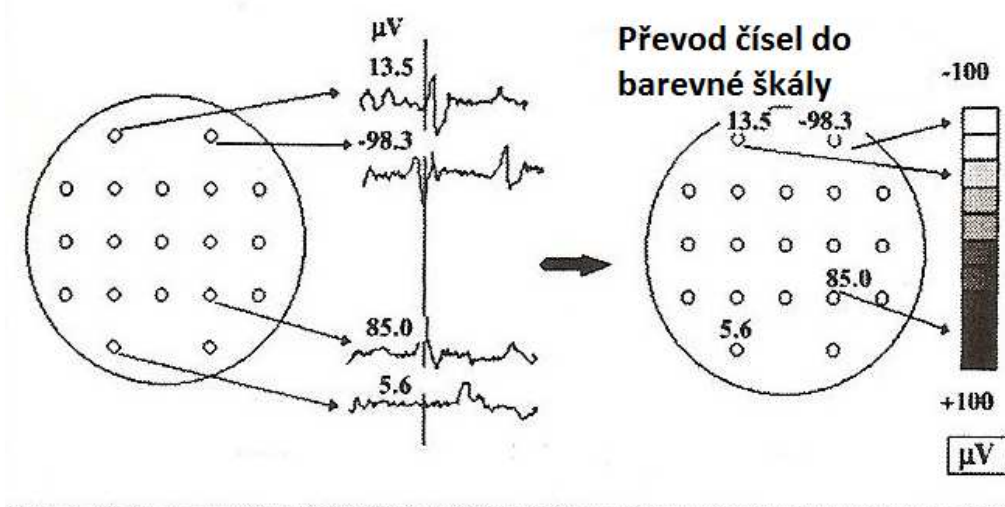
4.1.3 Topografické mapování aktivity EEG

Mezi tradiční metody topografického zobrazování EEG patří brain mapping (BM). Slouží ke zjišťování prostorových poměrů mozkové aktivity. Podstatou metody je zakódování číselných hodnot signálu do barevné škály a jejich iterativní interpolace i na oblasti, kde hodnoty signálu nebyly naměřeny.[15]

Mapování amplitudy

V prvním kroku si zvolíme v multikanálovém záznamu časový okamžik, který chceme prověřit. Ve druhém kroku se k naměřeným číselným hodnotám amplitudy signálu přiřazena barva zvolené časové škály, která je rozložena např. na 16 barevných subintervalů. Ve třetím bodě se v několika iteračních krocích interpolují nové hodnoty např. jako průměr ze čtyř sousedních elektrod. Interpolace se opět opakuje dále včetně zahrnutí nově vypočítaných hodnot a děje se tak dlouho, dokud se barevně nepokryje celá plocha. Takto získáváme informaci o hodnotách amplitudy pro vybraný časový okamžik a to ve tvaru mapy prostorového rozložení příslušné číselné hodnoty. Amplitudový BM jen transformuje jednodimenzionální prostor do dvojdimenzionálního. Nevyjadřuje žádnou novou informaci, pouze ji zobrazuje názorněji a může být přínosem pro méně zkušené hodnotitele.[15]

Mapování amplitudy



Obrázek 14: Topografické mapování amplitudy. [15].

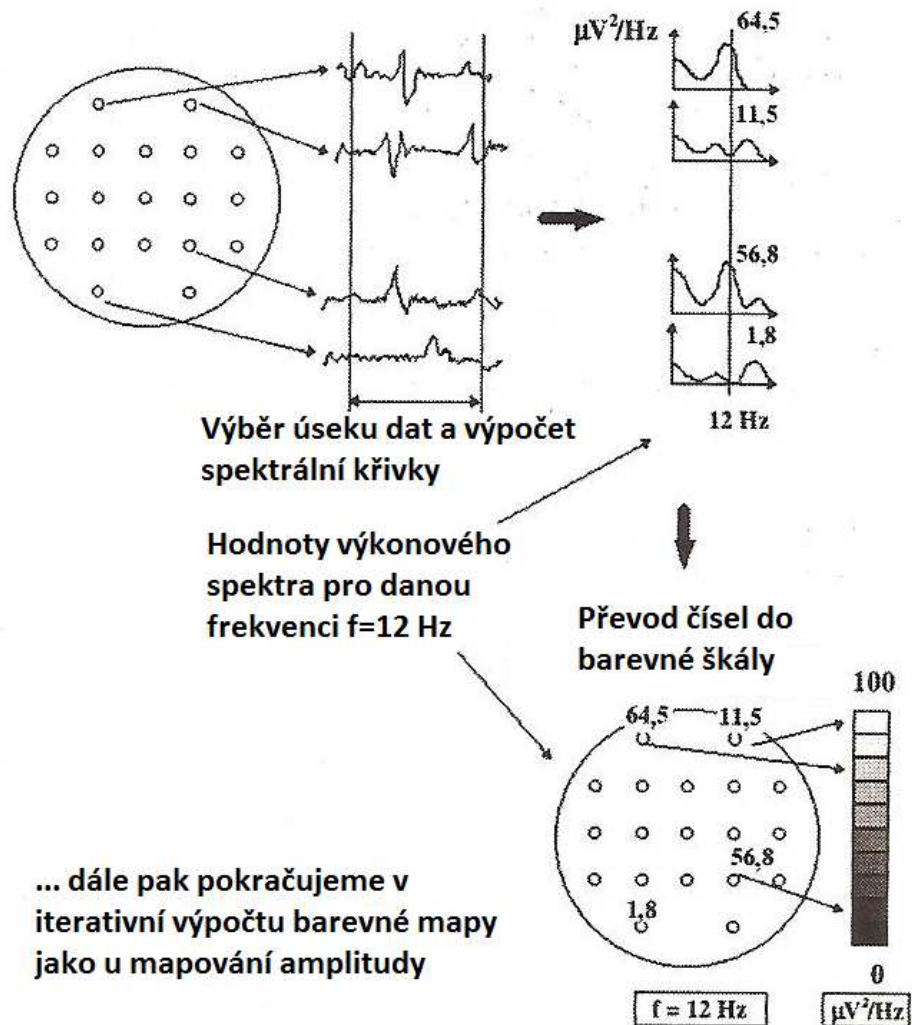
Mapování frekvence

Je založeno na stejném principu jako mapování amplitudy, jenom místo velikosti signálu pro daný časový okamžik mapujeme hodnotu výkonu pro danou frekvenci neboli frekvenční pásmo.

Dalším krokem je vypočtení spektrálních křivek ze zvoleného úseku dat, což je rozdíl oproti mapování amplitudy. Dále mapujeme výkon (amplitudu) frekvenčních křivek, které jsou vypočteny ze záznamu pro určitou frekvenci. Postupnou iterací, jako u amplitudového brain mappingu, lze opět získat síť

bodů, která barevně pokryje celou plochu. [15].

Mapování výkonu frekvenčního spektra



Obrázek 15: Mapování výkonu frekvenčního spektra. [15].

4.2 Klasifikace

Před zpracováním signálu je potřeba předzpracování a klasifikace segmentů do příslušných tříd. Třída může odpovídat např. spánkové fázi, epileptické aktivitě apod. Ke klasifikaci lze použít velké množství různých metod. Příkladem může být shluková analýza, častěji pořád přetrvává manuální segmentace provedená vyšetřujícím na základě jeho požadavků a zkušeností.[12]

4.3 Výpočet příznaků

Sadou příznaků můžeme popsat každý segment. Uvedeny budou příznaky, které budou využity pro analýzu EEG během anestezie. Parametry jsou vypočteny pro každý segment signálu zvlášť.

4.3.1 Statistické parametry

- Minimum - nejnižší hodnota ze všech vstupních parametrů.
- Maximum – nejvyšší hodnota ze všech vstupních parametrů.
- Koeficient špičatosti - je charakteristika rozdělení náhodné veličiny, která porovnává dané rozdělení s normálním rozdělením pravděpodobnosti. [17]
Definován vztahem:

$$\gamma = \frac{\mu_4}{\sigma^4} - 3 = \frac{E[X-E(X)]^4}{(var X)^2} - 3 \quad (4.7)$$

kde μ_4 je čtvrtý centrální moment, σ je směrodatná odchylka, $E(X)$ označuje střední hodnotu a $var X$ je rozptyl.

- Střední hodnota - je parametr rozdělení náhodné veličiny, který je definován jako vážený průměr daného rozdělení.[18] Definována vztahem:

$$EX = \int_R x dP(x) \quad (4.8)$$

kde P je pravděpodobnostní míra určující rozdělení náhodné veličiny X .

- Koeficient šikmosti - je charakteristika rozdělení náhodné veličiny, která popisuje jeho nesymetrii. [21] Definován vztahem:

$$\gamma = \frac{\mu_3}{\sigma^3} \quad (4.9)$$

kde μ_3 je třetí centrální moment, σ je směrodatná odchylka,

- Modus – hodnota vyskytující se v daném souboru nejčastěji. [22]
- Medián – je hodnota, která dělí řadu seřazených výsledků na dvě stejně početné poloviny – prostřední hodnota [23]
- Směrodatná odchylka - Jedná se o kvadratický průměr odchylek hodnot znaku od jejich aritmetického průměru. Vypovídá o tom, jak moc se od sebe navzájem liší typické případy v souboru zkoumaných čísel. Je-li malá, jsou si prvky souboru většinou navzájem podobné, a naopak velká směrodatná odchylka signalizuje velké vzájemné odlišnosti. Jedná se o druhou odmocninu rozptylu [24].

$$\sigma = \sqrt{\text{var}(X)} \quad (4.10)$$

kde Var vyjadřuje rozptyl náhodné veličiny.

- Rozptyl - Je to druhý centrální moment náhodné veličiny. Jedná se o charakteristiku variability rozdělení pravděpodobnosti náhodné veličiny, která vyjadřuje variabilitu rozdělení souboru náhodných hodnot kolem její střední hodnoty. Je-li pravděpodobnost všech diskrétních hodnot stejná, tak ji můžeme vyjádřit vztahem: [25]

$$\sigma^2 = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - E(x))^2 \quad (4.11)$$

5 SPEKTRÁLNÍ ZPRACOVÁNÍ

Pro spektrální zpracování byly využity funkce pro amplitudové a fázové spektrum. Spektrum je složeno ze dvou složek – amplitudové a fázové. Častěji se zobrazuje amplitudová složka. Pro další zpracování je využit periodogram a spektrogram.

5.1 Amplitudové spektrum

Vyjadřuje zastoupení jednotlivých frekvenčních komponent. V jeho grafickém znázornění se na ose x vyskytují frekvence a na ose y míra jejich zastoupení.

5.2 Fázové spektrum

Fázové spektrum zobrazuje střední časové rozdíly mezi společnými frekvenčními složkami. Vyjadřuje závislost posuvu (zpoždění, fáze) dvou signálů na frekvenci. Udává se ve stupních. Může se použít pro zkoumání časových rozdílů dvou signálů, např. pro odhalení časového zpoždění mezi aktivitami dvou odpovídajících mediálních oblastí. [15]

5.3 Periodogram

Jedná se o metodu, která umožňuje zobrazit výkonové spektrum signálu. Je realizován metodou PSD (power spectral density estimate). Je definováno vztahem:

$$S(e^{j\omega}) = \frac{1}{2\pi N} [\sum_{n=1}^N x_n e^{-j\omega n}]^2 \quad (5.1)$$

V případě definice frekvencí v Hz, je periodogram vyjádřen jako:

$$S(f) = \frac{1}{F_s N} \left[\sum_{n=1}^N x_n e^{-j\left(\frac{2\pi f}{F_s}\right)n} \right]^2 \quad (5.2)$$

Kde F_s je vzorkovací frekvence, N počet vzorků a f frekvence signálu.

5.4 Spektrogram

Jde o soubor spekter. Může být zobrazen jako dvojrozměrný obraz, kde jedna souřadnice odpovídá frekvenci a druhá času. Vychází z krátkodobé Fourierovy transformace. Umožňuje lokalizovat frekvenční složky v čase. Krátkodobá spektra pořizujeme z delšího úseku signálu. Při realizaci spektrogramu záleží na délce použitého okna, které určuje frekvenční a časové rozlišení ve spektrogramu. [14]

6 SEGMENTACE EEG

Segmentace signálu vyjadřuje rozdělení signálu na úseky za účelem dalšího zpracování. Je důležitá z hlediska dalšího vyhodnocení signálu. [20]

6.1 Konstantní segmentace

Nejjednodušší metodou je rozdělení signálu na stacionární úseky a úseky konstantní délky. V tomto případě by se muselo předpokládat, že jde o signál stacionární, což signál EEG není. Tato metoda nemá však moc vypovídající hodnotu, protože nijak nerespektuje charakter signálu. V tomto případě má délka okna stále stejnou délku a obsahuje stejný počet vzorků. [20]

6.2 Nerovnoměrná segmentace

Vlastnosti biologických signálů se v čase mění, jsou nestacionární a mění se jejich jak frekvenční, tak amplitudové vlastnosti. Správnější je rozdělit signál do úseků proměnné délky v závislosti na výskytu nestacionarit v signálu. Tento problém řeší právě nerovnoměrná segmentace signálu. [20]

6.2.1 Adaptivní segmentace na základě lineární predikce

Přístup vychází z autoregresního (AR) modelu signálu

$$x_n = -\sum_{k=1}^p a_k x_{n-k} + e_n \quad (6.1)$$

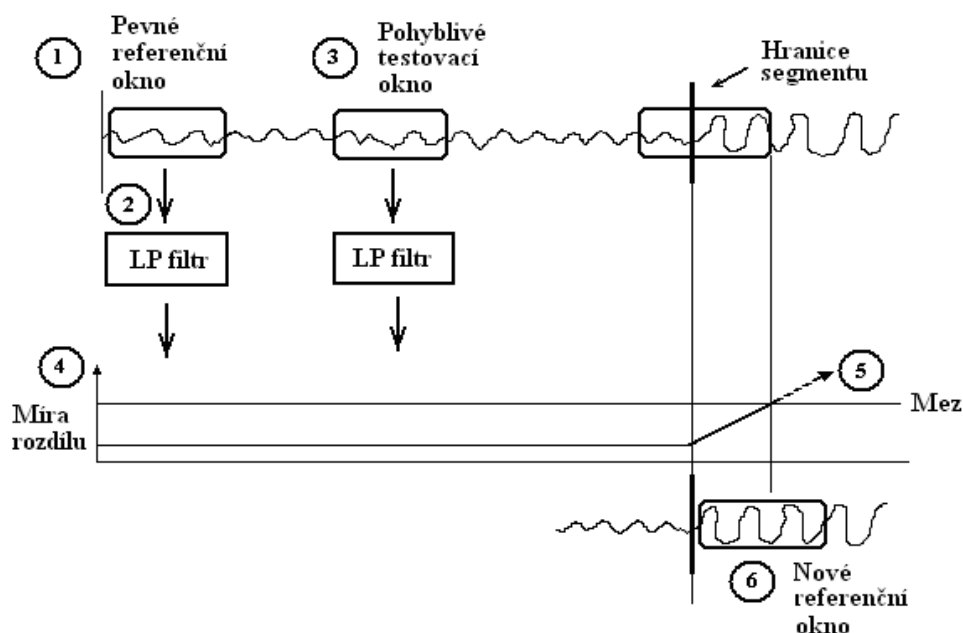
kde koeficienty $a_0, a_1, \dots, a_p$ reprezentují lineárně predikční (LP, Wienerův) filtr. Filtr transformuje vstupní posloupnost do posloupnosti nekorelovaných náhodných veličin,

e_n se nazývá chyba predikce a představuje chybu, které se dopouštíme při odhadu hodnoty x_n z lineární kombinace p minulých vzorků signálu. [20]

Princip:

1. Na počátku každého segmentu se umístí krátké (1 s) pevné referenční okno.
2. V tomto okně se odhadnou charakteristiky signálu – koeficienty LP filtru – tento filtr se přizpůsobí na signál.
3. Signál se nechá procházet filtrem inverzním k odhadnutému filtru a sleduje se jeho výstup - chyba predikce. Pokud je filtr adaptován na signál (signál je stacionární), bude chyba predikce nekorelovaná (její autokorelační funkce bude nulová) a spektrum e_n se nebude lišit od spektra bílého šumu. Objeví-li se nová spektrální složka, LP filtr přestává být adaptován na signál.
4. Z autokorelační funkce chyby predikce vyplývající z průchodu EEG daným filtrem se určí míra difference mezi spektry signálu v referenční a testovací oblasti.
5. Signál se považuje za kvazi-stacionární, nepřekročí-li míra rozdílu testovací a referenční oblasti stanovenou mez. V opačném případě se indikuje hranice segmentu uprostřed testovacího okna.
6. LP filtr (nové referenční okno) se adaptuje na nový segment a postup se opakuje. [20]

Princip metody je znázorněn na obrázku:



Obrázek 16: Adaptivní segmentace na základě lineární predikce [20]

6.2.2 Adaptivní segmentace na základě autokorelační funkce

Předchozí metoda vychází z teorie lineární predikce, ale pro určení míry spektrální odchylky se používá autokorelační funkce chyby predikce generované LP filtrem, jehož koeficienty se počítají z autokorelační funkce signálu.

Princip:

1. Na začátku segmentu se umístí pevné referenční okno. V tomto okně se určí charakteristiky signálu.
2. Po signálu klouže druhé pohyblivé testovací okno a v tomto testovacím okně se průběžně počítají charakteristiky signálu.
3. Z rozdílu charakteru signálu v obou oknech se určí míra difference (odchylka od stacionarity).
4. Jakmile míra difference překročí pevnou, předem stanovenou mez, je indikována změna stacionarity signálu (hranice segmentu).

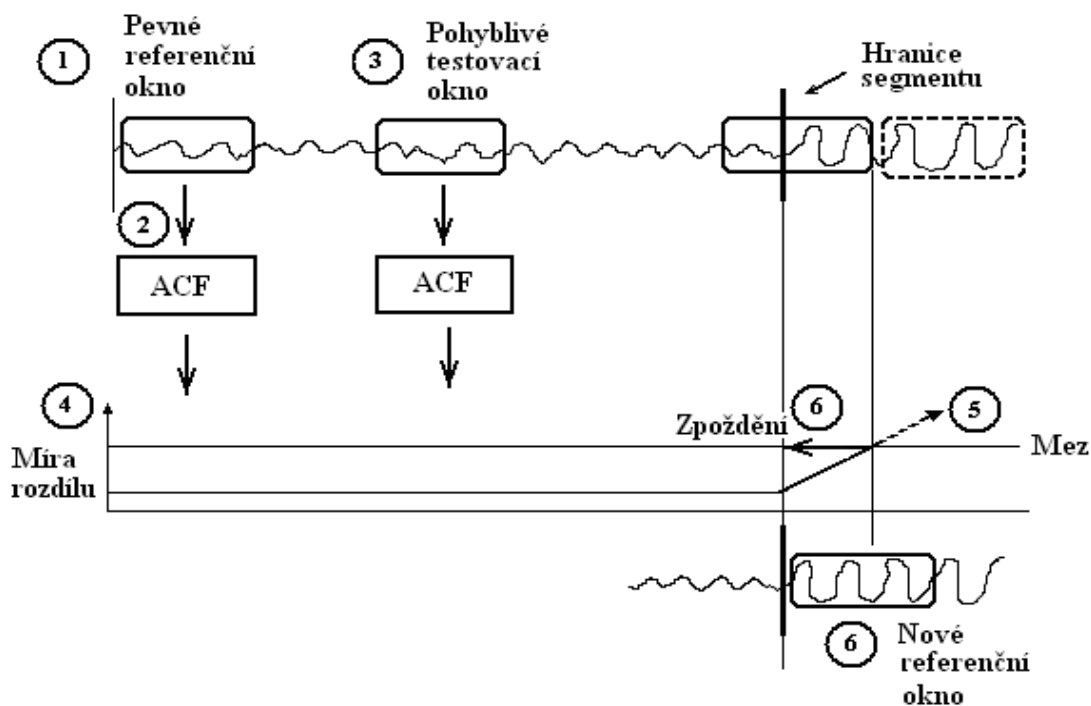
5. Její přesná poloha se odhadne z dalšího průběhu signálu.
6. Nové referenční okno se umístí opět na začátek nového segmentu a procedura se opakuje. Míra difference se počítá z rozdílu autokorelačních funkcí referenčního a testovacího okna:

$$DIFF = \sum_{n=0}^{ACFL} \frac{|R_{W1}(n) - R_{W2}(n)|}{R_{W1}(0)R_{W2}(0)} \quad (6.2)$$

kde R_W je autokorelační funkce okna, $W1$, $W2$ jsou dvě oddělená okna (referenční a testovací) a $ACFL$ je počet koeficientů autokorelační funkce.

Zpoždění okamžiku indikace změny stacionarity za skutečnou hranicí segmentu se odhadne z dalšího průběhu signálu – pohybujeme oknem ještě do vzdálenosti délky okna od indikované změny a předpokládáme, že sklon míry zpoždění je úměrný poměru obou oken.

Tato metoda má jednu podstatnou nevýhodu, a to že není vhodná pro nezávislou segmentaci vícekanálového záznamu současně, což vylučuje on-line vícekanálovou segmentaci v reálném čase. Důvodem je ztráta synchronizace pohybu oken při umístění nového referenčního okna na začátek nového segmentu. Řešení tohoto problému přinesla metoda využívající pro detekci změny stacionarity dvou spojených oken, které se pohybují po signálu současně [20].



Obrázek 17: Adaptivní segmentace na základě autokorelační funkce [20]

6.2.3 Adaptivní segmentace na základě dvou spojených oken

Metoda adaptivní segmentace je založena na základě míry difference, jenž je odhadnutá z rychlé Fourierovy transformace (FFT). [20]

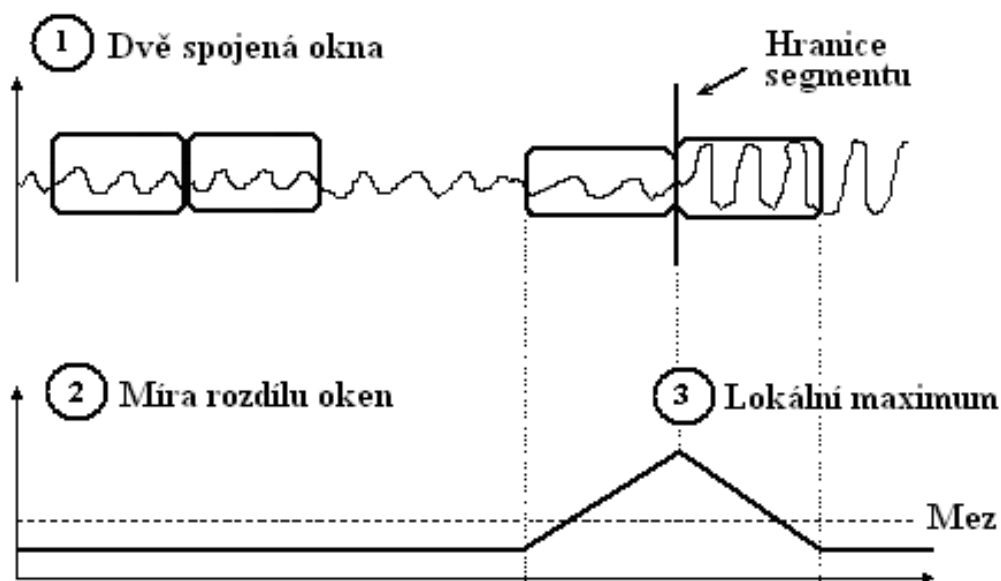
Princip:

1. Po signálu kloužou dvě spojená okna.
2. Z rozdílu charakteru signálu v obou oknech se určí míra difference (odchylka od stacionarity).
3. Hranice segmentu je umístěna v místech lokálních maxim míry difference. Vliv nevýznamných fluktuací míry difference je omezen minimální mezí pro segmentaci.

Problém této metody spočívá v tom, že jako míru difference autoři používají rozdíl spektrálních obsahů oken, počítaných pro každý posun oken z rychlé Fourierovy transformace (FFT) :

$$DIFF = \max_{\omega} \left\{ \frac{1}{2} \left[\frac{X_t(\omega)}{Y_t(\omega)} + \frac{Y_t(\omega)}{X_t(\omega)} \right] - 1 \right\} \quad (6.3.)$$

kde $X(t)$ a $Y(t)$ označuje spektrální obsah dvou spojených oken (určený na základě FFT). [20].



Obrázek 18: Princip metody adaptivní segmentace se spojenými okny [20]

7 PRAKTICKÁ ČÁST

V této části je provedeno rozebrání aplikace k diplomové práci. Jsou popsány m-file soubory, které jsou přiloženy. Důležitým krokem je realizace prohlížečícího softwaru. Za tímto účelem bylo vytvořeno grafické uživatelské rozhraní v Matlabu. Aplikace byla navržena tak, aby umožňovala výběr svodů, zobrazení, přiblížení, posun po signálu a případně zobrazení spektra daného úseku. Slouží pro analýzu, vizuální kontrolu a práci se signálem.

Aplikace byla vytvořena v Matlabu R2012b, v jiných verzích mohou nastat problémy s funkcí programu.

7.1 Načtení dat ze souboru

Data nasnímaná z celkové anestezie jsou uložena v souboru P101.mat, k načtení dat slouží skript nactenidatEEG.m, který načte data ze souboru. Součástí práce jsou i nasnímaná data. Ve skriptu je možné si vybrat pozici analyzovaného signálu. Je vybrán svod F8_RF. Filtrace dat není provedena, protože by mohly být odstraněny složky signálu s výpovědní hodnotou.

7.2 Realizace prohlížečící aplikace

Pro přehlednější a jednodušší práci bylo vytvořeno grafické uživatelské rozhraní. GUI je spuštěno souborem nacteni_gui.m po předchozím načtení dat souborem nactenidatEEG.m.

7.2.1 Ovládací panel

Pro výběr parametrů a jejich aplikace slouží ovládací panel. Obsahuje tlačítko „Názvy“, které generuje z Listboxu seznam a názvy všech kanálů. Po výběru svodu, který požadujeme, tlačítko „Načtení“ dává uživateli možnost zobrazit signál v celé jeho délce. Po jeho stisknutí se objeví 3 okna, v prvním se zobrazuje celý signál, druhé je

využito na zobrazení vybraného úseku signálu a třetí je na zobrazování jednotlivých úprav signálu.

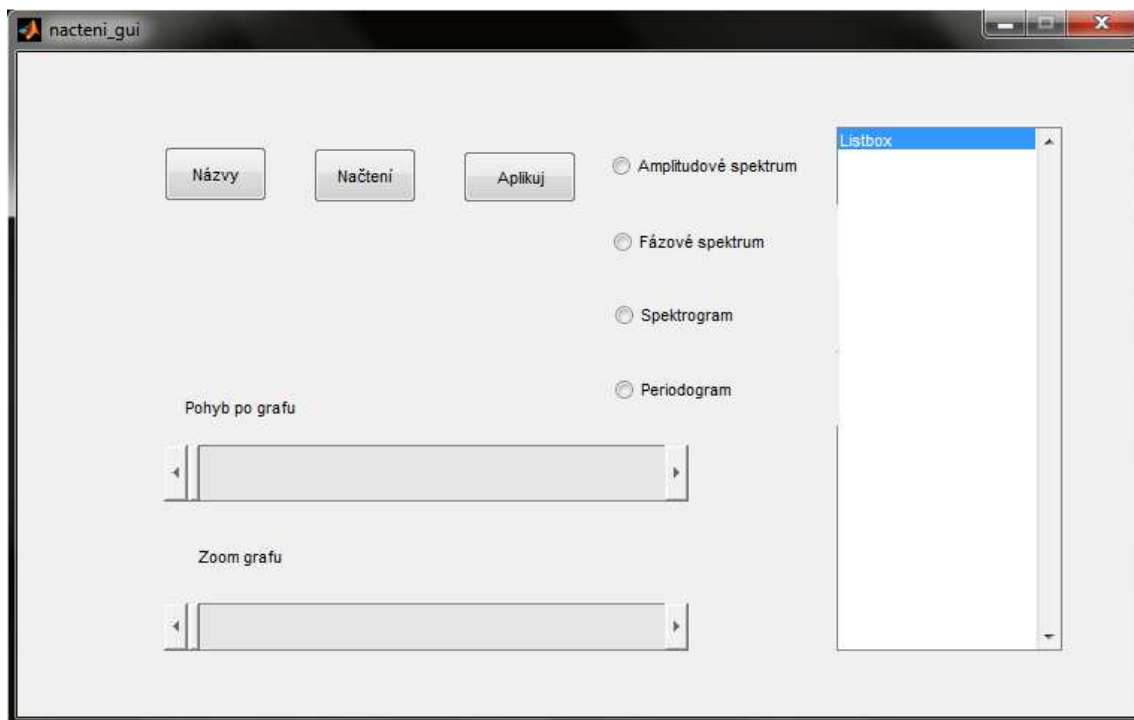
Lištou „*Zoom grafu*“ je možné si nastavit přiblížení, jaké uživatel potřebuje.

Pomocí tlačítka „*Aplikuj*“, program zobrazí v novém okně část signálu v požadovaném přiblížení. Zároveň v prvním okně nám vyhraní úsek, který zrovna z celého signálu zobrazuje. Okna jsou napozicována, aby je uživatel měl přehledně přes celou obrazovku.

Lištou „*Pohyb po grafu*“ si můžeme projíždět celý signál v jakémkoliv přiblížení.

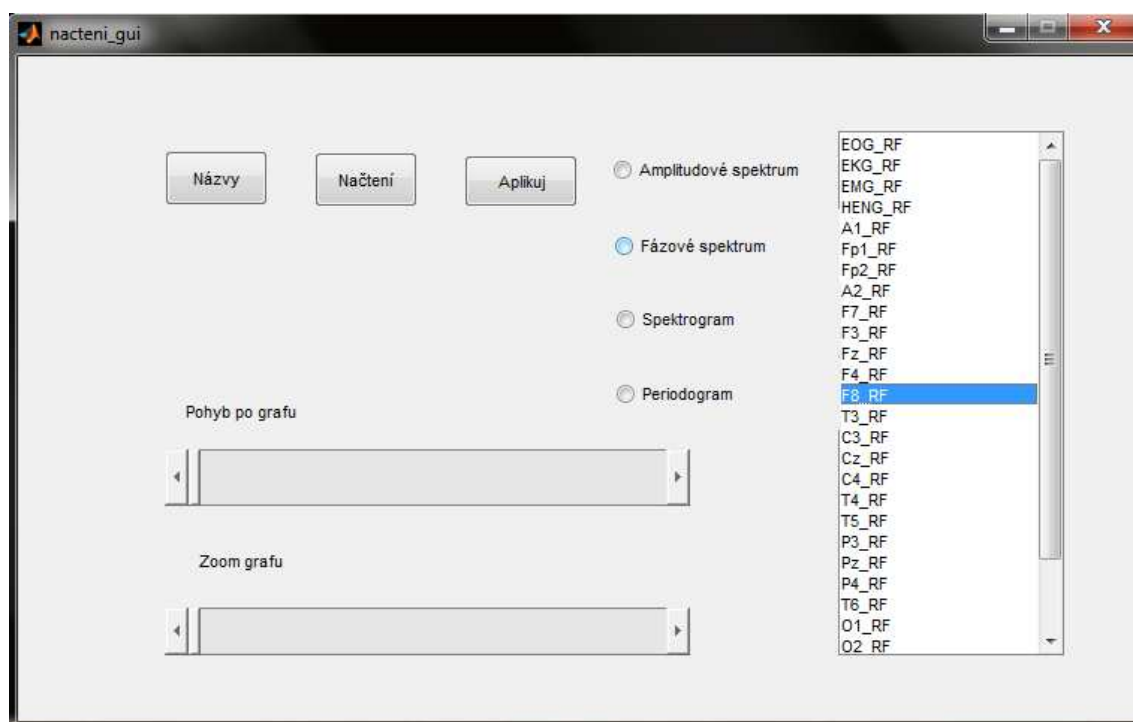
Pro spektrální analýzu byly zvoleny funkce amplitudové a fázové spektrum, periodogram, spektrogram a implementovány do Matlabu. Po výběru funkce a potvrzení tlačítkem „*Aplikuj*“, se v třetím okně vykreslí daný výsledek funkce.

Obsluha všech tlačítek je uložena v jednom m-filu.



Obrázek 19: Ovládací panel, výchozí podoba GUI

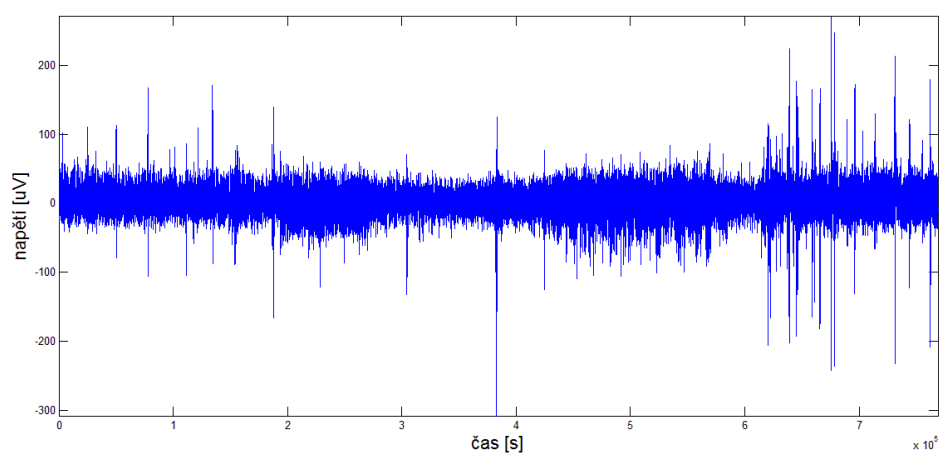
Na Obrázku 20 je možné vidět, co se stane po použití tlačítka „Názvy“.



Obrázek 20: Výběr kanálu

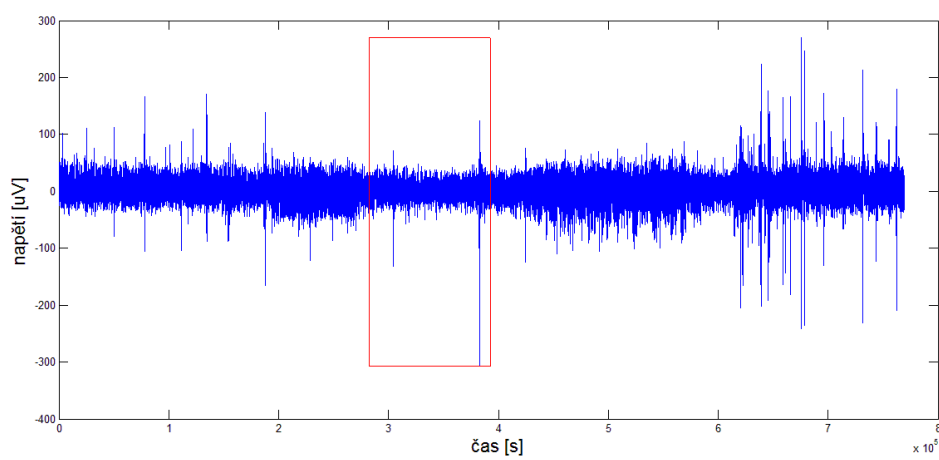
7.2.2 Výstupy aplikace

V Listboxu se objeví všechny názvy svodů, ze kterých si uživatel může vybrat signál, který chce zrovna zpracovávat. Po vybrání kanálu dojde k načtení celého signálu a jeho vykreslení. V tomto případě byl vybrán kanál F8_RF a zobrazen na Obrázku 21.

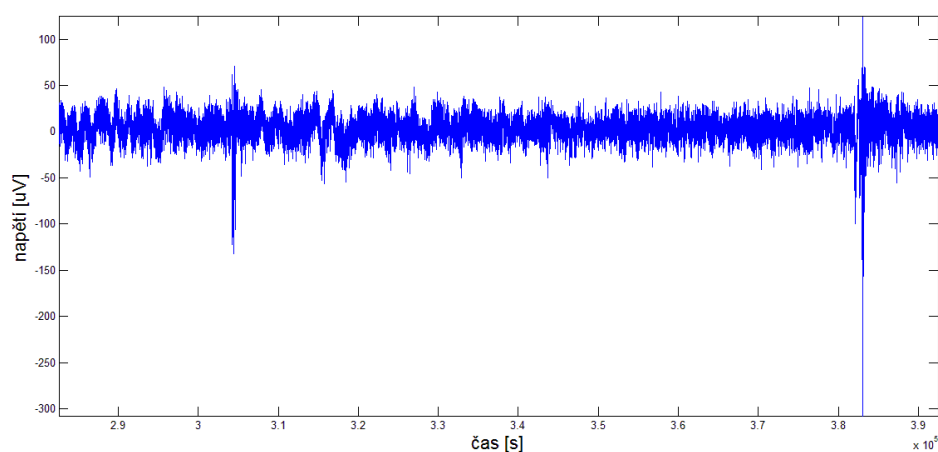


Obrázek 21: Signál v celé své délce

Po nastavení přiblížení se úsek vyhraní na signálu a výřez se zobrazí ve zvláštním okně.



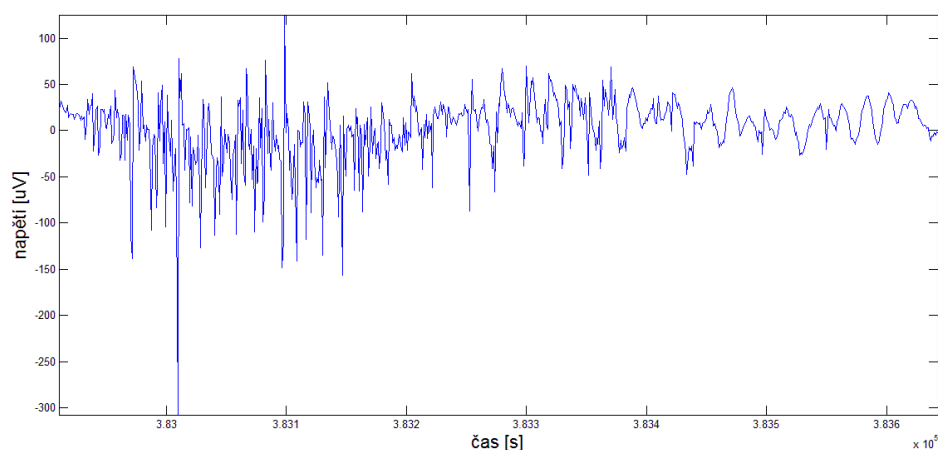
Obrázek 22: Vyhrazený úsek signálu



Obrázek 23: Zobrazení úseku signálu v přiblížení

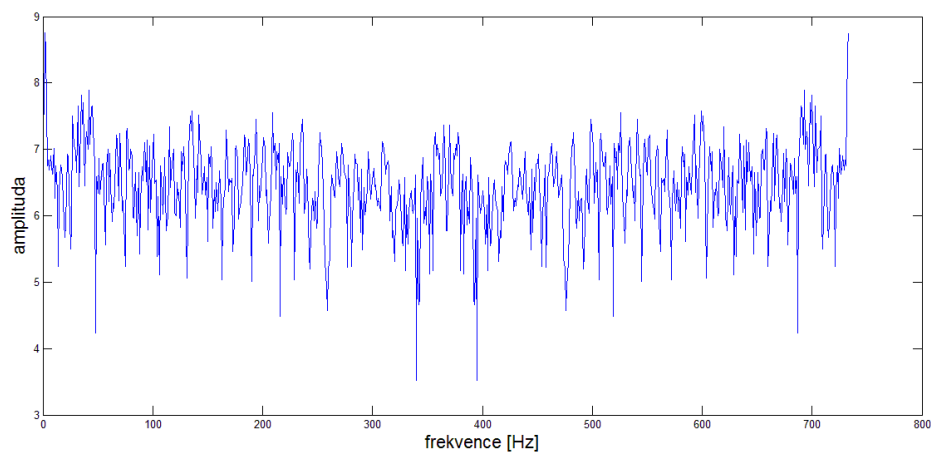
Další funkcí aplikace je zobrazení amplitudového a fázového spektra vybraného úseku signálu. Může nám posloužit pro spektrální analýzu. Vybráním možnosti amplitudového spektra a potvrzením tlačítkem „Aplikuj“, získáme spektrum daného úseku signálu.

Zvolíme si úsek signálu (Obrázek 24), pro který vygenerujeme amplitudové spektrum (Obrázek 25).



Obrázek 24: Úsek signálu, z kterého se bude dělat amplitudové spektrum

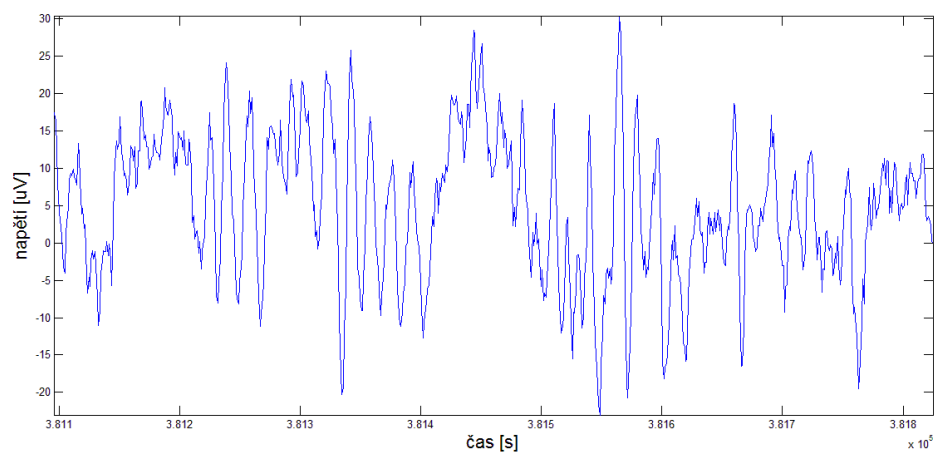
Výsledek je zobrazen na Obrázku 25.



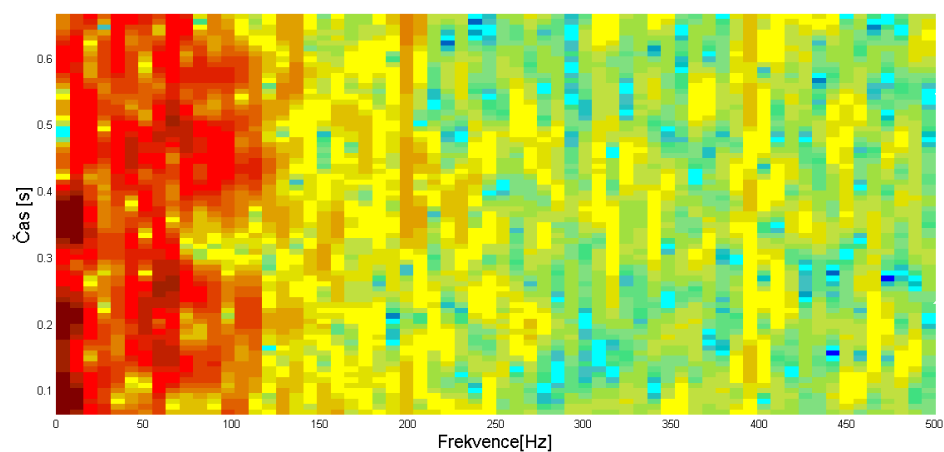
Obrázek 25: Amplitudové spektrum úseku signálu

Stejným způsobem je možné vygenerovat i fázové spektrum.

Další funkcí softwaru je vytvoření spektrogramu, opět byl vybrán úsek signálu (Obrázek 26) a vytvořen spektrogram (Obrázek 27).

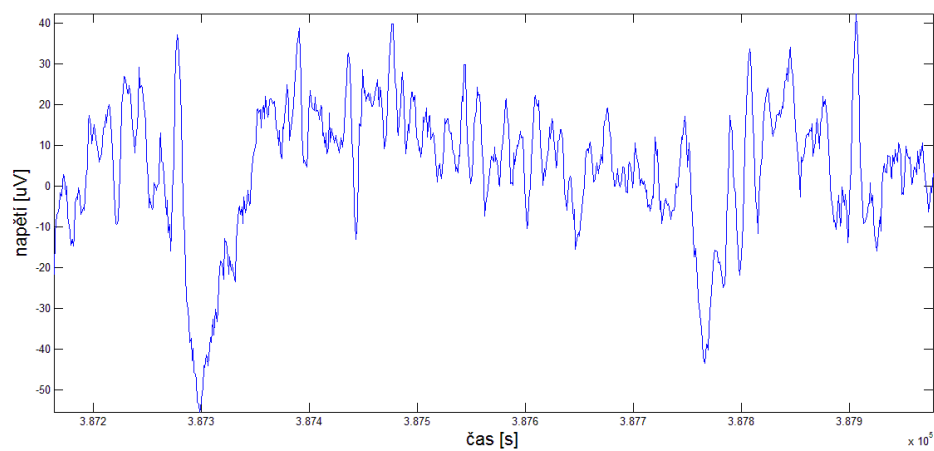


Obrázek 26: Úsek signálu pro realizaci spektrogramu

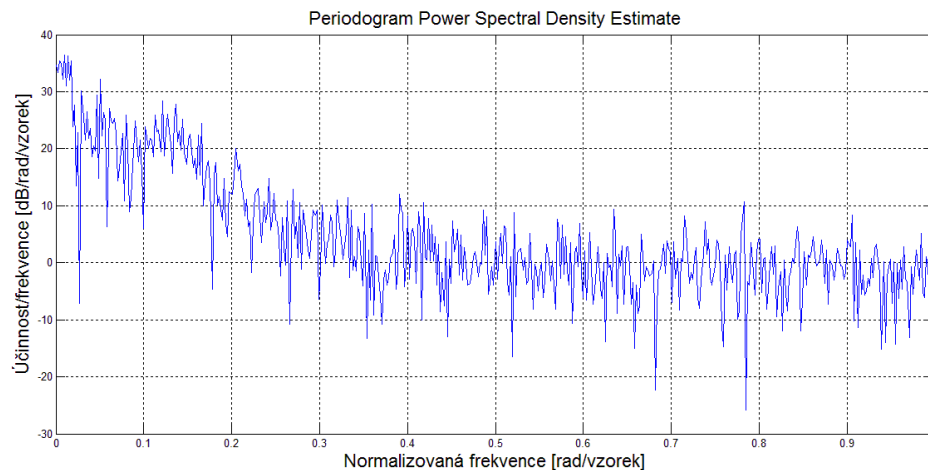


Obrázek 27: Spektrogram úseku signálu

Poslední funkcí v analýze je vytvoření periodogramu signálu (Obrázek 29).



Obrázek 28: Signál pro periodogram

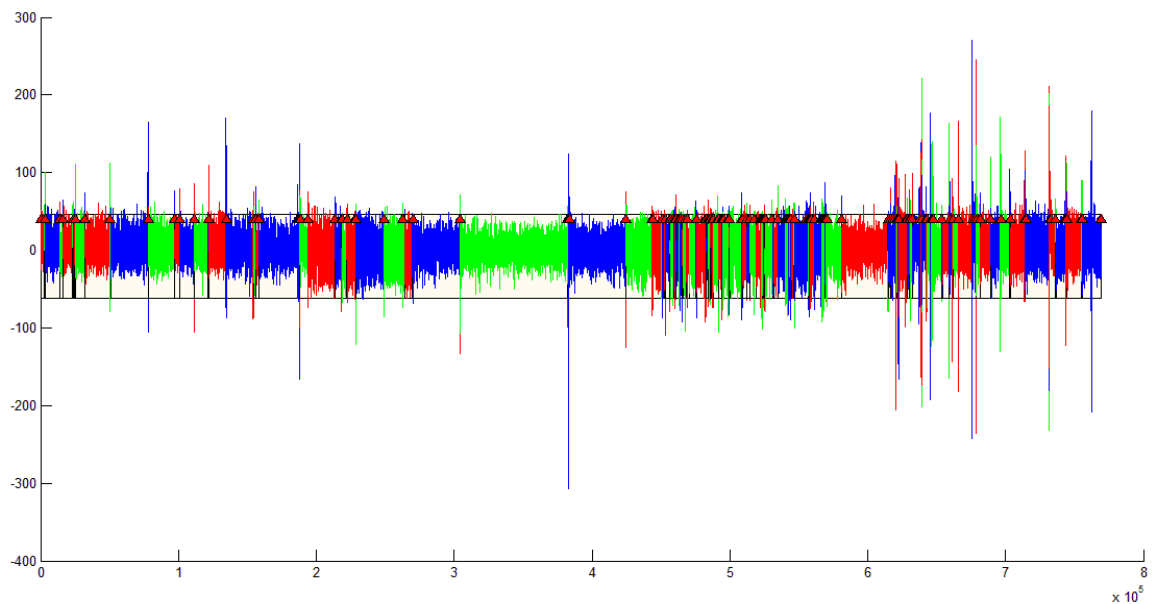


Obrázek 29: Periodogram signálu

7.3 Nerovnoměrná segmentace

Segmentace byla vytvořena metodou na základě dvou spojených oken, které kloužou po signálu. Metoda a její postup je popsán v kapitole Segmentace EEG.

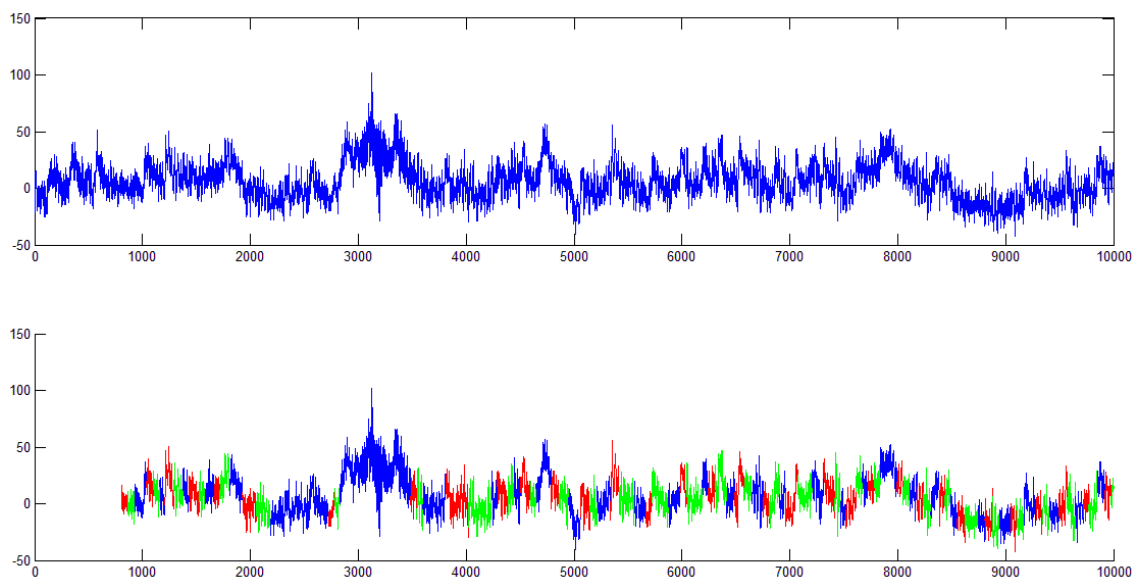
Segmentace celého svodu je realizována souborem `segmentace_komplet.m`. Byl analyzován svod F8_RF. Jednotlivé segmenty jsou barevně odděleny.



Obrázek 30: Nerovnoměrná segmentace signálu

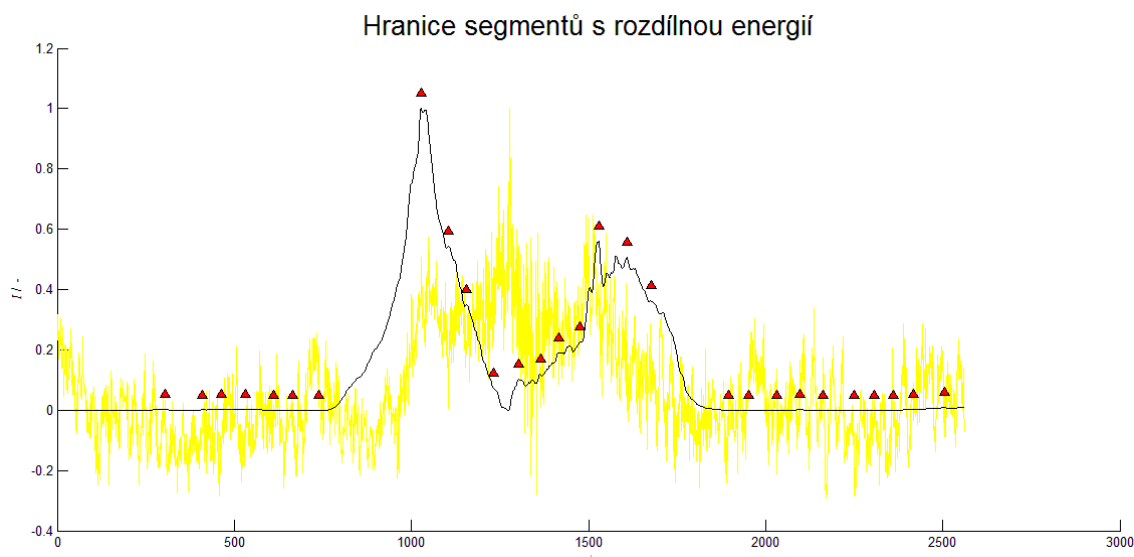
Dále byl vybrán pouze úsek signálu o délce 10 000 vzorků. Segmentace je realizována souborem `segmentace_vzorek.m`. Nejlépe se jeví velikost okna 4 s. V signálu je metodou nerovnoměrné segmentace dobře zachycen artefakt. V těchto výsledných segmentech byly vyhodnoceny statistické parametry, které byly definovány v kapitole Zpracování signálu. Vyhodnocení proběhlo na úseku dlouhém 10 000 vzorků.

Výsledek nerovnoměrné segmentace je zobrazen na Obrázku 31.



Obrázek 31: Segmentace signálu o 10 000 vzorcích

Nerovnoměrnou segmentací byl nalezen artefakt. K jeho upřesnění dojde metodou dvou plovoucích oken. Vzniknou dva indexy, mezi nimi se artefakt nachází. Upřesnění hranice realizuje skript `nalezeni_artefaktu.m`. Výsledek je zobrazen na Obrázku 32.



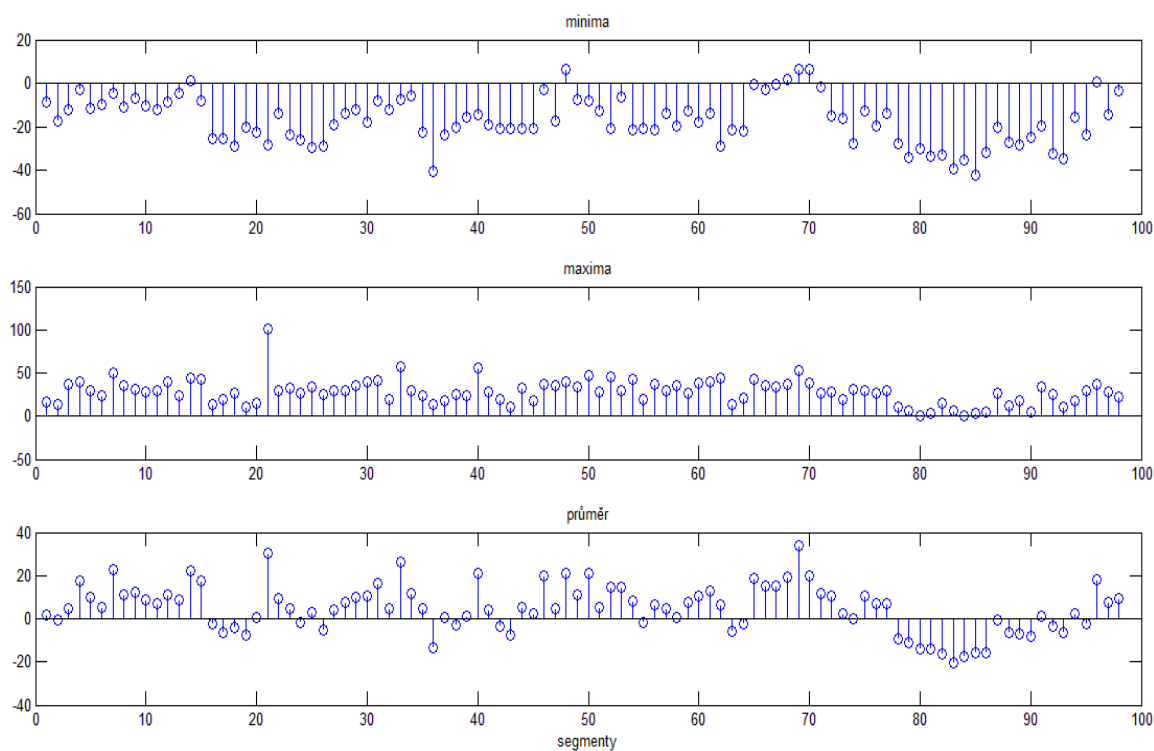
Obrázek 32: Hranice segmentů s rozdílnou energií

Zastoupení jednotlivých statistických parametrů je znázorněno na Obrázku 33,34 a 35. Vyhodnocení proběhlo v jednotlivých segmentech.

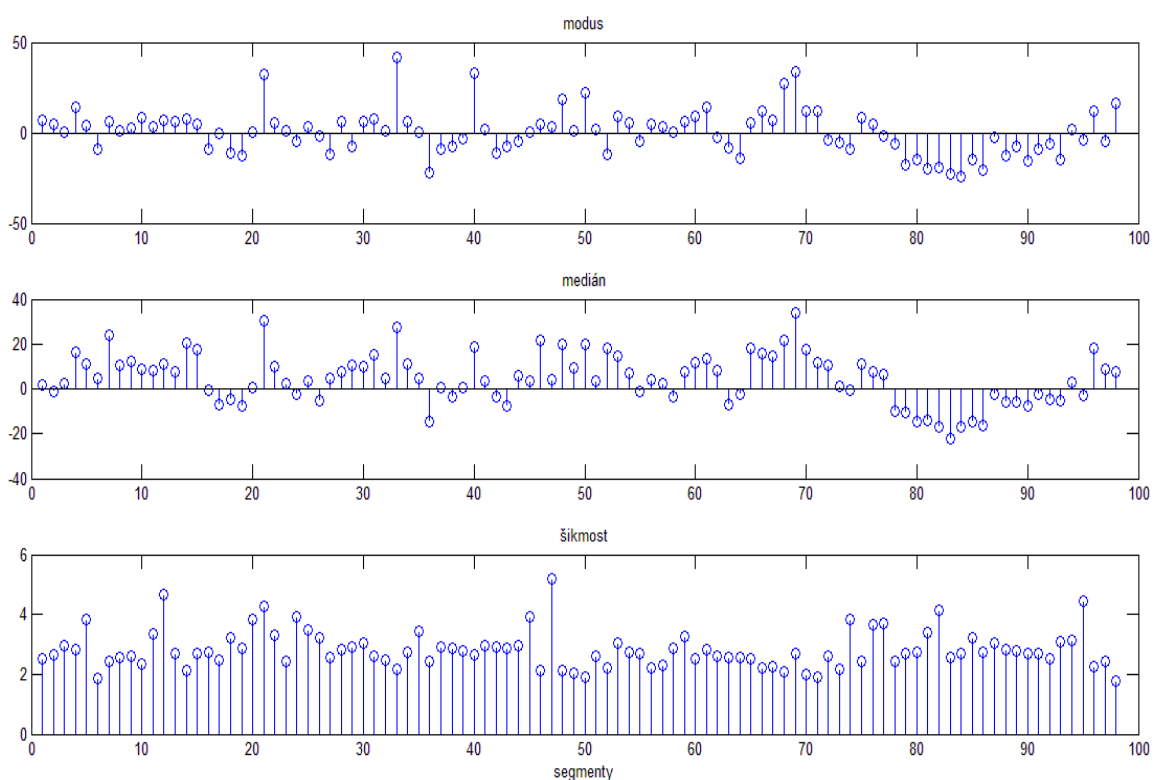
Minima a maxima v jednotlivých úsecích mohou zobrazit hodně vychýlené hodnoty, avšak tyto hodnoty mohou být ojedinělé. Proto se vyhodnocuje i průměr, protože samotná minima a maxima mohou ukázat jen jednu případně odchýlenou hodnotu a určí tedy celkovou konzistentnost hodnot v daném úseku.

Vyhodnocení normality testovaných dat bylo určeno pomocí mediánu, který po porovnání s průměrem určí rozložení těchto dat. Za tímto účelem se dají použít i parametry modus a koeficient šikmosti, který určují míru asymetrie hodnot v daném datovém úseku.

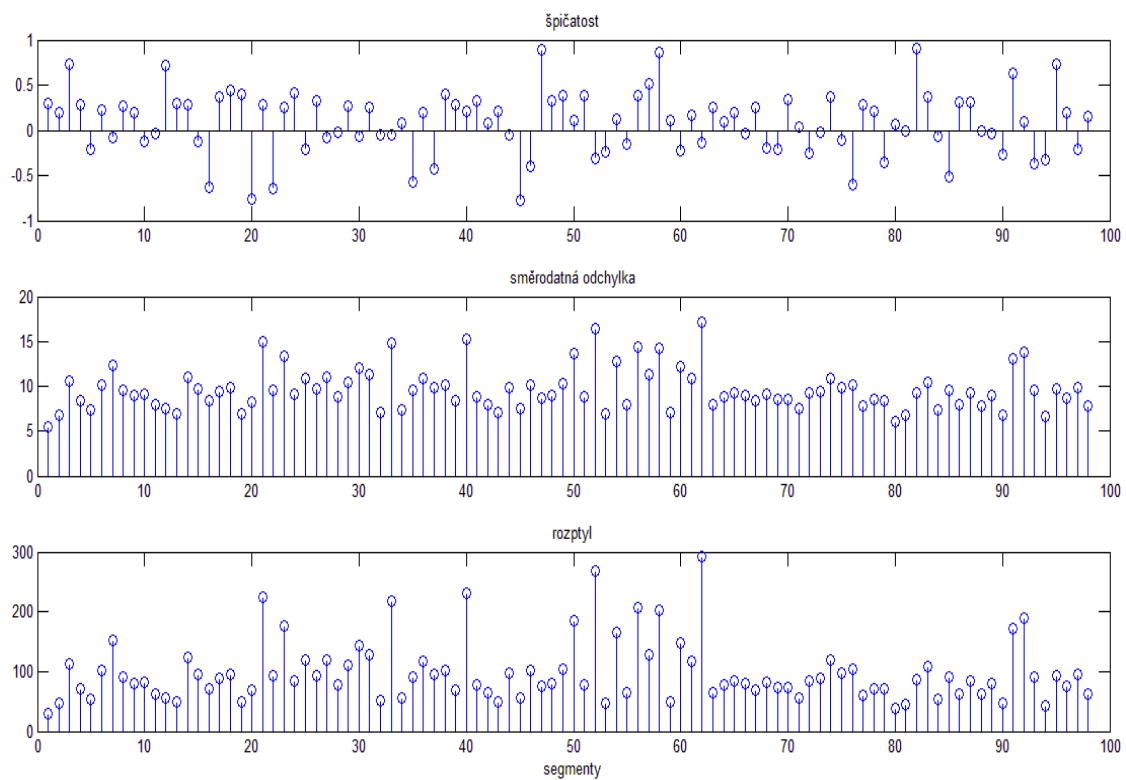
Koeficient špičatosti udává odchýlení od normálního rozložení dat. Směrodatná odchylka udává průměrnou odchylku od všech hodnot a od jejich průměru. Rozptyl je pak tato odchylka umocněná na druhou.



Obrázek 33: Vyhodnocení statistických parametrů - minima, maxima, průměr



Obrázek 34: Vyhodnocení statistických parametrů - modus, medián, šikmost



Obrázek 35: Vyhodnocení statistických parametrů - špičatost, směrodatná odchylka, rozptyl

8 ZÁVĚR

Elektroencefalografie je rozsáhlou metodou z oblasti neurologie a neurofyzologie. V této diplomové práci je rozebrána problematika této metody a její využití. Práci lze rozebrat na tři hlavní části.

V první části je představen úvod do problému, zpracována rešerše k tématu, která popisuje základní teoretické poznatky. V této části je popsán vznik elektroencefalografických signálů, jejich vlastnosti, artefakty a charakteristické rysy signálu. Z technického hlediska jsou zmíněny možné zapojení, montáže a varianty elektrod pro snímání.

Druhá část práce představuje poznatky potřebné k realizaci programové části práce a jednotlivé využití metody.

Třetí část diplomové práce představuje programovou část, zde je využita teorie nastudovaná v předchozích dvou kapitolách.

V praktické části práci byla vytvořena aplikace v programovém prostředí Matlab. Byla realizována prohlížeč aplikace, která umožňuje práci se signály. V rozvrženém grafickém uživatelském rozhraní je možné vizuálně pracovat s daty dle zvolených funkcí. Z detailů signálů lze udělat spektrální zpracování, které může mít uplatnění pro další vyhodnocení. Program je otestován na reálných datech, která byla k dispozici, a uživatel si může prakticky vyzkoušet všechny jeho funkce.

Dále byla prakticky realizována segmentace signálu. Je využita metoda nerovnoměrné neboli adaptivní segmentace signálu. Je optimalizována rychlost algoritmu segmentace, tak aby netrvala příliš dlouho. V rámci jednotlivých segmentů je provedeno statistické vyhodnocení parametrů.

Výsledkem celé práce je prohlížeč aplikace umožňující přehledné prohlížení dat a provedení jejich případné spektrální analýzy. Další částí je program, který umožňuje nerovnoměrnou segmentaci signálu, pro případné odhalení artefaktu. Na tyto segmenty byly aplikovány statistické metody. Pro názornost byla statistická analýza vyhodnocena na jednom úseku signálu F8_RF o délce 10 000 vzorků.

V místě výskytu artefaktů je vidět, že hodnota maxima, případně minima v daném

úseku je mnohem větší než v jiných částech signálu. Vyhodnocení samotného průměru nemusí přesně udávat přítomnost artefaktu, ale používá se pro porovnání s některými dalšími statistickými hodnotami.

V případě vyhodnocení šikmosti, je vidět, že několik segmentů je více asymetrických než zbytek signálu.

Zbytek statistických parametrů porovnává normálnost rozložení dat v jednotlivých úsecích.

Výstupy této práce mohou znamenat přínos v diagnostice funkce mozku. Mohou teoreticky usnadnit práci s elektroencefalografickými záznamy a jejich následné zpracování a vyhodnocení. V případě celkové anestezie je ale stále nutná konzultace s anesteziologem, abychom mohli společně a jistě konstatovat, že se pacient už nachází ve stavu spánku nebo naopak ve stavu bdění. Práce může být předstupněm dalšího zkoumání elektroencefalografických záznamů během celkové anestezie.

LITERATURA

- [1] ROZMAN, Jiří, et al. *Elektronické přístroje v lékařství*, Praha: Academia, 2006, 406s. ISBN 80-200-1308-3
- [2] MOUREK, Jindřich. *Fyziologie Učebnice pro studenty zdravotnických oborů*, Praha: Grada Publishing, 2005, 208s. ISBN 978-80-247-1190-4
- [3] HONZÍKOVÁ, N., HONZÍK, P. *Biologie člověka - elektronická skripta*. Biologie člověka. Brno, VUT Brno. 2003. 135s.
- [4] *Webová stránka* [online]. [cit. 2014-12-30]. Dostupné z: <http://files.rizenadetoxikace.com/200000221-7c4f47d47a/Neuron-cs.jpg>
- [5] KOLÁŘ, Radim. T5_eeg [přednáška předmětu Lékařská diagnostická technika]. 2011 [cit. 2014-12-30]. Dostupné z www: https://www.vutbr.cz/elearning/file.php/111844/Prednasky/BLDT_T5_EEG.pdf
- [6] CHMELÁŘ, Milan. *Lékařská přístrojová technika I*, Brno: Akademické nakladatelství CERM, s.r.o., 1995, 191s. ISBN 80-85867-63-X
- [7] MORÁŇ, Miroslav.: *Praktická elektroencefalografie*. 1. vydání IDV SZP Brno 1995, ISBN 80-7013-203-5
- [8] MIŠUREC, J., CHMELÁŘ, M. *Elektroencefalografie*. 1. vydání, Brno: IDV SZP, 1974, výrobní číslo 385/74
- [9] *Webová stránka* [online]. [cit. 2014-12-30]. Dostupné z: <http://www.zbynekmlcoch.cz/informace/medicina/neurologie-nemoci-vysetreni/artefakty-na-eeg-zaznamu-obrazky-deleni-eeg-artefaktu>
- [10] *Webová stránka* [online]. [cit. 2014-12-30]. Dostupné z: <http://lightworkers.org/blog/174107/multi-dimensional-living-meet-your-brainwavesstates-consciousness>
- [11] GRILL, P. EEG – Elektroencefalografie [prezentace]. ČVUT, FEL, Katedra kybernetiky, Praha 2005
- [12] POLANSKÝ, Š. *Zpracování elektroencefalografických signálů*. Brno: Vysoké

- učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2011.
- [13] LÍZAL, R. *Rozpoznání a analýza záměru pohybu v signálu EEG*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav radioelektroniky, 2013.
- [14] JAN, Jiří. *Číslíková filtrace a analýza signálů*. Brno: VUTIUM, 2002. 2. upravené a rozšířené vydání, 427 s. ISBN 80-214-2911-9
- [15] KRAJČA, V., PETRÁNEK, S. *Počítačová elektroencefalografie*. Časopis českých a slovenských neurologů a neurochirurgů. Supplementum. Praha 1995, ISSN 1210-7859
- [16] GAJDOŠ, M. *Analýza elektroencefalografických signálů*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010.
- [17] Estimating and Comparing Kurtosis and Skewness from an Arbitrary Population [online]. Michigan SAS Users Group, [cit. 2011-07-18]
- [18] Střední hodnota. Dostupné z: http://cs.wikipedia.org/wiki/St%C5%99edn%C3%AD_hodnota
- [19] VOJTĚCH, Z. *EEG v epileptologii dospělých*, Praha: Grada Publishing, 2005, 704s. ISBN 80-247-0690-3
- [20] KRAJČA, Vladimír a Jitka MOHYLOVÁ. *Číslíkové zpracování neurofyziologických signálů*. 1. vyd. V Praze: České vysoké učení technické, 2011, 168 s. ISBN 978-80-01-04721-7.
- [21] Koeficient šikmosti. Dostupné z: http://cs.wikipedia.org/wiki/Koeficient_%C5%A1ikmosti
- [22] Modus. Dostupné z: <http://cs.wikipedia.org/wiki/Modus>
- [23] Medián. Dostupné z: <http://cs.wikipedia.org/wiki/Medi%C3%A1n>
- [24] Směrodatná odchylka. Dostupné z: http://cs.wikipedia.org/wiki/Sm%C4%9Brodatn%C3%A1_odchylka
- [25] Rozptyl. Dostupné z: http://cs.wikipedia.org/wiki/Rozptyl_%28statistika%29

- [26] BÍLKOVÁ, Diana, Petr BUDINSKÝ a Václav VOHÁNKA. *Pravděpodobnost a statistika*. Plzeň: Vydavatelství a nakladatelství Aleš Čeněk, 2009, 639 s. ISBN 978-80-7380-224-0.
- [27] VOJTĚCH, Zdeněk. *Atlas elektroencefalografie dospělých*. Vyd. 1. Praha: Triton, 2005, 495 s. ISBN 80-7254-704-6.
- [28] ZAPLATÍLEK, Karel a Bohuslav DOŇAR. *MATLAB: tvorba uživatelských aplikací*. 1. vyd. Praha: BEN - technická literatura, 2004, 215 s. ISBN 80-7300-133-0.

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1: Struktura neuronu. [4].	3
Obrázek 2: Rozmístění elektrod. A je boční pohled, B pohled z horní strany. [5].	8
Obrázek 3: Zapojení v unipolárním režimu. [12]	9
Obrázek 4: Zapojení v bipolárním režimu. [12].	10
Obrázek 5: Zprůměrovaný režim. [12]	10
Obrázek 6: Aktivita v EEG signálu. [11].	14
Obrázek 7: Symetrie. [27].	16
Obrázek 8: Asymetrie. [27]	16
Obrázek 9: Rytmičká vlna. [27].	17
Obrázek 10: Arytmičká vlna. [27].	17
Obrázek 11: Vřetena. [27].	17
Obrázek 12: Biologické artefakty v EEG. [10].	19
Obrázek 13: Technické artefakty. [10].	20
Obrázek 14: Topografické mapování amplitudy. [15].	25
Obrázek 15: Mapování výkonu frekvenčního spektra. [15].	26
Obrázek 16: Adaptivní segmentace na základě lineární predikce [20]	33
Obrázek 17: Adaptivní segmentace na základě autokorelační funkce [20].	35
Obrázek 18: Princip metody adaptivní segmentace se spojenými okny [20]	36
Obrázek 19: Ovládací panel, výchozí podoba GUI	38
Obrázek 20: Výběr kanálu	39
Obrázek 21: Signál v celé své délce	40
Obrázek 22: Vyhrazený úsek signálu	40
Obrázek 23: Zobrazení úseku signálu v přiblížení	41
Obrázek 24: Úsek signálu, z kterého se bude dělat amplitudové spektrum	41
Obrázek 25: Amplitudové spektrum úseku signálu	42
Obrázek 26: Úsek signálu pro realizaci spektrogramu	42
Obrázek 27: Spektrogram úseku signálu	43
Obrázek 28: Signál pro periodogram	43
Obrázek 29: Periodogram signálu	44
Obrázek 30: Nerovnoměrná segmentace signálu	44
Obrázek 31: Segmentace signálu o 10 000 vzorcích	45

Obrázek 32: Hranice segmentů s rozdílnou energií.....	46
Obrázek 33: Vyhodnocení statistických parametrů - minima, maxima, průměr	47
Obrázek 34: Vyhodnocení statistických parametrů - modus, medián, šikmost.....	47
Obrázek 35: Vyhodnocení statistických parametrů - špičatost, směrodatná odchylka, rozptyl	48

SEZNAM TABULEK

Tab. 1 - Technické parametry. [6]	4
Tab. 2 - Aktivita v EEG.....	12

SEZNAM SYMBOLŮ A ZKRATEK

EEG	elektroencefalografie
EKG	elektrokardiografie
EMG	elektromyografie
GUI	grafické uživatelské rozhraní (Graphical User Interface)
DFT	diskrétní Fourierova transformace (discrete Fourier transform)
IDFT	inverzní diskrétní Fourierova Transformace (inverse discrete Fourier transform)
FFT	rychlá Fourierova transformace (fast Fourier transform)
Na	sodík
K	draslík
Cl	chlor
Ag	stříbro

SEZNAM PŘÍLOH

- P101.mat – reálná EEG data z celkové anestezie
- nactenidatEEG.m – skript pro načtená dat P101.mat
- nacteni_gui.m – skript pro práci s grafickým uživatelským rozhraním
- nacteni_gui.fig – rozložení grafického rozhraní
- segmentace_vzorek.m – nerovnoměrná segmentace na vzorku signálu
- nalezeni_artefaktu.m – nalezení hranic artefaktu
- segmentace_komplet.m – kompletní segmentace celého signálu
- esegm4eeg.m – funkce pro nerovnoměrnou segmentaci