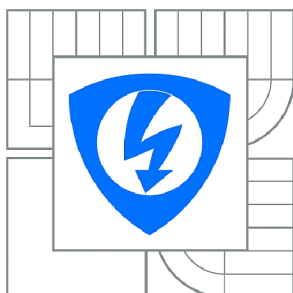


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ**

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

ZPRACOVÁNÍ SIGNÁLŮ EEG VE FREKVENČNÍ OBLASTI

PROCESSING OF EEG SIGNALS IN FREQUENCY DOMAIN

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

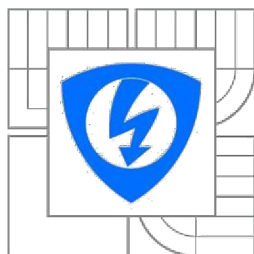
JARMILA NOVÁKOVÁ

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. JIŘÍ KOZUMPLÍK, CSc.

BRNO 2014



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor
Biomedicínská technika a bioinformatika

Studentka: Jarmila Nováková

ID: 146199

Ročník: 3

Akademický rok: 2013/2014

NÁZEV TÉMATU:

Zpracování signálů EEG ve frekvenční oblasti

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s metodami testování stacionarity náhodných signálů. Pro testování stacionarity ve frekvenční oblasti prostudujte metody odhadů výkonových spekter. 2) Realizujte v prostředí Matlabu testy stacionarity v časové i ve frekvenční oblasti a aplikujte je na signály EEG v různých fázích spánku. 3) Realizujte odhady absolutních a relativních středních výkonů ve standardních pásmech signálů EEG a posuďte jejich proměnlivost v různých fázích spánku. 4) Dále realizujte odhady koherenčních spekter a zhodnoťte možnost jejich uplatnění při detekci začínajícího spánku. 5) Vypracujte studii shrnující výsledky práce.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] VURAL, C., YILDIZ, M.: Determination of Sleep Stage Separation Ability of Features Extracted from EEG Signals Using Principle Component Analysis. J. Med. Syst., 34, 2010, pp. 83-89.
[2] CVETKOVIC, D., COSIC, I.: Sleep Onset Estimator: Evaluation of Parameters. Proc. of the 30th Ann. Int. IEEE EMBS Conf., Vancouver, 2008, pp.3860-3863.

Termín zadání: 10.2.2014

Termín odevzdání: 30.5.2014

Vedoucí práce: doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.

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.

ABSTRAKT

Práce se zabývá spánkovým signálem EEG. Je zaměřena na zpracování signálu, které předchází testům stacionarity. Zároveň se věnuje problematice stacionarity spánkového EEG signálu s uvedením tří typů segmentace.

Jsou vysvětleny principy tří typů segmentace a zpracovány jejich realizace v prostředí MatLab způsobem, jenž umožňuje volbu různých vstupních parametrů. S pomocí výsledků takto vytvořených funkcí je zkoumána změna stacionarity v různých fázích spánku.

Dalším aspektem této práce je zkoumání změn ve vývoji absolutních a relativních výkonů v čase v závislosti na přechodu ze stádia bdělosti do stádia spánku. Výskyt změn je pro tento přechod vyhledáván i v časovém vývoji koherenčních spekter.

KLÍČOVÁ SLOVA

Elektroencefalografie, stacionární signál, absolutní výkon, relativní výkon, koherence, nástup spánku

ABSTRACT

Sleep EEG is occupied by this project. It is aimed at processing signal which precede test of stationarity. It also deals with the issue of stationarity of sleep EEG with indicating of three types of segmentations.

Principles of three types of segmentation are explained and their realization is compiled in the environment of Matlab by the way which enables to choose different input parameters. The change of stationarity is examined in various stages of sleep with the help of the results thus created functions.

Another aspect of this study is the investigation of changes in the development of absolute and relative power over time according to transition between stage of wakefulness and stage of sleep. It is searched for the occurrence of these changes also in the development of the coherence spectra.

KEYWORDS

Electroencephalography, stationary signal, absolute power, relative power, coherence, sleep onset

NOVÁKOVÁ, J. *Zpracování signálů EEG ve frekvenční oblasti*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2014. 61 s. Vedoucí bakalářské práce doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou semestrální práci na téma Zpracování signálů EEG ve frekvenční oblasti jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího bakalářské 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 bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské 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

.....

(podpis autora)

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucímu bakalářské práce doc. Ing. Jiřímu Kozumplíkovi, Csc. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

Obsah

1. Úvod.....	1
2. Elektroencefalografie	2
2.1. Snímání	2
2.1.1. Elektrody	3
2.1.2. Metody snímání EEG signálu	3
2.2. Vlastnosti EEG signálu.....	6
2.2.1. Artefakty	7
2.2.2. Rytmy EEG	7
2.3. Spánkové EEG	8
2.3.1. Spánková stadia.....	9
2.3.2. Přejchod z bdělosti do spánku	10
3. Segmentace	11
3.1. Metody segmentace	11
3.1.1. Adaptivní segmentace pomocí autokorelační funkce.....	11
3.1.2. Adaptivní segmentace pomocí míry diference odhadnuté z FFT.....	13
3.1.3. Adaptivní segmentace pomocí spektrální diference ve dvou spojených oknech – PSD.....	13
4. Koherence	15
4.1. Vzájemné a koherenční spektrum	15
4.2. Interhemisferální koherence	15
5. Výkonové pásmo.....	17
5.1. STFT	17
5.2. Matematické metody výpočtu vývoje absolutního a relativního výkonu v čase	17
6. Programová realizace	20
6.1. Funkce Zobrazeni	20
6.2. Funkce Faze_spanku	21
6.3. Funkce segmenty	22
6.4. Funkce Filtr.m	22
6.5. Funkce Stacionarita_autok.m	23
6.6. Funkce Stacionarita_fft.m	24
6.7. Funkce Stacionarita_burg.m.....	25
6.8. Funkce Segmentace	26
6.9. Funkce SleepOnset.....	26
6.10. Funkce koherence.....	28

7.	Zhodnocení výsledků	29
7.1.	Stacionarita při přechodu z REM do N2.....	29
7.2.	Stacionarita při přechodu z N2 do N3.....	31
7.3.	Segmentace stacionárního signálu	32
7.4.	Absolutní a relativní výkon v pásmu delta.....	34
7.5.	Absolutní a relativní výkon v pásmu alfa	37
7.6.	Koherenční spektrum.....	39
8.	Závěr	44
	Seznam použité literatury	48
	Seznam zkratk a symbolů	50
	Přílohy.....	51
	Elektronické přílohy (CD).....	54

Seznam obrázků

Obr. 1 Zapojení elektrod 10-20 [16.]	4
Obr. 2 Unipolární zapojení [17.]	5
Obr. 3 Bipolární zapojení [17.]	5
Obr. 4 Zprůměrněný režim	6
Obr. 5 Rytmy EEG [18.]	8
Obr. 6 Princip segmentace s pomocí autokorelační funkce [15.]	12
Obr. 7 Výstupní okno programu Zobrazeni.mat	20
Obr. 8 Barevně odlišené fáze spánku v jednom svodu EEG	21
Obr. 9 Výstupní okno funkce Stacionarita_autok.m	24
Obr. 10 Výstupní okno funkce Stacionarita_fft.m	25
Obr. 11 Výstupní okno funkce Stacionarita_burg.m	26
Obr. 12 Segmentace s autokorelací u přechodu z REM do N2	29
Obr. 13 Segmentace s využitím FFT u přechodu z REM do N2	30
Obr. 14 Segmentace s využitím Burgovy metody u přechodu z REM do N2	30
Obr. 15 Segmentace s autokorelací u přechodu z N2 do N3	31
Obr. 16 Segmentace s využitím FFT u přechodu z N2 do N3	31
Obr. 17 Segmentace z Burgovy metody u přechodu z N2 do N3	32
Obr. 18 Segmentace s autokorelací u stacionárního signálu	33
Obr. 19 Segmentace s použitím FFT u stacionárního signálu	33
Obr. 20 Segmentace s použitím Burgovy metody u stacionárního signálu	34
Obr. 21 Časový vývoj výkonů v pásmu delta svodu CzOz pacienta 005	35
Obr. 22 Časový vývoj výkonů v pásmu delta svodu CzOz pacienta 008	35
Obr. 23 Časový vývoj výkonů v pásmu delta svodu CzOz pacienta 016	36
Obr. 24 Časový vývoj výkonů v pásmu delta svodu CzOz pacienta 023	36
Obr. 25 Časový vývoj výkonů v pásmu alfa svodu CzOz pacienta 005	37
Obr. 26 Časový vývoj výkonů v pásmu alfa svodu CzOz pacienta 008	37
Obr. 27 Časový vývoj výkonů v pásmu alfa svodu CzOz pacienta 016	38
Obr. 28 Časový vývoj výkonů v pásmu alfa svodu CzOz pacienta 023	38
Obr. 29 Vývoj koherenčních spekter v čase u pacienta 005	39
Obr. 30 Vývoj koherenčních spekter v čase u pacienta 008	40
Obr. 31 Vývoj koherenčních spekter v čase u pacienta 016	40

Obr. 32 Vývoj koherenčních spekter v čase u pacienta 023	41
Obr. 33 Vývoj koherence v čase pro 4 Hz pro svody pacienta 005	42
Obr. 34 Vývoj koherence v čase pro 4 Hz pro svody pacienta 008	42
Obr. 35 Vývoj koherence v čase pro 4 Hz pro svody pacienta 016	43
Obr. 36 Vývoj koherence v čase pro 4 Hz pro svody pacienta 023	43

1. Úvod

Spontánní elektrická aktivita mozku je nejdůležitější vypovídající hodnotou pro vyšetření mozku. Snímat a zaznamenávat ji nám je umožněno s pomocí základní vyšetřovací elektrofyziologické metody, elektroencefalografie. Její důležitost v lékařství je dána nenahraditelností při určování a předcházení nemocí postihujících právě mozkovou tkáň. Metoda je velice využívána díky své jednoduchosti, bezpečnosti, nízkým nákladům a snadné použitelnosti jak na bdělého, tak na spícího pacienta.

Práce nastiňuje problematiku elektroencefalografie a testování stacionarity signálu spánkového EEG spolu s aplikací segmentace na různé fáze spánku a sledování výskytu změn. Taktéž zkoumá možnosti objektivní detekce nástupu spánku na základě změn ve vývoji absolutního a relativního výkonu v konvenčních pásmech EEG v čase pro dané pásmo a změn ve vývoji koherence v čase.

V závěru jsou rozebrány a shrnuty výsledky segmentace a vlastnosti jednotlivých metod při použití na různé úseky spánkového záznamu EEG a úspěšnost detekce nástupu spánku.

2. Elektroencefalografie

Aktivita všech buněk lidského těla je provázána měřitelnými fyzikálními, chemickými a také elektrickými projevy. Elektrické poměry nervové buňky, neuronu, se neustále mění v souvislosti s rozsáhlou interakcí s okolními neurony. Následně je registrujeme z pokožky hlavy jako potenciálové změny. Tyto elektrické potenciály jsou projevem elektrické polarizace a depolarizace povrchové membrány neuronu. Při elektroencefalografickém vyšetření se zaznamenávají změny (rozdíl) elektrických potenciálů mezi dvěma body na lebce, anebo jedním bodem na lebce a jiným tzv. indiferentním bodem na těle (ušní lalůček, brada, nos apod.) [1.]. Zachycena je však pouze aktivita mozkové kůry bezprostředně pod elektrodou, aktivita v hlubších místech mozku se na záznamu neprojevuje anebo minimálně. Na vině je vzdálenost mozkové kůry od snímací elektrody a bariéry ve formě kůže, kosti, likvoru a mozkové pleny. Tyto tkáně představují po fyzikální stránce složitý systém kapacit a odporů a mohou nejenom potlačovat hlubší signály mozku, ale i do značné míry aktivitu měnit.

Jednotka mozkové tkáně produkuje dva typy elektrické aktivity. Základním elektrickým projevem činnosti neuronu je axonový potenciál, jenž je projevem nervového impulzu – místního podráždění. Druhým typem aktivity je projev potenciálových rozdílů na dendritu a postsynaptické štěrbině. Sumační křivka zmíněné dendritické aktivity z poměrně velké oblasti se registruje v záznamu elektroencefalografie nejdříve, nemá konstantní amplitudu a průběhy potenciálových změn jsou značně pomalejší.

Elektroencefalografie, poskytující informace o aktivitě mozku, je významná pomocná klinická metoda, která patří mezi neinvazivní vyšetřovací metody. Změny, které elektroencefalografie registruje, jsou odrazem, zrcadlem funkčního a činnostního stavu jednotlivých oddílů mozku. Její použití je snadné, nenáročné, nemá kontraindikace a představuje v neurologii a psychiatrii jednu ze základních diagnostických metod.

2.1. Snímání

Základním prvkem při snímání elektrické aktivity nervové buňky, který ji převádí do zesilovačů, je elektroda. Elektroda se skládá z vlastní kovové elektrody a tekutého média mezi elektrodou a pokožkou hlavy. Kromě registrace z povrchu je možné snímat potenciály i rovnou z mozkové kůry, kdy mizí ovlivnění záznamu svalovými, okohybnými a kožními potenciály. Jak již bylo zmíněno výše, vlastní signál vzniká jako rozdíl mezi dvěma měřícími elektrodami na lebce, anebo jednou elektrodou umístěnou na lebce a druhou na indiferentním místě. Grafický záznam jednotlivých svodů se nazývá elektroencefalogram, který se zobrazí buď na papír, nebo na display.

2.1.1. Elektrody

Při EEG registraci odvádí elektrody změny elektrických potenciálů. Elektroda spolu s tekutým médiem vytváří v klidovém stavu elektrický potenciál a při průchodu proudem dochází k polarizaci. Přejdem iontů z kovu do roztoku a z roztoku do kovu se stav ustálí a vytvoří se elektrická dvojitá vrstva. Stejnosemenný elektrický potenciál by se neměl přes kondenzátory do zesilovače EEG dostat, pokud nedojde k pohybu elektrody [3.]. Následkem jsou pohybové artefakty či kolísání základní linie v EEG záznamu. Hodnota stejnosměrného potenciálu závisí i na materiálu, z něž je elektroda zhotovena. Ačkoliv i v případě, že jsou všechny elektrody systému ze stejného materiálu, mají mírně odlišné stejnosměrné potenciály způsobené drobnými nečistotami v materiálu. Tato skutečnost je pak příčinou zablokování zesilovače vstupem napětí po změně zapojení.

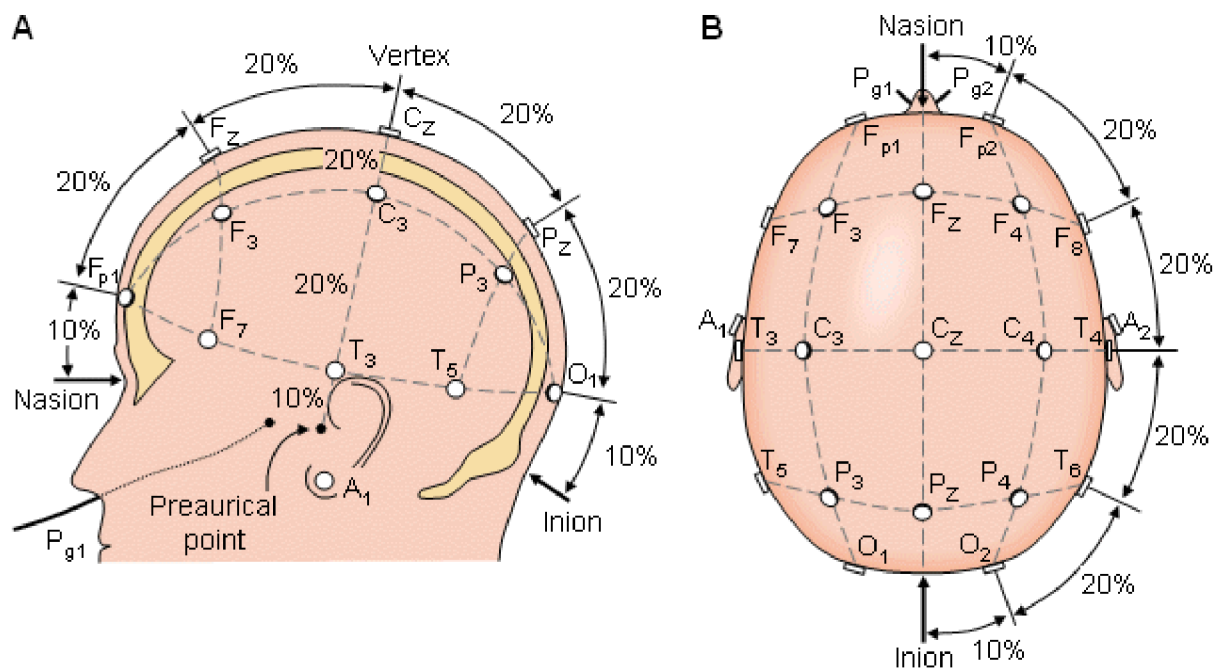
Elektrická charakteristika elektrod je daná druhem použitého kovu a tekutého media. Výběr kovu elektrody se řídí požadavkem vyhnout se polarizaci a umožnit rychlý přenos změn. Tyto elektrody, jež jsou nepolarizovatelné a propouští vyhovující množství proudu, nazýváme nepolarizovatelné nebo reversibilní. Nejčastěji se používají elektrody zhotovené ze stříbra s vrstvou chloridu stříbrného a médiem je roztok chloridu stříbrného. Dále lze použít nerezové oceli, slitiny obsahující cín nebo elektrody pokryté tenkou vrstvou zlata.

V klinickém EEG je používán takový typ nepolarizovatelných elektrod, jenž je reversibilní z hlediska aniontů nebo-li medium je nerozpustnou solí kovu elektrody v roztoku soli stejného aniontu.

Podle umístění elektrod rozlišujeme povrchové, většinou kruhové jednotlivé elektrody, anebo elektrodové čepice, na které jsou umístěny miskovité elektrody. Dále rozlišujeme dle tvaru kruhové, ploché, vypouklé a s otvorem ve středu. Pro zvláštní použití pak existují nasofaryngeální, tympanální, sfenoidální, kortikální atd.

2.1.2. Metody snímání EEG signálu

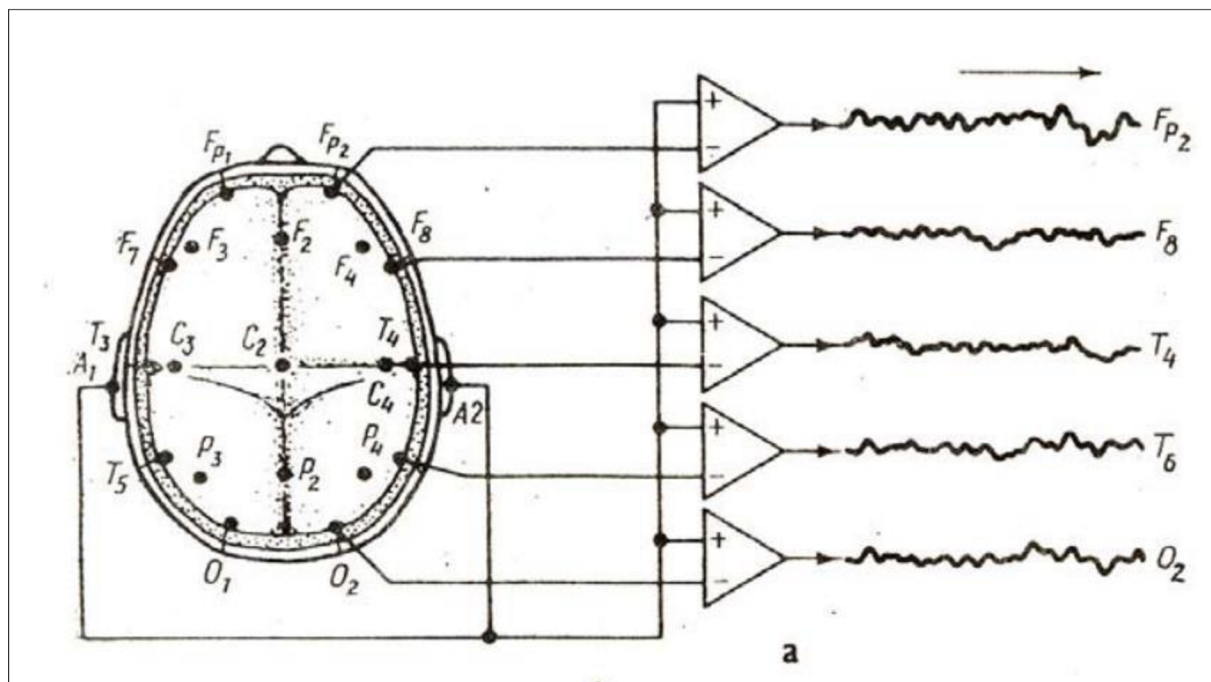
Již v roce 1957 byl systém zapojení elektrod na lebce na mezinárodním kongresu EEG sjednocen a nazván „10-20“ (viz [1.]). Jednotlivé elektrody jsou pak označeny jedním písmenem (označení předozadní lokalizace na lebce), jedním číslem (pro upřesnění hemisféry, lichá čísla pro levou, sudá pro pravou (Obr. 1)). Samotný název 10-20 vyjadřuje rozdělení úseku mezi krajními polohami v sagitální a transverzální linii po 10% nebo po 20% (může být i kombinace) mezi elektrody, ovšem součet musí dávat vždy v dané rovině 100%. Základem ovšem je natočení záznamu v referenčním, longitudálním a transverzálním zapojení. Menší počet kanálů není vhodný, pouze v případě snímání EEG u novorozenců, kojenců a dětí do 1 roku. V opačném případě není žádné obecně platné omezení.



Obr. 1 Zapojení elektrod 10-20 [16.]

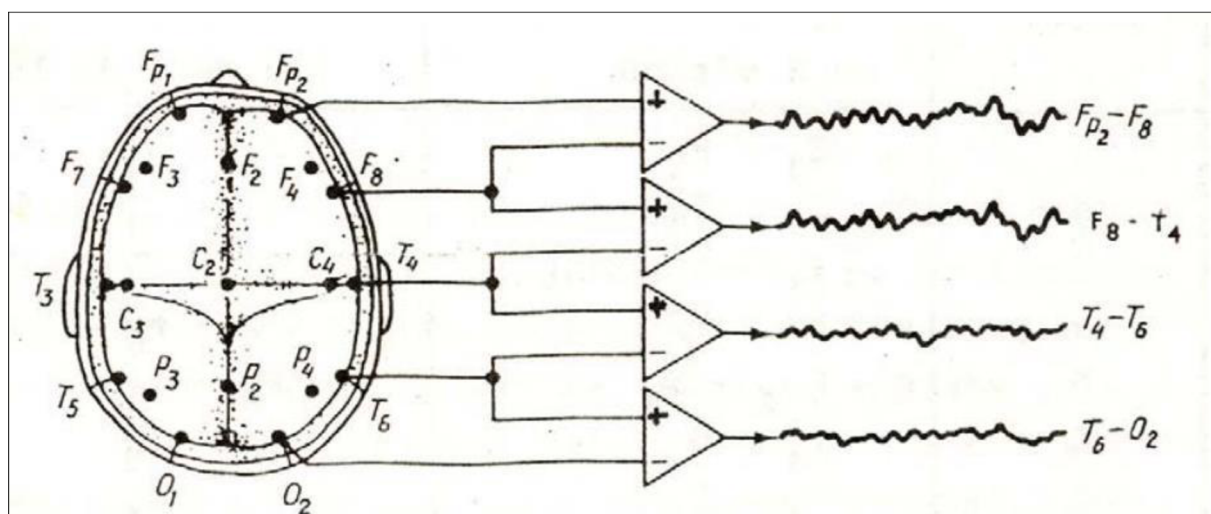
Základní jednotkou registrace bioelektrické aktivity je svod. Většinou se jedná o spojení dvou sousedních elektrod do diferenčního zesilovače jednoho kanálu EEG. Samotné snímání EEG má pak několik způsobů uspořádání použitých svodů, režimů zapojení.

Unipolární režim zapojení je nejjednodušším způsobem zapojení. Principem je určení bodu společné referenční elektrody, který by měl mít minimální elektrickou aktivitu [11.]. Na toto místo je pak umístěna jedna ze dvojice elektrod každého svodu a vůči tomuto místu se měří potenciál. Pro zapojení referenční elektrody se využívá ušních lalůček, vertexu, kořene nosu, čela či týlu [2.]. Ovšem každé toto místo vykazuje své výhody i nevýhody. Pro toto zapojení je charakteristická vysoká úroveň snímaného signálu, dokonce se v záznamu projevuje i aktivita hlubších vrstev mozku. Bohužel s tím jsou velice časté i artefakty z aktivity srdce anebo z aktivity svalstva, na němž je umístěna referenční elektroda (např.: potenciály očních bulbů při umístění na čelo).



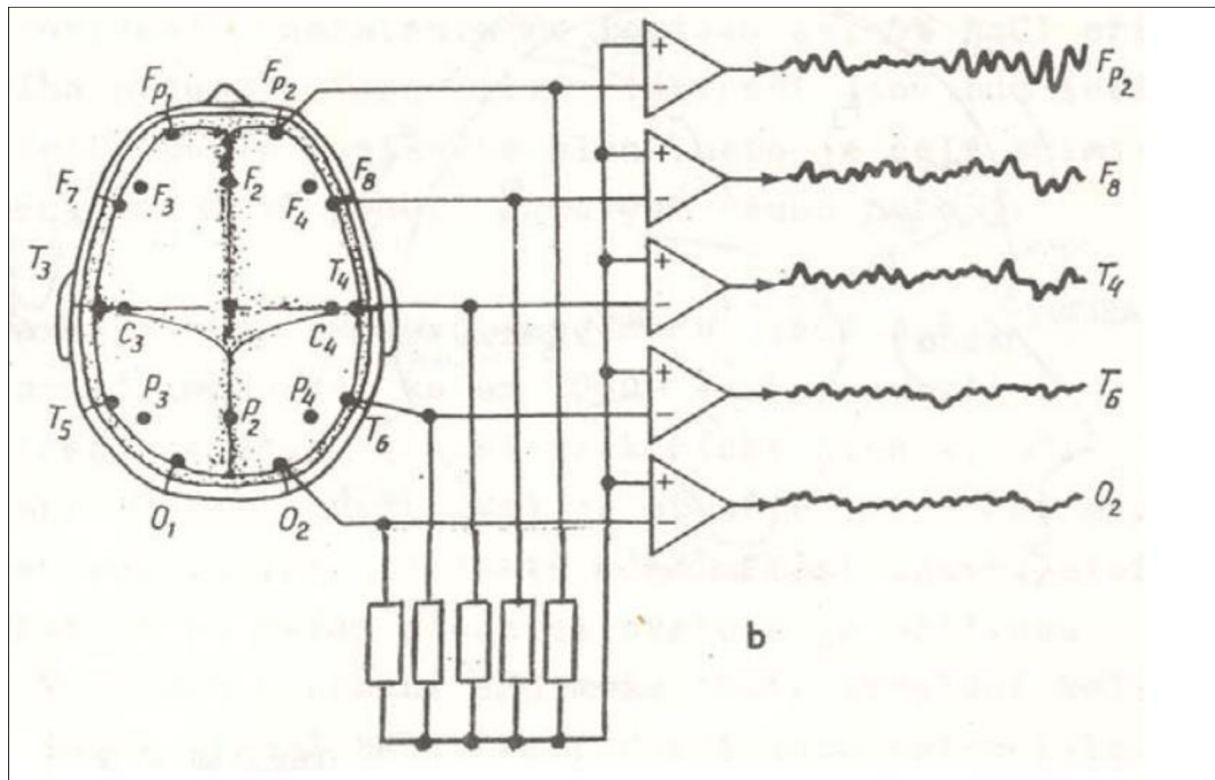
Obr. 2 Unipolární zapojení [17.]

Druhou možností zapojení je bipolární režim, v němž se jedná o snímání potenciálového rozdílu mezi dvěma elektrodami v řadě. Avšak vždy je jedna elektroda z dvojice též elektrodou v dvojici následující [11.]. Tudíž se v jednom svodu uplatňuje jako referenční elektroda a v druhém jako explorační. Krátká vzdálenost mezi elektrodami je pak původcem špatné registrace hlubších vrstev mozku, zvratu fáze při náhlé potenciálové změně a dalších artefaktů. Této metodě se nemůže upřít výborná lokalizace ložiska, ani dobré zobrazení místních rozdílů v amplitudě.



Obr. 3 Bipolární zapojení [17.]

Jiným druhem referenční elektrody, a zároveň i režimu zapojení, je zprůměrněná elektroda. Zde existuje několik možností kolik, a kterých, elektrod se zapojí. Goldmanovo zapojení, jakási obdoba Wilsonovy svorky ve snímání EKG, počítá průměr všech zapojených elektrod jako referenční. Předpokládá se, že výsledný potenciál bude mít minimální amplitudu neboli potenciály se „vykrátí“. Záznam z tohoto zapojení je velice čistý avšak má sníženou úroveň.



Obr. 4 Zprůměrněný režim

Vypočtení zvláštní reference pro každou elektrodu je úkolem zdrojového zapojení. Potenciál z elektrody je násoben váženým průměrem z daného počtu okolních elektrod pro potlačení jejich vlivu. Snadněji se poté určuje ložiskové maximum.

2.2. Vlastnosti EEG signálu

EEG signál je třeba před vstupem do počítače převést do číselné podoby, tedy digitalizovat. Digitalizace probíhá pomocí A/D převodníku. EEG potenciál je představován spojitým analogovým signálem, který pomocí digitalizace převedeme na řadu čísel, se kterými si počítač již dokáže poradit. Při digitalizaci je používána vzorkovací frekvence (dále f_{vz}) od 100 do 256 Hz, běžně s 12 bity, někdy i méně, avšak minimum je 8 bitový procesor. Předpokládá se maximální rozsah $\pm 500 \mu V$ (skalповý záznam má rozsah 10 až $100 \mu V$). Digitalizovaný signál je pak dále zpracováván a zkoumán. Nejčastější matematickou metodou zpracování je

rychlá Fourierova transformace pro spektrální analýzu, dále je využívána intervalová analýza či rozpoznávací metoda pro vyhledávání přesně definovaných tvarů (viz [2.]).

Základní struktura EEG křivky se skládá ze základní aktivity, grafoelementů a tranzientů. Základní aktivita je převažující aktivita registrovaná po většinu doby snímání. Nejmenšími komponenty, na něž lze křivku rozložit neboli nejmenší část křivky mezi dvěma maximy či minimy, jsou grafoelementy a jejich speciálním typem jsou tranzienty, které nápadně vystupují ze základní aktivity.

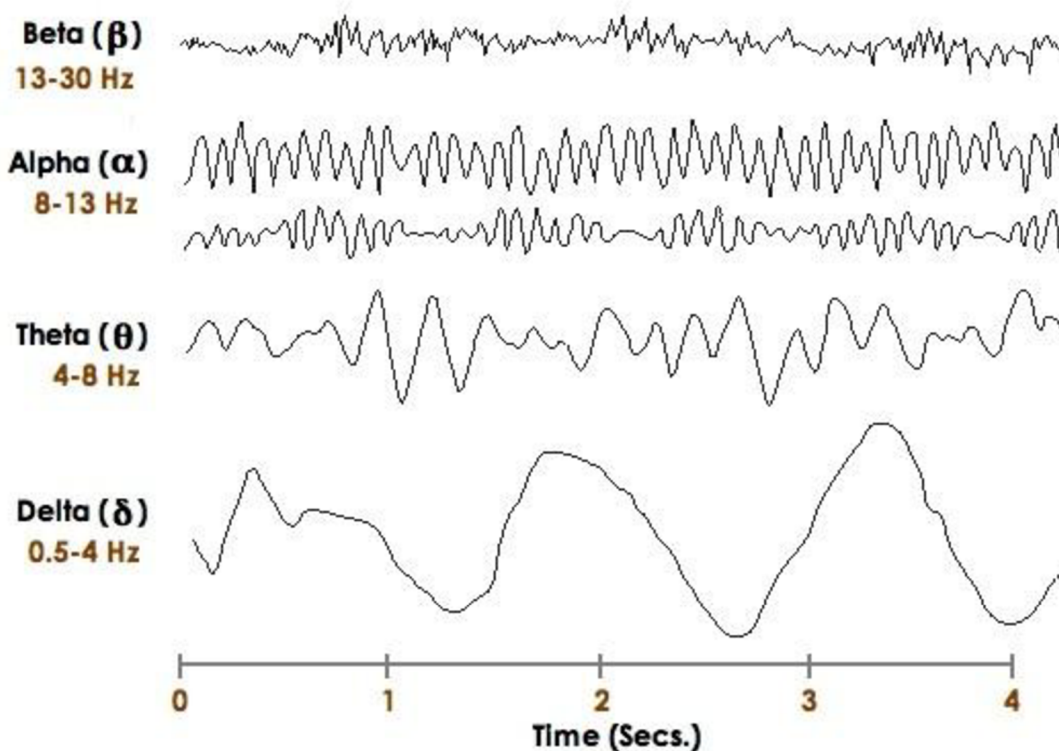
2.2.1. Artefakty

Při snímání EEG se v signálu vždy objeví artefakty, které je nutno odfiltrovat. Takzvaný absolutně bezartefaktový záznam neexistuje. Jejich znalost a rozpoznání je důležité protože se nejen do EEG křivky vsouvají, ale mohou ji překrývat nebo dokonce k nerozeznání mozkovou aktivitu napodobovat (viz [3.]). Artefakty mohou mít v zásadě dvojí původ. Fyzikální původ může pocházet jak z vnějšího tak vnitřního prostředí. Představitelem artefaktu vnějšího prostředí je síťový brum vyskytující se v České republice v okolí frekvence 50 Hz. Biologický původ do kterých řadíme signály z jiných orgánů pacienta projevující se v záznamu jako např.: svalový potenciál, EKG, pulzová vlna, dech atd. Zpravidla je řešením snímat i elektromyogram, elektrookulogram a EKG buď pro vizuální kontrolu anebo pro adaptivní filtraci ze signálu EEG.

2.2.2. Rytmy EEG

EEG křivka je většinou komplexní sestava vln četných různých frekvencí se střídavým vztahem fází a kolísavými amplitudami. Křivky, které vidíme v EEG záznamu, vykazují určitou rytmicitu. V případě že se vyskytuje několik grafoelementů za sebou, hovoříme o aktivitě. Jestliže se vlny přibližně stejného trvání a tvaru opakují delší dobu za sebou, hovoříme o rytmu. Frekvenční pásmo EEG se člení do několika rytmů – pásem: delta (0,1 – 4 Hz), theta (4 – 8 Hz), alfa (8 – 13 Hz), beta (nad 13 Hz) [10.]. Pojmenování není logické, ale historické, dle posloupnosti jejich objevu, určení a popsání. Ostatní řecká písmena byla použita pro pojmenování aktivit, ne rytmů. Navíc každý rytmus i aktivita vykazují jinou amplitudu. Delta rytmus se vyskytuje u novorozenců a u dospělých ve spánku fyziologicky, avšak v bdělém stavu u dospělých je vždy patologický. Theta rytmus lze zaznamenat ve fázi usínání a předchází delta rytmus, bývá zřídka rytmický. V bdělém stavu při zavřených očích, v klidu a relaxaci je přítomen alfa rytmus. Tudíž představuje klidovou aktivitu mozku, která se tlumí pozorností. Beta aktivita se objevuje v krátkých úsecích při duševní činnosti. Po stránce elektroencefalografické se struktura EEG obrazu v přední a zadní oblasti značně liší. V zadních strukturách vykazuje větší pravidelnost.

Mozkové vlny



Obr. 5 Rytmy EEG [18.]

Při hodnocení záznamu EEG popisujeme jednotlivé rytmy, amplitudy, tvary, netypické grafoelementy a reakci na otevření a zavření očí či hluboké dýchání. To vše a ještě více má diagnostický význam např.: u posuzování epilepsie a jeho ložiska, sledování anestezie, stanovení mozkové smrti atd.

2.3. Spánkové EEG

Spánek je aktivní děj přímo řízený strukturami mozkového kmene (viz [2.]). Je to cyklický proces vznikající každou noc a zároveň i jeho vnitřní struktura má cyklický charakter [8.]. Po určité době bdění dojde k aktivaci jader prodloužené míchy. Tato jádra jsou původcem spánku a předávají svou aktivitu dalším strukturám mozku. Alfa aktivita se rozpadá, objevují se pomalé nepravidelné theta vlny, nastává usínání a NREM fáze spánku prvního stádia. Následuje 2. stadium této synchronní části spánku s pokračující aktivitou podobnou theta, ke které se přidružují tzv. „spánková vřetena“, jinak sigma aktivita. Téměř náhle dochází k aktivaci jader pontu pro REM spánek a synchronizace se mění v desynchronizaci během několika sekund. V této fázi je typická PGO aktivita zodpovídající za snění. Stimulují se vegetativní centra a podkorová centra, které zodpovídají za komplexní charakter snů. Axony vybíhající do hypotalamu a limbického systému ovlivňují emotivní ráz snů. Po určité době se aktivita vyčerpá a REM fáze přechází zpět do NREM. Během spánku se vystřídá asi 6 cyklů [8.].

Pro monitorování spánku se většinou využívá polysomnografie. Jedná se o současné snímání nejenom EEG, ale i dalších fyziologických parametrů většinou ovlivňujících EEG záznam a spánek. Obvykle připojíme registraci elektromyografii (EMG), elektrookulografii (EOG), elektrokardiografii (EKG), dýchací pohyby hrudníku a břicha nebo proud vzduchu před nosem či ústy apod. Výběr závisí na zaměření diagnostiky u daného pacienta.

2.3.1. Spánková stadia

Rozlišujeme bdělost, NREM spánek se čtyřmi stádii a REM spánek.

První stádium NREM spánku představuje přechod mezi bdělostí a lehkým spánkem. Aktivita nízkého kmitočtu (2 - 7 Hz) s theta vlnami nepřesahujícími 50 – 75 μ V. Ojedinele se objevují vertexové ostré vlny až 200 μ V vysoké. Dále je charakteristický střední svalový tonus (detekované bradovým EMG) a pomalé pohyby očí. U některých pacientů je ovšem skórování tohoto stadia velice obtížné. V těchto případech může být stádium skórováno na základě přítomnosti vertexových ostrých vln s trváním menším než 0.5 s, přítomnosti pomalých vlnitých pohybů očí nebo přítomnosti aktivity v rozmezí 4 – 7 Hz se zpomalující se frekvencí pozadí na EEG o 1 Hz nebo více při srovnání s bdělým stavem [6.].

Základní theta aktivita pokračuje i v 2. stadiu NREM, který tvoří více než 50% spánku (viz [2.]), spolu s beta a příležitostně i delta vlnami. Nadto se ukazují sigma vřetena, jež předchází nebo následuje K-komplex, a pomalá nepravidelná delta vlna. Sigma vřetena (spánkové hroty) jsou výbuchy vln s frekvencí 12 – 16 Hz a trváním 0.5 s nebo méně. Inicializační negativní vlnou následovanou pozitivní vlnou se vyznačuje K-komplex. Často jsou odlišné od pozadí s trváním 0.5 s nebo déle [6.].

Během stadia 3 a 4 se vyskytuje delta aktivita. Ve stadiu 3 tvoří 30 % až 50 % a pokud je zastoupena více jak v 50% hovoříme o stadiu 4 (viz [2.]). Tudíž se jedná o rozdíl kvantitativní. Nyní se objevují sny, náměsíčnictví a noční děsy. Mohou přetrvávat spánkové hroty, ale neskórují se. Neobvyklý je výskyt pohybu očí a tonus bradového EMG je často nízký [6.].

REM spánek je charakterizován křivkou poměrně nízké amplitudy se smíšenými frekvencemi charakteru prvního stadia NREM ovšem bez vertexových vln. Vyskytují se rychlé, někdy pravidelné oční pohyby (konjugované a s ostře špičkovými pohyby [6.]), snížený svalový tonus (tonus bradového EMG nejnižší za celou dobu snímání [6.]), dochází ke zrychlení dechové frekvence a pulsu, někdy fázické svalové škrábání. REM je provázen dlouhými, výrazně emocionálními sny, které jsou velice živé a doprovází je úzkost [2.]. Vlny mývají tvar zubu pily.

Největší změny ve skórování spánku v manuálu z AASM roku 2007 obsahovaly především přejmenování stadií 1 – 4 na fáze N1, N2 a N3 přičemž fáze N3 shrnuje pod sebe

stádia 3 a 4 jelikož mezi nimi není žádný fyziologický nebo klinický základ pro jejich diferenci do dvou fází [6.]. Navzdory tomu se někde dále drží tradice 4 stádií a REM spánku.

2.3.2. Přejchod z bdělosti do spánku

Usínání je komplexní proces. Během tohoto přechodného stádia dochází ke změnám elektrofyziologickým, kognitivním i ke změnám v chování. Dle AASM je během normálního bdění detekován sinusový rytmus s frekvencí 8,5-13 Hz v okcipitálních svodech ve více než 50% epochy. Navzdory tomu 10-20% normálních pacientů tento rytmus při bdění postrádá. Přistupuje se pak ke klasifikaci na základě markerů pozornosti určených ve snímaném EOG. Jiným typickým rysem stádia bdění (wake) je přítomnost převážně beta aktivity při otevřených očích a alfa aktivity u zavřených očí, jak již bylo zmíněno výše. Nástup spánku je pak definován jako první epocha, která není skórována jako stadium W (bdělost). Obvykle následuje stádium N1 vyznačující se oslabenou alfa aktivitou nahrazenou nízkou amplitudou a smíšenými frekvencemi po více než 50% epochy [6.].

Existuje několik studií zabývajících se viditelnými a měřitelnými aspekty procesu usínání. Vědeční výzkumníci Dement, Kleitman, Rechtschaffen a Kales prohlásili, že nástup stádia 1 spánku (N1) je doprovázen redukcí v alfa pásmu. Taktéž může být prohlášeno, že spánek přichází s výskytem vřeten v signálu EEG. Jiná studie zmiňuje zvýšenou variabilitu v delta, theta a alfa EEG pásmech na začátku stádia 1 spánku, která pokračuje dalších 10 minut. Oproti tomu Ogilvieho studie říká, že se sice výkon v theta pásmu zvýší, ale výkony v alfa a beta pásmech dle něj klesají [19.].

Pro analýzu EEG koherence doby usnutí je vyšetření časoprostorových dynamik taktéž důležité. Moment usnutí lze dle [19.] pozorovat i při analýze EEG koherence mezi okcipitální a frontální nebo centrální a parietální oblastí. Lze tak definovat „hypnagogický stav“ charakterizovaný prudkým poklesem koherence v delta pásmu těsně před vymizením koherence v alfa pásmu. Obecně synchronní aktivita v přední části mozku, kvantifikovaná koherencí, se vztahuje ke spánkovému EEG, kdežto v případě zadní části mozkové tkáně odráží spíše EEG bdělého stavu člověka.

V rámci této práce budou zkoumány změny koherence a výkonu v pásmech alfa a delta při nástupu spánku respektive ověření předpokladu snížení koherence a výkonu v pásmu alfa a zvýšení výkonu v pásmu delta.

3. Segmentace

Náhodný signál je charakteristický tím, že u něj předem neznáme hodnoty, je tedy neurčitý. Ovšem jakmile proběhne jeho realizace a je zaznamenán stává se deterministickým. Každou náhodnou proměnou, funkční hodnotu v časovém okamžiku t_m , lze popsat obvyklými pravděpodobnostními charakteristikami. Jedná se o lokální rozdělení pravděpodobnosti, mezi něž patří distribuční funkce, lokální (diskrétní) rozdělení pravděpodobnosti, a lokální parametry rozdělení, kam spadá lokální střední hodnota a lokální rozptyl. Náhodný proces se nazývá stacionárním, jestliže se nemění jeho rozdělení hustoty pravděpodobnosti $f(x_1, x_2, \dots, x_n; t_1, t_2, \dots, t_n)$ libovolného řádu n při libovolném posuvu celé skupiny bodů po časové ose. Jinými slovy, pravděpodobnostní charakteristiky nezávisí na čase [4.].

Signál EEG je považován za náhodný signál, avšak požadavek stacionarity nesplňuje. Statistické charakteristiky EEG se časově mění, neboli střední hodnota a směrodatná odchylka jsou v čase různé, dochází ke změnám jeho amplitudových a frekvenčních vlastností. Tento signál je považován za kvazistacionární (stacionární po částech) [10.]. Pokud však chceme přistoupit ke spektrální analýze EEG, používáme obvykle výpočet výkonového spektra. Výkonové spektrum má smysl pouze u stacionárních signálů, jelikož bere v úvahu teoreticky nekonečné trvání signálu a tudíž nemůže definovat změny vlastností procesu v čase. Řešením je vytvoření výkonového spektra z kratšího úseku, jenž lze považovat za stacionární. Délku určíme s pomocí testů stacionarity – segmentace [10.].

3.1. Metody segmentace

Existuje mnoho metod segmentace nestacionárního EEG signálu na jeho menší, stacionární, části. Rozdělujeme je dle přístupu na dva typy: konstantní a adaptivní segmentaci [15.]. Konstantní segmentace spočívá v rozdělení signálu na stejně dlouhé úseky, o stejném počtu vzorků. Algoritmus je sice jednoduchý, ale vypovídající hodnota této metody je nízká. Jednotlivé úseky totiž nemají žádný vztah k signálu a jeho charakteristikám. Naproti tomu adaptivní metoda zohledňuje nestacionaritu signálu. Adaptivní segmentace je založena na hledání nestacionarit a následného rozdělení signálu na části stacionárních úseků rozdílné délky. Metod adaptivní segmentace existuje mnoho, některé jsou vhodné na zpracování signálu on-line jiné nikoli.

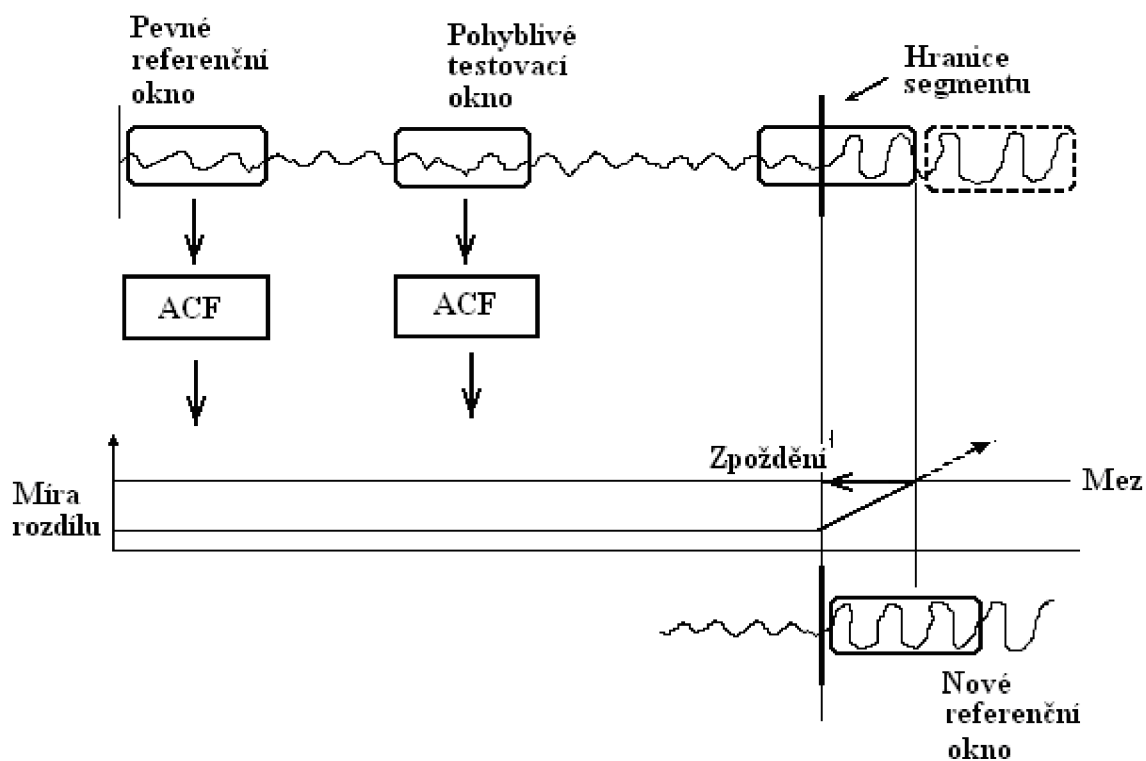
3.1.1. Adaptivní segmentace pomocí autokorelační funkce

Tato metoda spočívá v porovnávání autokorelačních funkcí dvou oken. Pokud jejich vážený rozdíl – diference - překročí předem zadanou hodnotu, stacionární úsek na tomto místě končí. Hodnota diference se počítá dle rovnice [1].

$$DIFF = \frac{\sum_{n=0}^{N-1-n} (r_{ref}(n) - r_{test}(n))^2}{r_{ref}(0)r_{test}(0)} \quad (1)$$

Zde r_{ref} představuje autokorelační funkci v referenčním okně a r_{test} v testovacím. Princip je nicméně jednoduchý. Nejprve si na začátku signálu umístíme referenční okno v němž provedeme odhad autokorelace. Následně určíme druhé okno, testovací, které klouže po vzorcích a taktéž počítá autokorelační funkci. S pomocí těchto funkcí spočítáme míru difference, neboli odchylku od stacionarity, dle vztahu [1]. Ve chvíli kdy dojde k překročení předem stanovené pevné meze difference, je stacionární úsek ukončen. Pokračuje se určením nového referenčního okna na místě konce stacionárního segmentu a procedura se opakuje [15.].

U této metody segmentace platí nevhodnost použití pro nezávislou segmentaci vícekanalového záznamu současně. Tudíž je zároveň s tím vyloučena i on-line vícekanalová segmentace v reálném čase. Příčinou této nevýhody je ztráta synchronizace pohybu oken ve chvíli umístění nového referenčního okna při segmentaci ve více kanálech zároveň. V jednom kanálu se již umístí nové referenční okno zatímco v dalším může ještě určitý časový úsek zůstat na stejném místě [15.].



Obr. 6 Princip segmentace s pomocí autokorelační funkce [15.]

3.1.2. Adaptivní segmentace pomocí míry difference odhadnuté z FFT

Zde se využívá rychlé Fourierovy transformace. Avšak při použití Fourierovy transformace (FFT) na celý záznam dochází ke ztrátě důležitých informací, proto využíváme FFT na úrovni oken. Nejdříve si definujeme diskrétní Fourierovu transformaci (DFT) jako

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n)e^{-j2\pi kn/N} \quad (2)$$

pokud je $x(n)$ časově omezená s trváním o N vzorcích. $X(k)$ je komplexní spektrum. Z ní pak vychází algoritmy výpočtu FFT. I zde dojde k použití dvou oken, která jsou tentokrát spojena a kloužou po signále společně. Po aplikaci FFT na tyto okna, získáme dvě „spektra“ signálů a míru difference určíme dle rovnice [3] pro každý posun oken po signále [15.].

$$DIFF = \max_w \left\{ \frac{1}{2} \left[\frac{|X_t(w)|}{|Y_t(w)|} + \frac{|Y_t(w)|}{|X_t(w)|} \right] - 1 \right\} \quad (3)$$

X_t a Y_t jsou komplexní spektra, je třeba z nich tedy získat absolutní hodnotu pro výpočet difference jak je naznačeno ve vzorci. Metoda je velmi zdlouhavá, pokud počítáme při každém posunu oken znovu jejich spektra. Mimoto je nespolehlivá, protože vykazuje falešná lokální maxima v sousedství skutečných hranic segmentů. Taktéž je zde nutné vyhladit spektra.

3.1.3. Adaptivní segmentace pomocí spektrální difference ve dvou spojených oknech – PSD

Tato metoda je malou obměnou předcházející. Použití FFT je nahrazeno odhadem spektrální výkonové hustoty (PSD) pomocí parametrických a neparametrických metod. Spektrální výkonovou hustotou se nazývají výkonová spektra u EEG signálů [9.], [15.].

PSD je veličina jež ukazuje rozložení energie (hustotu výkonu signálu) ve spektru a její jednotkou je $\frac{W}{Hz}$. Pro její stanovení se používají, jak již bylo zmíněno, parametrické i neparametrické metody. U neparametrických metod se využívá DFT (např.: Schusterův periodogram, Welchova metoda), kdežto u parametrických je počítáno s řadou parametrů. Ty jsou odhadnuty na základě pozorovaných dat. Jedná se např. o model autoregresivní, s klouzavým průměrem či kombinaci obou. K prosakování spektra u parametrických metod nedochází a tudíž není třeba dlouhých záznamů či jiných opatření (např. Hammingovo okno). Zároveň vykazuje lepší výsledky [13.].

Znovu se zde uplatňují dvě okna, která kloužou po signále spojená ve dvojici. Při každém posuvu se znovu počítá PSD v obou oknech parametrickou nebo neparametrickou metodou a z nich následně míra diference. V místech lokálních maxim se vyskytuje konec stacionárního segmentu [15.].

$$DIFF = \max \left\{ \frac{1}{2} \left[\frac{|X_t(w)|}{|Y_t(w)|} + \frac{|Y_t(w)|}{|X_t(w)|} \right] - 1 \right\} \quad (4)$$

4. Koherence

4.1. Vzájemné a koherenční spektrum

Vzájemné spektrum charakterizuje ve frekvenční oblasti vztah dvou souběžných náhodných procesů $f_w(n)$, $g_w(n)$ řízených týmž podloženým pokusem w , jako

$$S_{fg}(w) = E \left\{ \frac{1}{N} F_w^*(w) G_w(w) \right\} \approx \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M \frac{1}{N} F_{w_i}^*(w) G_{w_i}(w) \quad (5)$$

$F_{w_i}(w)$ a $G_{w_i}(w)$ zde představují spektra realizací těchto procesů, M je počet dílčích vzájemných spekter signálů délky N . $F_w(w)$ a $G_w(w)$ lze interpretovat jako náhodné funkce frekvence a rovnice [5] udává hodnotu jejich korelace taktéž jako funkci frekvence [4.].

Korelace pro konkrétní kmitočet w_j bude nulová nebo blízká nule je-li aspoň jeden z činitelů blízký nule, což znamená, že komponenta s kmitočtem w_j v jednom z těchto dvou srovnávaných spekter chybí. Lze tedy vyvodit, že mezi spektry žádná vazba na dané frekvenci neexistuje. Frekvenční korelace může nabývat hodnoty nula i v případě, že jsou složky o daném kmitočtu výrazně obsaženy v obou spektrech avšak fáze do průměru vstupujících příspěvků má natolik rozdílné hodnoty, že se navzájem vykompenzují. Taktéž se jedná o neexistenci vazby mezi procesy na této frekvenci. Tudíž maximální bude korelace při pevném fázovém vztahu komponent na dané frekvenci [4.], [10.].

Toto srovnání vazeb mezi dvěma procesy na různých frekvencích je však jen relativní srovnání. Proto se přistupuje pro hodnocení stupně fázové vazby spíše k tzv. *koherenčnímu spektru*. Ve své podstatě je to normalizované vzájemné spektrum [5] jako

$$\gamma_{fg}(w) = \frac{|S_{fg}(w)|}{\sqrt{S_{ff}(w)S_{gg}(w)}} \quad (6)$$

kde $S_{fg}(w)$ je vzájemné spektrum dvou signálů pro danou frekvenci w a S_{ff} s S_{gg} jsou výkonová spektra. Toto koherenční spektrum nabývá maximální hodnoty 1 nezávisle na amplitudách výkonových spekter při frekvencích, kdy mají příslušné frekvenční složky u obou analyzovaných signálů pevný fázový vztah a jde tedy o koherentní složky. Zůstává zde však rys vzájemného spektra o neexistující vazbě mezi signály rozptylu fázového rozdílu, kdy se příspěvky kompenzují. Koherenční spektrum udává míru synchronizace dvou signálů snímaných z různých míst [4.], [10.].

4.2. Interhemisferální koherence

Jedná se o jednu z metod mapování mozkové aktivity. Jejím úkolem je odhalení symetrií či asymetrií ve spektru. EEG interhemisferální koherence se počítá pro vyšetření funkční

konektivity mezi levou a pravou hemisférou mozku. Hodnoty koherence jsou počítány mezi svodem snímajícím na levé hemisféře mozku a svodem z pravé hemisféry mozku. Bohužel nevýhodou tohoto typu koherence je falešný výskyt symetrie na místech, kde ve skutečnosti není.

5. Výkonové pásmo

Jedním z důležitých rysů EEG signálu jsou oscilační modulační v rozdílných frekvenčních pásmech, protože tyto oscilace jsou asociovány s různými procesy v mozku. EEG frekvenční spektrum je rozděleno do 5 základních frekvenčních pásem. V mnoha případech je třeba vyšetřit nejen množství v daném frekvenčním pásmu ale i časovou závislost exprese frekvencí v průběhu celého signálu. Jednou z metod analýzy nestacionárních signálů je Short Time Fourier Transform (STFT), která je schopná provést analýzu jak v časové tak ve frekvenční oblasti.

5.1. STFT

STFT analýza je jednou z nejpoužívanějších technik analýzy signálu v časové i frekvenční oblasti. Tato technika rozloží signál na časově postupná okna (časový rámec) k vytvoření odhadu množství prezentujících se frekvencí v daném momentu.

STFT je založena na FFT, která je formou DFT používanou pro zpracování signálu. Během časově frekvenční analýzy není možné mít časové i spektrální rozlišení v daném okamžiku stejné. Obecně je přistupováno ke kompromisu dle toho, která z těchto složek je právě považována za důležitější [21.].

Pro diskrétní EEG signály je pro odhad výkonového spektra v každém okně STFT používána DFT. Tudiž, frekvenční spektrum bude rozděleno do krátkých frekvenčních úseků, jejichž šířka je závislá na velikosti okna [4.]. Čím je frekvenční úsek kratší tím zajišťuje lepší frekvenční reprezentaci, která nastává při širším okně klouzajícím po signálu. Čím více vzorků v okně leží, tím blíže k sobě budou frekvenční úseky a tím užší také budou. Taktéž se musíme potýkat s prosakováním ve spektru, které lze řešit použitím násobení okna signálu Hammingovým oknem stejné délky s následným přesahováním dalšího okna do tohoto původního – překrytí oken. Tímto postupem je možno se vyhnout ztrátě informací na okrajích okna po vynásobení Hammingovým oknem [21.].

5.2. Matematické metody výpočtu vývoje absolutního a relativního výkonu v čase

STFT rozdělí signál do krátkých úseků – oken a na každou z nich aplikuje DFT. Pokud má signál N vzorků, musíme uvažovat délku okna $M \leq N$. Přitom dosahujeme frekvenční rozlišovací schopnosti, odpovídající délce okna MT , a tento časový úsek znamená současně také nejmenší rozlišitelný úsek v čase. Poněkud lze časovou rozlišovací schopnost zvýšit tím, že dílčí okna mají zvolený přesah, např. o polovinu své délky. Jestliže o je zlomek přesahu dalšího okna, pak překrytí ve vzorcích je dáno jako $D=oM$. Počet nepřekrývajících se oken je dán jako $R=N/M$ a počet překrývajících se oken následně jako $L=R/(1-o)$. Okna můžou být tedy reprezentovány jako

$$x_i(n) = x(n + iD) \quad (7)$$

kde $n=0, \dots, M-1$, $i=0, \dots, L-1$ a iD je první vzorek okna i [21.]. Z rovnice 2 a 7 lze vytvořit okno jako násobení signálu $x_i(n)$ oknem $w(n)$ – většinou Hammingovým. Fourierova transformace v okně pak je definována

$$X_i(k) = \sum_{n=0}^{M-1} x_i(n)w(n)e^{-jw_k n} \quad (8)$$

Diskrétní frekvence w_k DFT je dána jako $2\pi k/N$ a k je frekvenční úsek (bin). Takový soubor spekter, tzv. spektrogram, může být názorně zobrazen jako dvojrozměrný obraz, v němž jedna souřadnice odpovídá frekvenci, druhá času a třetí amplitudě odpovídajících koeficientů spekter [4.]. Celou tuto operaci lze zajistit v programovém prostředí Matlabu funkcí `spectrogram`. Pro výňatek absolutního pásmového výkonu je potřeba nejdříve získat PSD podle vzorce

$$P_i(k) = 10 \log_{10} \left(\frac{1}{U} |X_i(k)|^2 \right) \quad (9)$$

$$\text{kde } U = \frac{1}{M} \sum_{i=0}^{M-1} |w(n)|^2$$

U je normalizovaný výkonový faktor okna [21.]. Zisk samotného absolutního výkonu ve frekvenčním pásmu s vývojem v čase je vypočítán jako

$$P_i[y, z] = \sum_{k=y}^z P_i(k) = P_{pásmo} \quad (10)$$

y a z představují spodní a horní limitu frekvenčního pásma a i číslo okna neboli čas ve kterém bylo spektrum v (8) počítáno. Jedná se o klasický součet hodnot na rozsahu určitých frekvencí prováděný pro zisk absolutního výkonu např.: z periodogramu. Zde však tento součet provádíme opakovaně pro každý další časový moment – číslo okna i . Pro použití zde $P_i [0, 4]$ představuje delta a $P_i [8, 13]$ alfu. Pro následné spočítání relativního výkonu v pásmu již postačí jednoduchý vzorec.

$$I_{pásmo} = \frac{P_{pásmo}}{P_{EEG}} \quad (11)$$

Relativní výkon korespondující k danému pásmu EEG je tedy počítán jako podíl výkonu v daném pásmu ku celkovému výkonu napříč všemi pásmy. Stačí pouze nahradit $P_{pásno}$ za P_α nebo P_δ [21.].

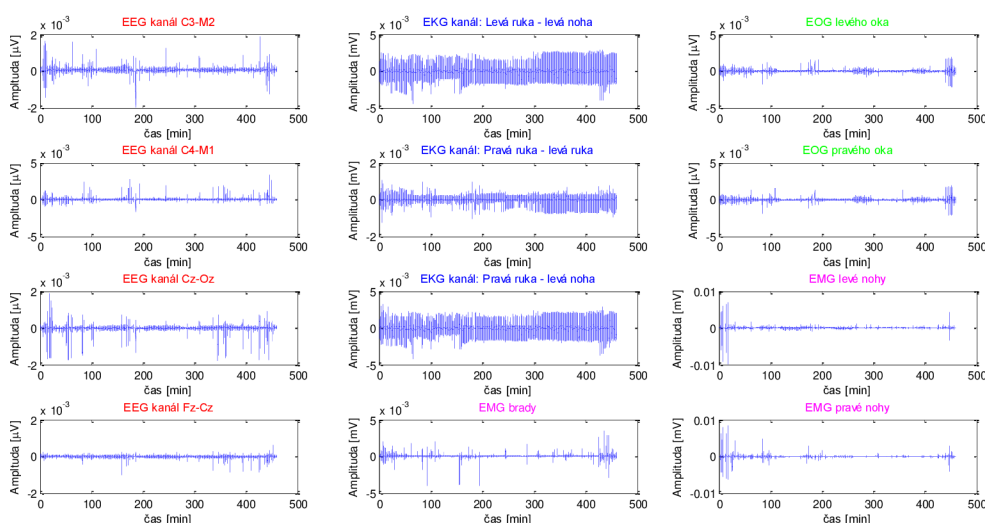
6. Programová realizace

Celkově bylo vytvořeno pro testování stacionarity signálu osm funkcí provádějící úkony od zobrazení všech nasnímaných svodů po jednotlivé segmentace vybraného úseku. Jeden program stmeluje tyto funkce dohromady a v jeho kódu lze měnit parametry většiny ostatních a tím si přizpůsobit jak požadavky, tak výsledky a výstupy z jednotlivých programů. Základní vstupní soubory pro tuto část byly `Experiment1.mat` a `scoring_experiment1.mat`.

Pro zkoumání proměnlivosti relativního a absolutního středního výkonu ve standardních pásmech EEG v čase během usínání a pro vývoj koherenčních spekter v čase jsou k dispozici další dvě funkce. Vstupy jsou úseky svodů o délce čtyř minut. Od každého pacienta se jedná o 3 úseky tedy 3 svody. Pacienti byli celkem čtyři.

6.1. Funkce Zobrazeni

Na začátku tohoto programu je jako nápověda uveden seznam všech nasnímaných svodů společně s informací o jejich vzorkovací frekvenci a počtu vzorků v signále. Poté je nahrán soubor s vektory signálů `Experiment1.mat`. Vzorkovací frekvence jsou následně použity pro výpočet hodnot na ose x vůči svodům, přesněji pro přepočítání na minuty pro časovou osu x. K tomu bylo také zapotřebí získat počet vzorků zobrazovaného signálu s pomocí příkazu `length` a použít příkaz `linspace` pro vytvoření stejného počtu vzorků na ose x jako je počet hodnot v signále určeného pro zobrazení. Poté jsou zobrazeny veškeré nasnímané signály s časovými osami v jednotkách minut do jednoho okna spolu s popisky ve formě názvů [Obr. 7].

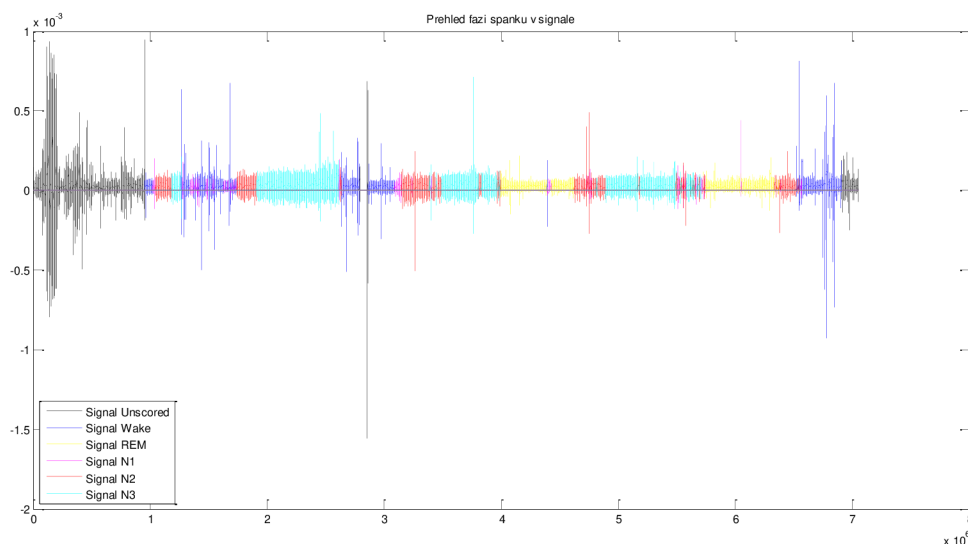


Obr. 7 Výstupní okno programu `Zobrazeni.mat`

Na závěr je vytvořena matice jež vybírá pouze EEG svody, které jsou dále využity v pozdějších programech (svody C3M2, C4M1, CzOz, FzCz). Tato matice je taktéž výstupem tohoto programu.

6.2. Funkce Faze_spanku

Program má pouze vstup, jímž je vybraný svod EEG. Výstupem jsou jen okna s grafy, žádné číselné proměnné. Nejprve je načten soubor `scoring_experiment1.mat`. V proměnné, která je v něm uložena, jsou hodnoty pro rozlišení jednotlivých fází spánku ve svodech EEG. Jsou v něm čísla 0, 1, 2, 3, 5 a 9. Každé z nich představuje jinou fázi spánku (0=wake, 1=N1, 2=N2, 3=N3, 5=REM a 9=unscored). Z této proměnné jsou vytvořeny binární vektory pro každou fázi spánku (jednička označuje výskyt dané fáze). Dále jsou vytvořeny nulové vektory se stejným počtem vzorků jako vstupní proměnná - svod EEG. Je volán program `segmenty`, který pomáhá tvorbou matice o dvou sloupcích. V levém sloupci v daném řádku je hodnota umístění začátku fáze spánku v signálech EEG a v pravém sloupci hodnota místa posledního vzorku v této fázi v nepřerušném úseku fáze. V cyklech typu `for` jsou brány hodnoty v jednom řádku této matice. Do předem připravených nulových vektorů jsou pak přepsány jen ty úseky ze vstupní proměnné (signálu EEG) které odpovídají dané fázi. Každý vzniklý vektor je charakteristický hodnotami pouze jedné fáze spánku. V úsecích kde zkoumaná fáze není, zůstávají pouze nulové hodnoty. Program zobrazí okno [Obr. 8], v němž jsou zobrazeny všechny fáze spánku do jednoho grafu s barevným odlišením a legendou.



Obr. 8 Barevně odlišené fáze spánku v jednom svodu EEG

Výstupní okno má za účel pomoci dále se rozhodnout, kterou část signálu podrobíme adaptivní segmentaci. Horizontální osa je označena počtem vzorků. Tak si lze vybrat jednoduše, kterou oblast podrobíme testům stacionarity. Délka tohoto úseku je ovšem

limitována hardwarovým vybavením přístroje zpracovávajícím testy stacionarity. Čím více vzorků, tím náročnější a déle trvající výpočetní operace.

6.3. Funkce segmenty

Slouží pro nalezení počátečních a koncových míst výskytu fáze spánku. Pro vstup je použit předem vytvořený binární vektor v programu `Faze_spánku`, který je prodloužen o pět nevýznamných nul pro zajištění průchodu celého signálu cyklem `while`. Tento vektor obsahuje jedničky na místě, kde se nachází určitá fáze spánku. V ostatních případech (výskyt jiné fáze spánku) jsou pouze nuly.

Předpřípravou nulové matice, do níž se nalezené významné body zapíší, zajistíme rychlejší průběh cyklu. Cyklus probírá jednotlivě hodnoty ze vstupní proměnné a podrobuje je podmínce `if`. Ta prověřuje, zda je na daném místě hodnota ve vektoru nulová či jednotková. Narazí-li program na jedničku, označí ji jako počátek segmentu fáze spánku a hodnotu umístění s pomocí přepočtu zapíše do levého sloupce připravené nulové matice. Následně probírá další vzorky z proměnné a opět ověřuje podmínku nenulovosti, dokud nedojde k jejímu nesplnění. Toto místo je označeno a zapsáno jako konec segmentu fáze spánku do pravého sloupce matice. Dojde k posunutí o jeden řádek níž v matici, do níž se zapíší další nalezené významné body. Výstupem programu je tato matice poloh začátků a konců segmentů dané fáze spánku.

Během zapisování naleznutého počátku či ukončení segmentu je potřeba přepočítat na skutečné umístění v signále EEG. Je to zapříčiněno skórováním signálu po 30s. Tudiž každá hodnota v binárním vektoru odpovídá 30s záznamu EEG. Jelikož většinou signál EEG zobrazujeme s osou x ve formě počtu vzorků, je na místě přepočítat na tuto míru. K tomu je zapotřebí také hodnota vzorkovací frekvence. Přepočítání je provedeno násobením vzorkovací frekvencí (256 Hz) a zároveň časovou délkou odpovídající jedné hodnotě v binárním vektoru (30 s).

6.4. Funkce `Filtr.m`

Obdržená data neprošla analogovou filtrací a to vede k jejímu digitálnímu uskutečnění před procesem segmentace. Signál EEG vykazuje klasický šum okolo 50 Hz označovaný jako síťový brum. Jeho užitečné pásmo frekvencí se pohybuje většinou od 0.1 Hz do 50 Hz. Používá se většinou filtru typu dolní propust pro odstranění rušení [14.]. Další možností je použití notch filtru a filtrací typu dolní propust s vyšší hodnotou frekvenční meze než je 50 Hz [12.].

Program umožňuje obě metody, záleží na zadané mezní frekvenci dolního filtru. Pokud je v cyklu `if` nalezena hodnota mezní frekvence dolní propusti vyšší než 50 Hz, projde signál filtrací dolní propustí, notch filtrem a horní propustí. V případě že je hodnota

meze nižší proběhne pouze dolní a horní propust. Dolní a horní propust je realizována FIR filtrem a příkazem `fir1` v Matlabu, kdežto notch filtr IIR filtrem. Pro dolní propust bylo zvoleno 31 koeficientů a u horní propusti 300 koeficientů filtru pro ostřejší přechod v impulsní charakteristice.

Hodnoty mezi filtrů horní a dolní propusti jsou volitelné jako vstupy funkce. Horní propust je zavedena pro případ požadavku odfiltrování i spodní jedné desetiny herzu. Vstupem je samozřejmě i signál podléhající filtraci.

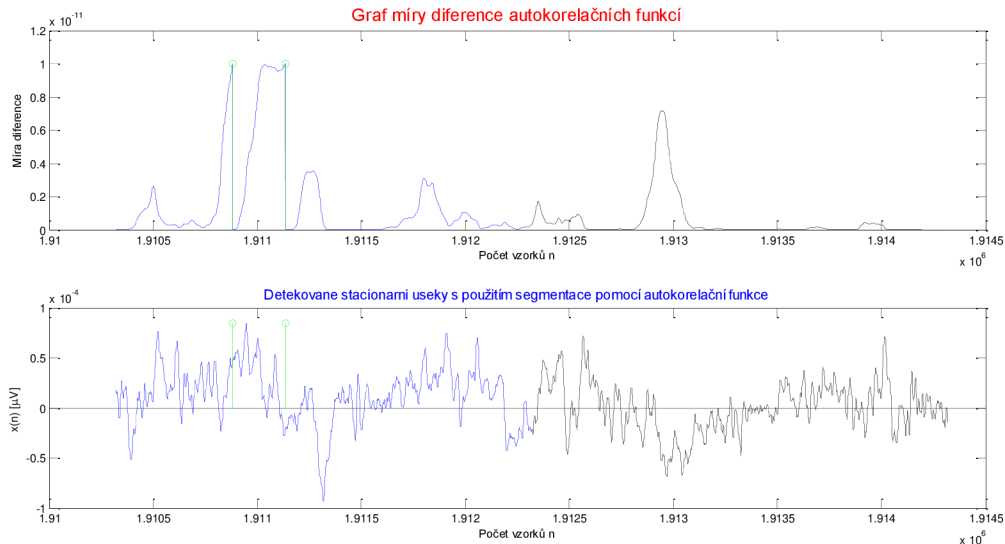
6.5. Funkce `Stacionarita_autok.m`

První ze tří programů pro testování stacionarity signálu EEG. Využívá teorie z kapitoly 3.1.1. Navíc počítá statistické parametry průměrné délky a mediánové délky detekovaných stacionárních úseků s převedením do jejich časového trvání. Mimoto zobrazuje vybraný úsek signálu s vyznačenými místy stacionárních segmentů a graf míry diference autokorelačních funkcí.

S pomocí cyklu `while` je procházen signál EEG po jednom vzorku. Od tohoto vzorku se načte okno. První okno na signále EEG je označeno jako referenční s určením jeho autokorelační funkce. V dalších cyklech (o vzorek/vzorky dále) se počítá opět autokorelační funkce, kterou porovnáváme dle [1] s referenční autokorelací. Jednotlivé hodnoty těchto diferencí se ukládají do proměnné `diference`. V rámci tohoto cyklu je ověřována i podmínka překročení předem daného prahu hodnoty diference, kdy už úsek signálu není považovaný za stacionární. Ve chvíli kdy je hodnota překročena, ukončí se stacionární úsek a dojde k posunutí referenčního okna na toto místo v signále.

V dalším cykle, typu `for`, jsou spočteny délky vypočtených stacionárních úseků. Tato informace je pak využita k výpočtu průměrné a mediánové hodnoty této délky a přepočtu na délku v čase.

Vykreslení výsledků programu je ve dvou grafech [Obr. 9], zobrazení signálu s vyznačením úseků splňující podmínky stacionarity a zobrazení hodnot diference autokorelačních funkcí.

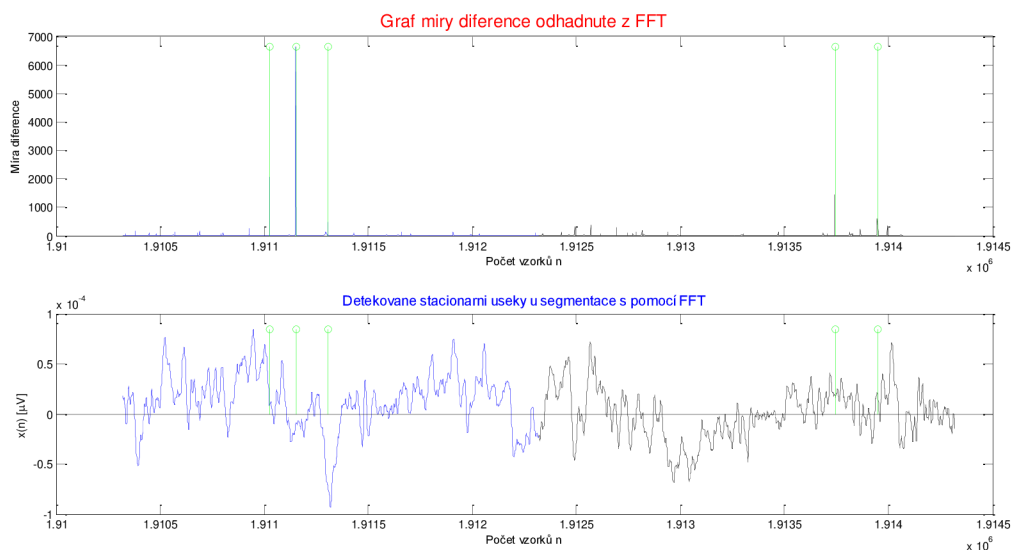


Obr. 9 Výstupní okno funkce `Stacionarita_autok.m`

6.6. Funkce `Stacionarita_fft.m`

Další test stacionarity využívá pouhé Fourierovy transformace. Zde je použit jako základní páteř procházení signálu EEG cyklus `for`. V jedné iteraci se vyjmou ze signálu dvě okna (dvou úseků) o předem stanovené délce. Na obě je aplikována FFT a následně filtrace dolní propustí pro vyhlazení spektra. Výsledky jsou použity pro výpočet difference [3], jejíž hodnoty jsou ukládány.

Vektor hodnot `difference` je procházen s pomocí cyklu `while` s opětovným využitím oken. V okně je hledána maximální vyskytující se hodnota difference a jsou detekovány průchody nad předem stanovenou prahovou hodnotu. Tato místa jsou uložena do proměnné `polohy`. Díky ní spočteme délky stacionárních úseků a znovu statistické parametry průměru a mediánu délky s přepočtem do jednotek času (sekundy). Na závěr programu jsou řádky příkazů odpovídající za následné zobrazení grafu signálu [Obr. 10] s vyznačenými segmenty a zobrazení grafu hodnot difference.



Obr. 10 Výstupní okno funkce Stacionarita_fft.m

6.7. Funkce Stacionarita_burg.m

Program byl zvolen s parametrickou metodou odhadu výkonového spektra signálu použitím Burgovy metody [13.]. Hodnoty tohoto odhadu výkonového spektra jsou získány s pomocí funkce `pburg`, jež je k dispozici v Matlabu. Jako nejvhodnější číslo řádu modelu bylo zvoleno deset, protože vykazuje nejlepší rozlišení i hodnoty aniž by vznikaly parazitní vrcholy ve spektru.

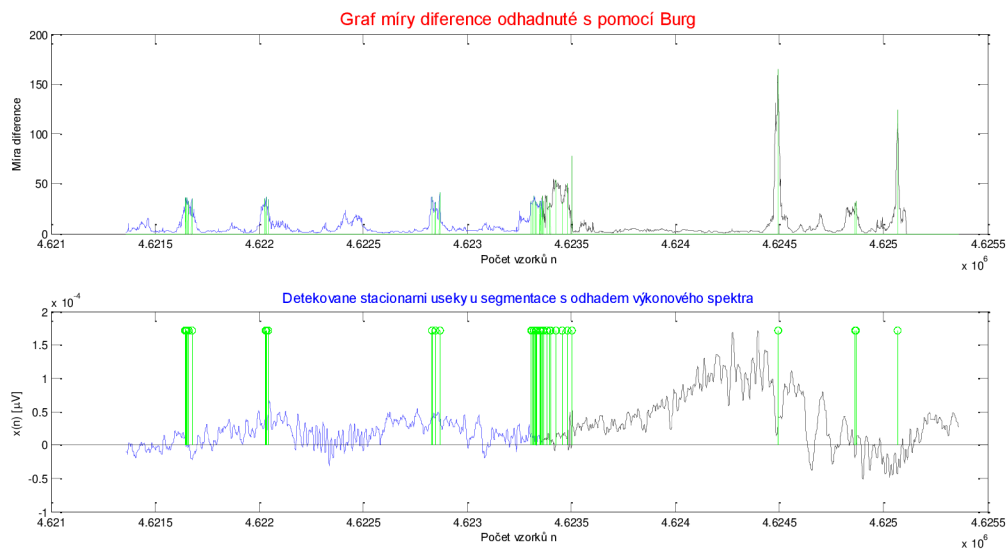
První cyklus `for` zabezpečuje procházení signálu s určováním dvou oken v každé iteraci. Z těchto oken jsou Burgovou metodou spočítány jejich odhady výkonových spekter. Ty pak podrobeny vyhlazení dolní propustí a porovnány [4].

Další cyklus `for` provede přepis hodnot překračujících mezní hodnotu do nové proměnné. Následkem je vynulování míst ve vektoru, které tuto podmínku překročení prahu nesplňují a vytvoření vektoru `Prekr`.

Poté dojde s následujícím novým cyklem `for` k rozčlenění vektoru `Prekr` do matice s úseky po sobě jdoucích čísel. Pokud je nadetkován takový úsek, přepíše se do jednoho řádku matice `S`. Posloupnost těchto nenulových čísel je narušena, přepis je ukončen a je hledán další úsek, který je přepisován do dalšího řádku matice. Matice má v závěru tolik řádků, kolik posloupností nenulových čísel bylo nalezeno a tolik sloupců, kolik má signál EEG vzorků, aby byla zachována informace o poloze difference vůči signálu EEG.

V každém řádku matice `S` je hledáno maximum a pokud je nenulové, prohledá se daný řádek matice pro získání informace o jeho poloze pro vyznačení do signálu EEG v závěru. Pokud je maximum nulové, zapíše se pouze nula, bez pozice. Dále se vytvoří s cyklem `for` řádkový vektor. Umístění lokálního maxima je zde reprezentováno číslem vzorku (číslem pozice ve vektoru) a na tomto místě je uložena hodnota difference podle známé pozice. Opětovně se

spočítají délky segmentů, medián a průměr těchto délek (s převedením do časové míry sekund) a vykreslí se do jednoho okna dva grafy [Obr. 11].



Obr. 11 Výstupní okno funkce Stacionarita_burg.m

6.8. Funkce Segmentace

Slučování všech předešlých funkcí se děje zde. V rámci programu lze měnit vstupní parametry do ostatních a tím modifikovat výsledky a výstupy dle požadavků.

Nejdříve je volána funkce zobrazení s výstupem okna s grafy relevantních signálů k EEG signálům, včetně nich, a s výstupní maticí EEG svodů. V dalším kroku si lze navolit svod pro následné zpracovávání. Ten je poté filtrován s parametry filtrace, jež jsou navoleny jako vstupy. Určí se s pomocí proměnných $\times 1$ a $\times 2$ začátek a konec úseku z již zvoleného svodu a také délka okna pro výpočet diference. Tři druhy výpočtu diference a určování stacionárních úseků lze naléznout níže v této funkci. Lze u nich zvolit jednotlivě prahy. Všechny ostatní vstupní proměnné pro tyto funkce již byly zvoleny o řádky výše v kódu funkce.

Výstupem této funkce jsou všechny výstupy ostatních funkcí. Účelem tohoto programu je komplexní manipulace se vstupními proměnnými s globálnějším účinkem na více funkcí a přehlednější nastavování.

6.9. Funkce SleepOnset

Jedná se o funkci provádějící výpočty absolutních a relativních středních výkonů ve standardních pásmech EEG. Vývoj výkonů v čase pro pásma alfa a delta je dokonce zobrazen v grafech, protože se zajímáme zejména o tyto průběhy.

Vstupem může být jen jeden signál – v tomto případě čtyřmutové úseky z některého ze 3 svodů z jednoho pacienta. Tyto úseky jsou charakteristické přechodem do spánku přesně v polovině své délky. V první polovině úseku, v prvních dvou minutách, je pacient vzhůru a druhá polovina, další dvě minuty, je již skórována jako některá z fází spánku. Je tak zajištěna koncentrace pouze na moment usnutí a ne na celý několikahodinový spánek. Dle studie [20.] je doporučováno podrobit této analýze okcipitální kanál EEG.

Na začátku funkce je definována prázdná proměnná typu `cell`, do níž se v průběhu ukládají výsledky. Je rozvržena jako tabulka, tudíž první sloupec definuje klinické pásmo EEG a první řádek určuje, zda jsou v dané buňce hodnoty relativního nebo absolutního výkonu. Výstup funkce tedy obsahuje hodnoty relativního a absolutního výkonu vyvíjejícího se v čase. Díky tomu si můžeme i po proběhnutí skriptu zobrazit jejich průběhy pro jakékoliv klinické pásmo EEG. Následuje filtrace FIR filtrem typu dolní propust o 511 koeficientech pro případné odstranění nežadoucích artefaktů. Pro další použití je definován i vektor pásma obsahující hodnoty mezi klinických pásem EEG. Pro výpočet PSD je následně použita funkce `spectrogram`. Tato funkce má na svém vstupu nadefinovanou hodnotu délky okna (256 vzorků), hodnotu překrytí (128 vzorků), vektor frekvencí, pro které má být PSD v každém okně počítáno a na závěr vzorkovací frekvenci (256 Hz). Výstupní matici `S` dále podrobíme úpravě dle vzorce [9] a tím získáme odhad absolutních středních výkonů pro zvolené frekvence s vývojem v čase v jednotkách dB. Následuje spočítání výkonů pro dané frekvenční pásmo jako suma hodnot v tomto frekvenčním pásmu pro daný okamžik dle [10]. Zároveň se spočítá suma celkového výkonu pro celé užitečné pásmo EEG pro každý okamžik. Znalost indexů, pro které má být spočítána suma pro dané frekvenční pásmo, je zajištěna díky zvolení frekvencí, pro které má být STFT s pomocí funkce `spectrogram` počítána a díky tomu, že se tento vektor frekvencí určil jako rozsah od 0 Hz do 30 Hz s odstupem mezi hodnotami 0,5 Hz. Následuje dělení výkonu v určitém pásmu výkonem celého užitečného frekvenčního rozsahu EEG.

Dále bylo potřeba tyto průběhy výkonů v čase vyhladit. Jako nejvhodnější se ukázala metoda konvoluce s maskou vytvořenou Gaussovou funkcí. Vektor hodnot Gaussovy funkce byl získán příkazem `gausswin`. Nejvíce vyhovuje délka deseti vzorků pro vyhlazení průběhu výkonu. Toto okno se pak použije na konvoluci s hodnotami absolutních i relativních výkonů do funkce `conv`. Této funkci je přiřazen parametr `shape` jako `same`. To znamená, že vrací centrální část konvoluce o stejné délce jako je délka vstupního výkonu. Výsledky konvoluce jsou uloženy do výstupní proměnné typu `cell`.

Výstupem funkce je nejen proměnná typu `cell`, ale i dvě okna po dvou grafech. V každém okně je graf vývoje absolutního výkonu v čase a relativního výkonu v čase. První okno ukazuje tyto průběhy pro pásmo delta a druhé okno pro pásmo alfa EEG.

6.10. Funkce koherence

Poslední funkce má za úkol realizovat odhady koherenčních spekter a jejich vývoj v čase. Zároveň je jejím úkolem tuto informaci poskytnout ve formě výstupní matice spolu s jejím zobrazením v grafech.

Jelikož je koherenční spektrum ve své podstatě normalizované vzájemné spektrum mezi dvěma signály, je logické, že funkce bude mít dva vstupy. Těmito vstupy jsou samozřejmě signály EEG o délce čtyř minut, jako tomu bylo u funkce `SleepOnset`. Nejdříve je vyfiltrujeme pásmovou propustí typu FIR o délce 511 koeficientů impulsní charakteristiky. Hodnoty koherenčního spektra jsou počítány dle [19.] pro jednu epochu neboli 30 s interval. Tyto půl minutové intervaly získáváme postupně v cyklu `for` přičemž se polovinou (15 s) překrývají. Půl minutové úseky z prvního i druhého vstupního úseku vstupují v každém cyklu `for` jako vstupy do funkce `mscohere`. Tato funkce má taktéž definovanou šířku okna ve vzorcích a hodnotu překrytí oken ve vzorcích. Toto okno tedy klouže po obou půlminutových úsecích signálů a počítá hodnoty koherence mezi nimi. K výpočtu jednotlivých spekter uváděných v [6] se používá Welchův periodogram, který je souborovým průměrem individuálních výkonových spekter ze všech oken na půl minutových úsecích signálů. Výsledné hodnoty koherence se pro každé půl minutové úseky ukládají do proměnné `koher` po řádcích. Řádky v matici `koher` odpovídají času. Mezi řádky je rozdíl 15 s (podle překrytí 15 s na 30 s úseku signálu). Sloupce obsahují hodnoty koherence.

Matice `koher` je zobrazena jako 3D graf s časovou osou, frekvenční osou a z osou s hodnotami koherence. 3D graf umožňuje pozorování vývoje koherence na všech frekvencích napříč signálem. Z matice jsou vyjmuty hodnoty pro frekvenci 4 Hz a zobrazeny v samostatném grafu. Matice `koher` spolu s vektorem `F` frekvencí, na niž je koherence počítána, jsou výstupem této funkce.

7. Zhodnocení výsledků

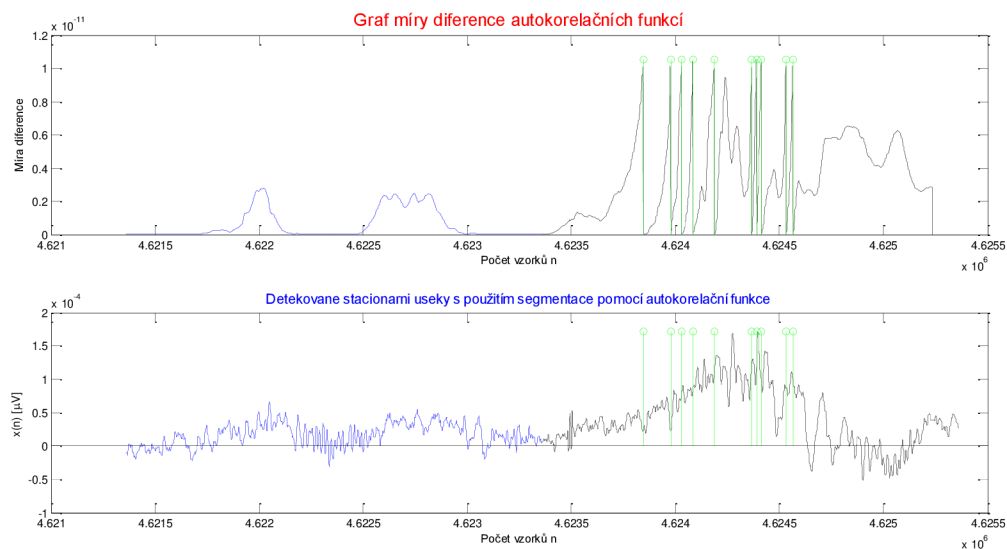
Jelikož práce se zabývá segmentací spánkového signálu EEG, je nasnadě zkoumat stacionaritu u různých fází spánku. K tomu bylo zvoleno dvou různých úseků s přechodem z jedné fáze do druhé v polovině úseku zvoleného s pomocí proměnných x_1 a x_2 . Pro názornější zobrazení přechodu je jedna polovina grafu vykreslena jinou barvou než druhá polovina.

Byla zkoumána i možnost projevu usnutí jako změny v absolutních a relativních výkonech v pásmech delta a alfa, nebo v koherenčních spektrech.

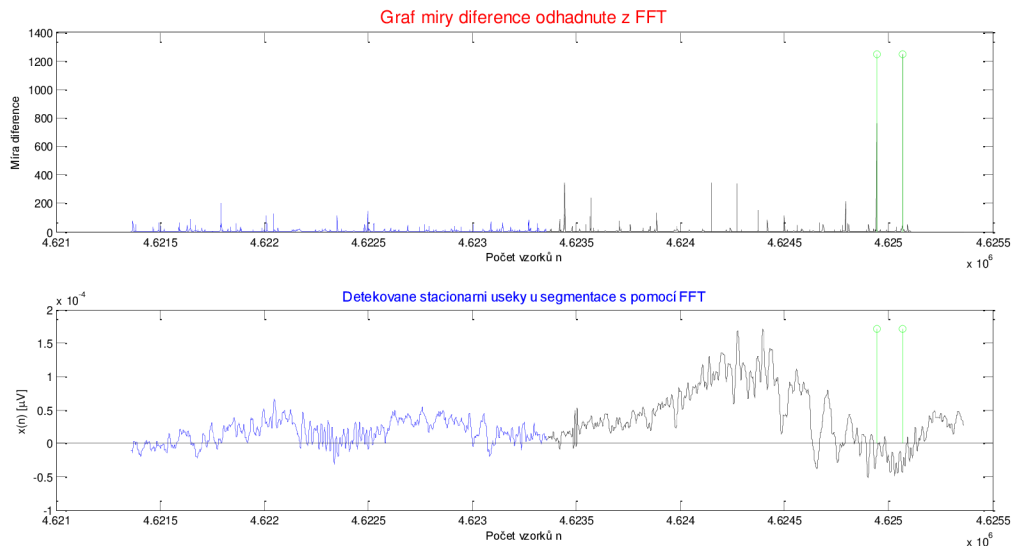
7.1. Stacionarita při přechodu z REM do N2

REM fáze spánku je velice odlišná od ostatních fází spánku (viz [1.], [2.], [3.] a [5.]). Dle studie [5.] je rozdíl mezi výkonovým spektrem v NREM a REM fázemi spánku.

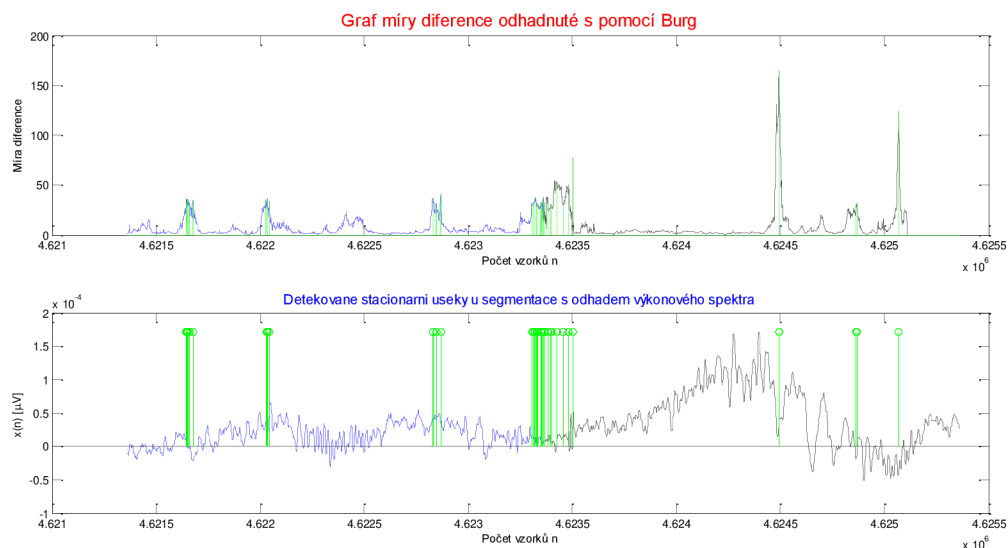
Úsek se nachází na svodě značeném C4M1 v oblasti 4621360 (x_1) až 4625360 (x_2) (viz [Obr. 12], [Obr. 13], [Obr. 14]). Pro všechny tři typy segmentace bylo zvoleno okno o délce 126 vzorků (polovina vzorkovací frekvence) a filtrace s mezí horní propusti 0.1 Hz a s mezí dolní propusti 45 Hz pro zamezení rušení z elektrorozvodné sítě [12.].



Obr. 12 Segmentace s autokorelací u přechodu z REM do N2



Obr. 13 Segmentace s využitím FFT u přechodu z REM do N2



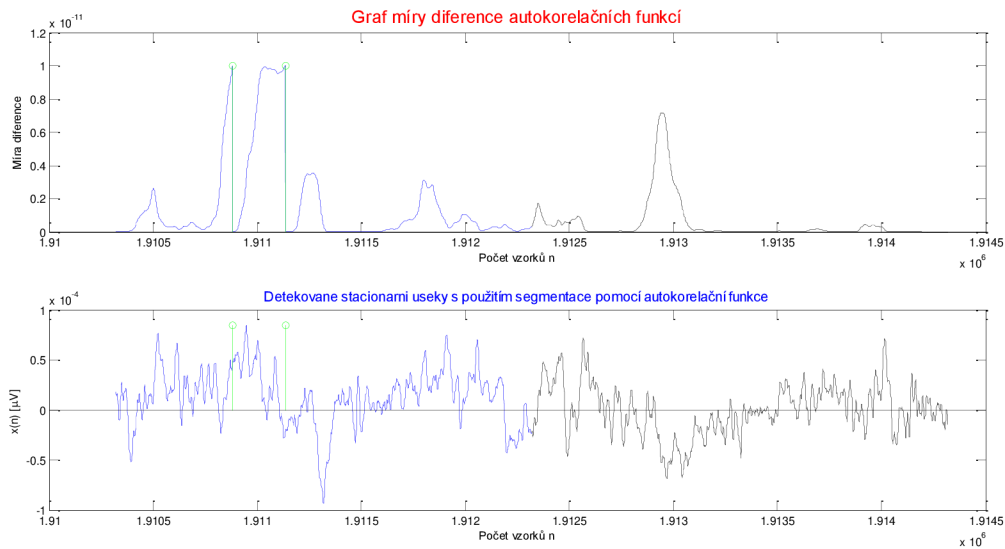
Obr. 14 Segmentace s využitím Burgovy metody u přechodu z REM do N2

Graf míry difference u testu stacionarity s použitím výpočtu autokorelace ukazuje znatelné zvýšení difference právě v úseku N2. Při použití testu stacionarity s aplikací FFT na plovoucí okna po signále graf difference vykazuje jednotvárnější charakter téměř v celém úseku, až na jeden pík na konci. Použití Burgovy metody dává obdobné výsledky jako použití FFT, avšak v druhé polovině úseků je o jeden pík více. Mimoto před prvním píkem je delší úsek klidné části diferenčního grafu.

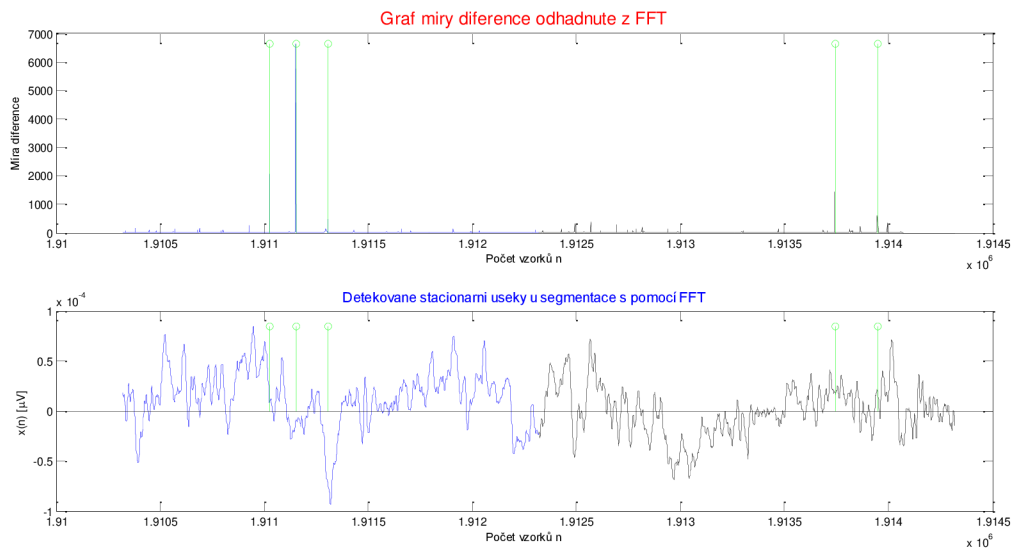
7.2. Stacionarita při přechodu z N2 do N3

Stádium N2 se vyznačuje spánkovými vřeteny (12-16 Hz), K komplexy v nízkoamplitudové směsi frekvenční aktivity. Oproti tomu stádium N2 se nevykazuje hroty ani vřeteny, pouze ve výjimečných případech (viz [6.]). Více než 20 % tvoří pomalé vlny s frekvencí 0.5 – 2 Hz.

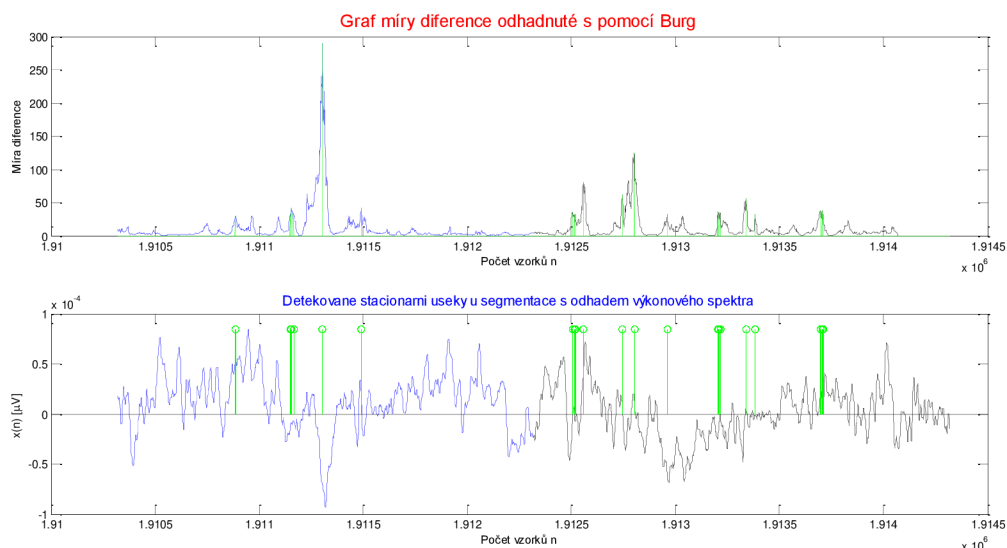
Pro získ relevantních výsledků byly zachovány hodnoty proměnné okno (126), hodnoty mezi filtrace i zvolený svod C4M1. Změnily se fáze spánku, zde se přechází z NREM fáze N2 do NREM fáze N3 vytyčených vzorky 1910320 (x1) a 1914320 (x2).



Obr. 15 Segmentace s autokorelací u přechodu z N2 do N3



Obr. 16 Segmentace s využitím FFT u přechodu z N2 do N3

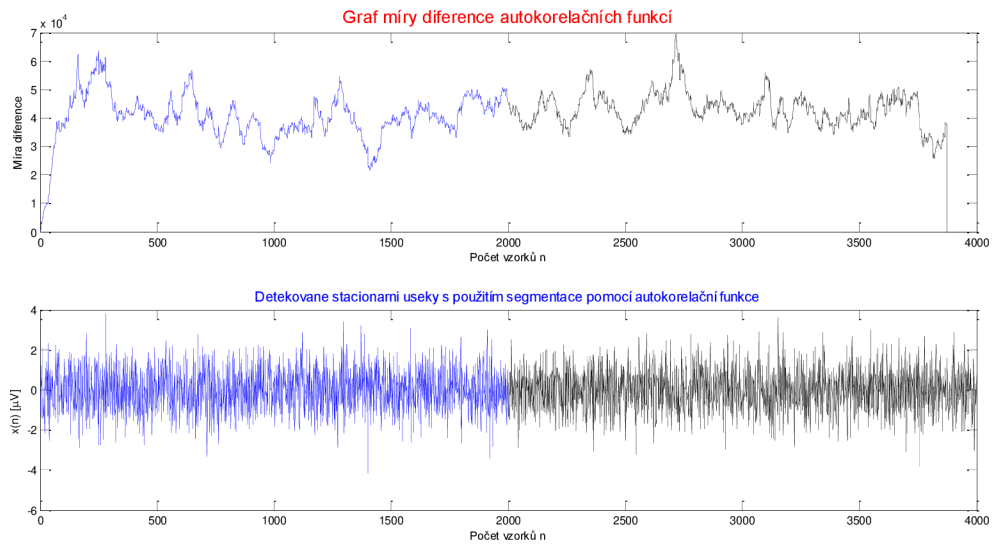


Obr. 17 Segmentace z Burgovy metody u přechodu z N2 do N3

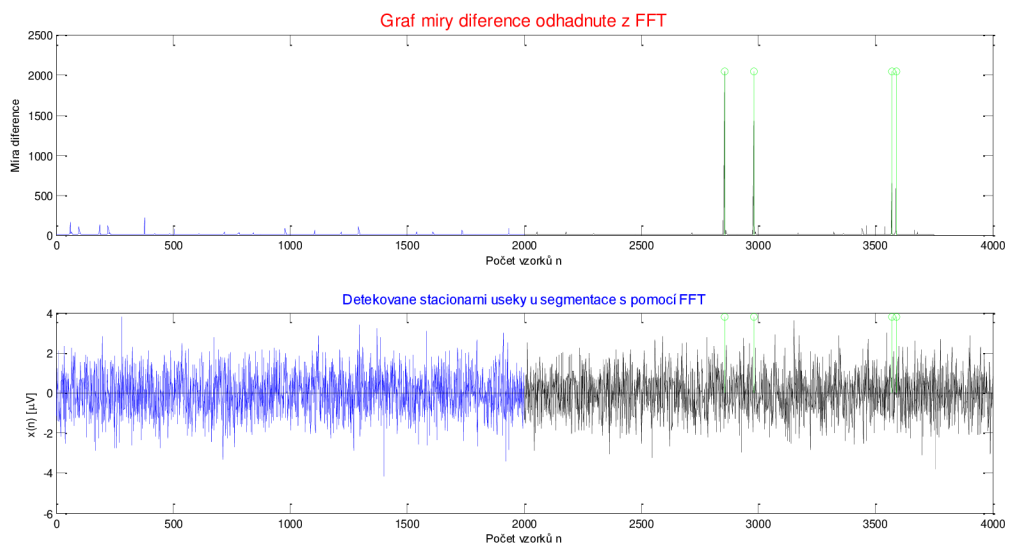
Zkoumáním grafu míry diference u segmentace metodou s použitím autokorelace lze vyvodit menší stacionaritu v první polovině úseku podrobeného analýze (fáze N2) [Obr. 15]. Na [Obr. 16] je kromě nejvyššího píku, situovaného ve fázi N2, míra diference v rámci celého grafu vyrovnaná jak svými maximy, tak i minimy. Nejvyšší pík se ve fázi N2 vyskytuje stejně i u segmentace s aplikací Burgovy metody pro tvorbu odhadu výkonového spektra. Zbytek grafu nevykazuje vyšší míru diference v jedné či druhé polovině.

7.3. Segmentace stacionárního signálu

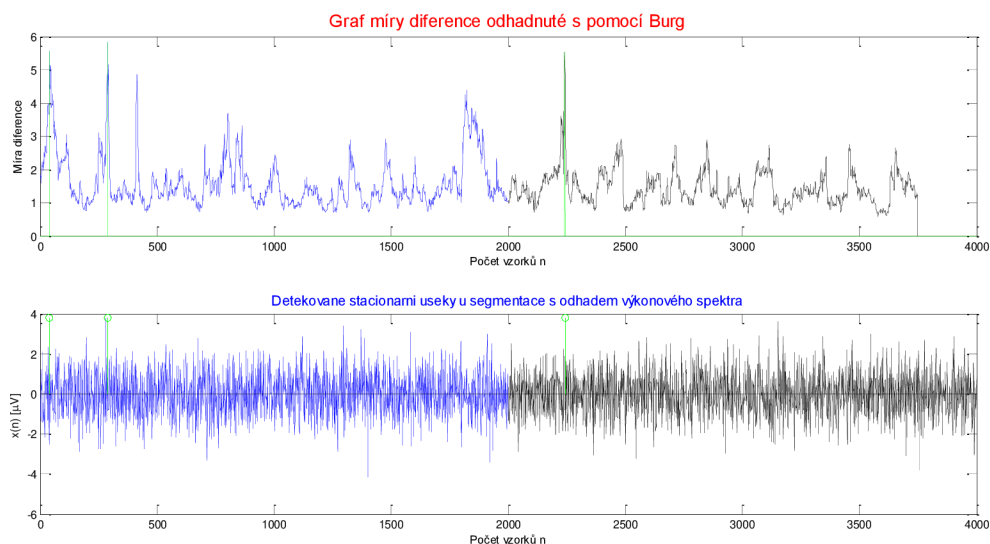
Pro porovnání stacionarity (míry diference) byl s pomocí funkce `randn` [10.] vytvořen úsek s délkou 4000 vzorků. Funkce `randn` zodpovídá za stacionární náhodný proces a generuje čísla, jež tvoří stacionární signál. Zachovány byly vstupní parametry jako délka okna a délka zkoumaného úseku. Upraveny byly meze, kdy je signál považován za stacionární, jelikož se zde již nepohybuje amplituda v jednotkách $1 \cdot 10^{-6}$.



Obr. 18 Segmentace s autokorelací u stacionárního signálu



Obr. 19 Segmentace s použitím FFT u stacionárního signálu

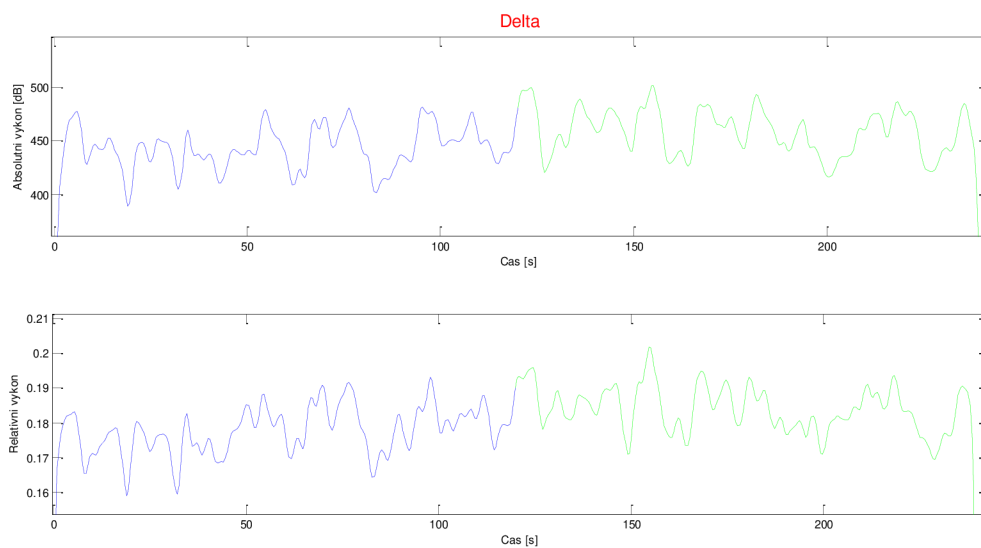


Obr. 20 Segmentace s použitím Burgovy metody u stacionárního signálu

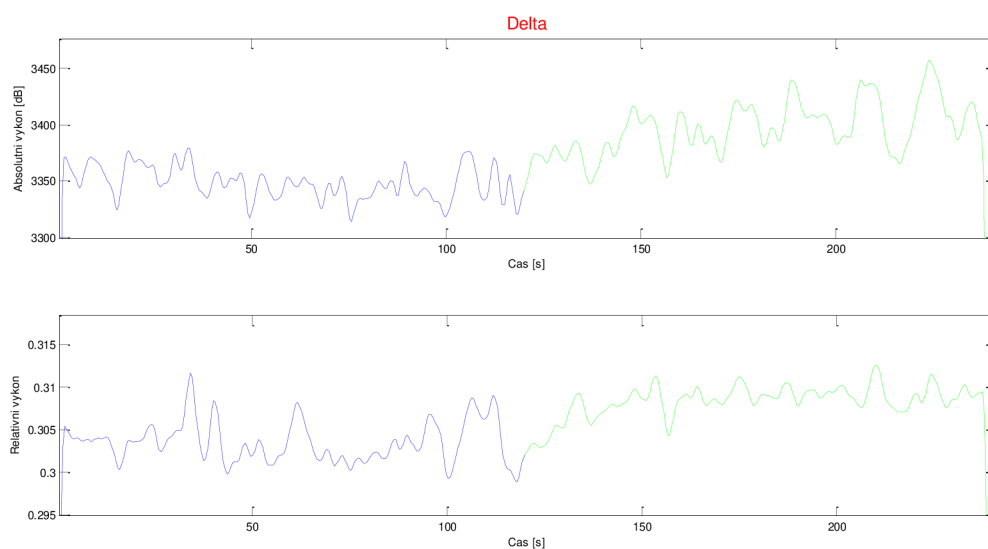
U všech výše uvedených grafů míry diference [Obr. 18], [Obr. 19], [Obr. 20] lze pozorovat neuspořádaný průběh, který se ovšem drží kolem určité hladiny. Výskyt velmi vysokých píků je naprosto ojedinělý. Píky se od sebe výškou velmi zřetelně neliší a vyskytuje se jich více v celých průbězích diferencí signálu.

7.4. Absolutní a relativní výkon v pásmu delta

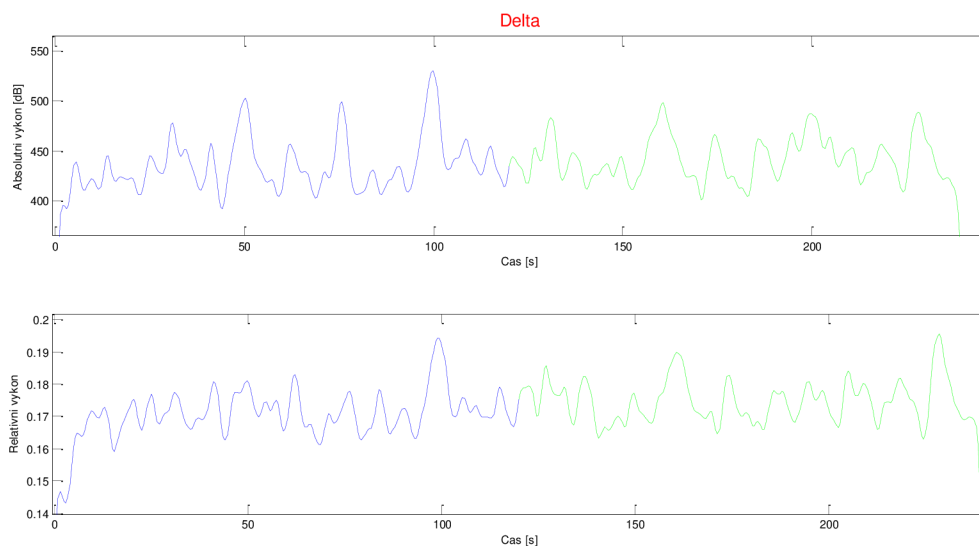
S pomocí funkce `SleepOnset` byly vypočteny odhady těchto výkonů a zobrazeny v grafech. Bylo zkoumáno tvrzení o zvýšení výkonů v pásmu delta podle [19.], [20.] při přechodu z bdění do spánku. Jako vstup byl ve všech čtyřech případech použit čtyřminutový úsek ze svodu CzOz. V polovině tohoto úseku dle skórování medikem nastává usnutí.



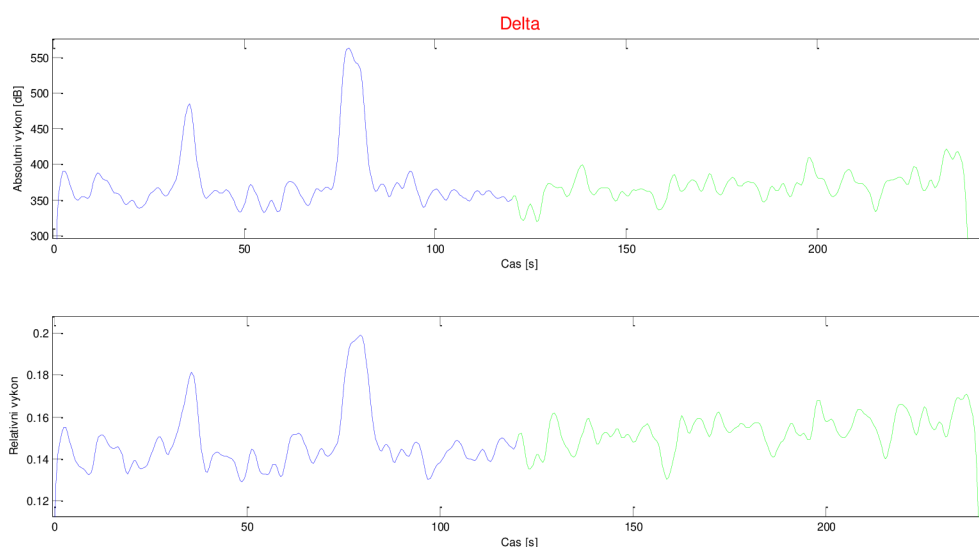
Obr. 21 Časový vývoj výkonů v pásmu delta svodu CzOz pacienta 005



Obr. 22 Časový vývoj výkonů v pásmu delta svodu CzOz pacienta 008



Obr. 23 Časový vývoj výkonů v pásmu delta svodu CzOz pacienta 016

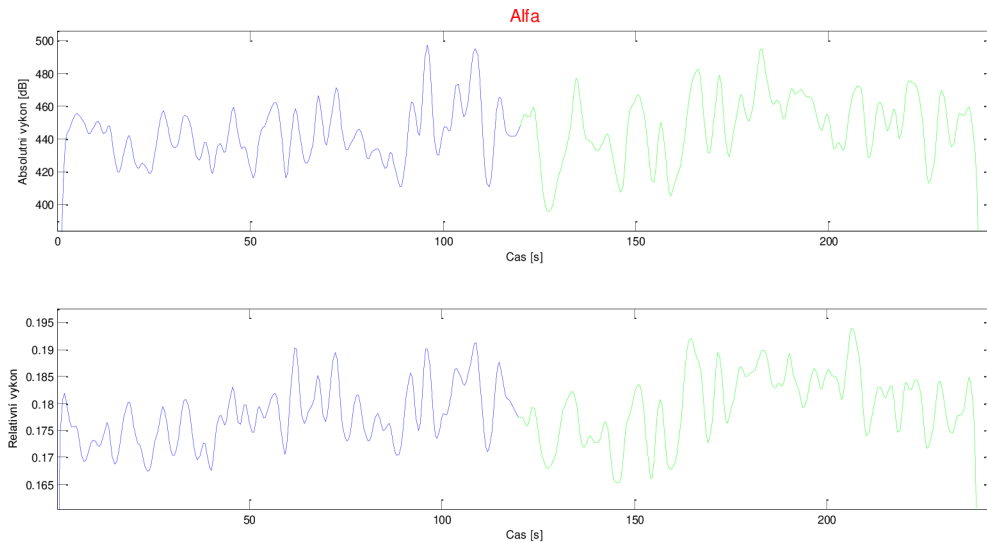


Obr. 24 Časový vývoj výkonů v pásmu delta svodu CzOz pacienta 023

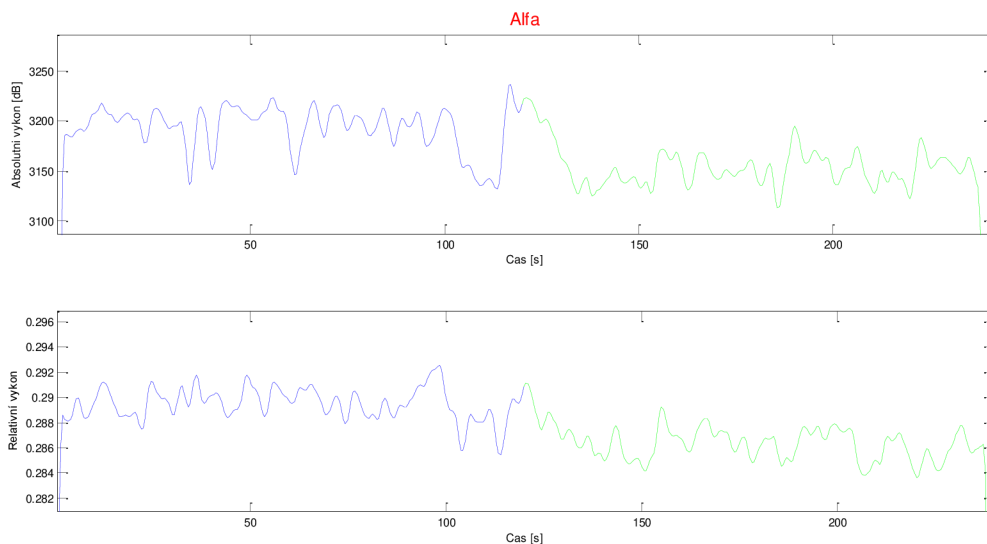
U prvních dvou vývojů Obr. 21 a Obr. 22 lze vidět v prvním případě nízké, málo patrné, zvednutí hladiny absolutního výkonu a v druhém velice rapidní. Pokud se snažíme zaměřit na celkový trend a pomineme výskyt dvou maxim, i v Obr. 24 lze vidět postupné zvedání roviny výkonů. V tomto případě je patrnější v grafu relativního výkonu než u absolutního. To samé lze říci i k Obr. 21, kde zvedání roviny v grafu absolutního výkonu taktéž není natolik patrné jako u grafu relativního výkonu. Avšak zvedání tohoto výkonu se děje řádově v setinách hodnot relativního výkonu. U vývojů ze svodů pacienta 016 není zvýšení výkonů patrné vůbec. Lze tedy konstatovat, že v jednom případě došlo k rapidnímu zvýšení, ve dvou dalších k málo patrnému a v jednom k žádnému.

7.5. Absolutní a relativní výkon v pásmu alfa

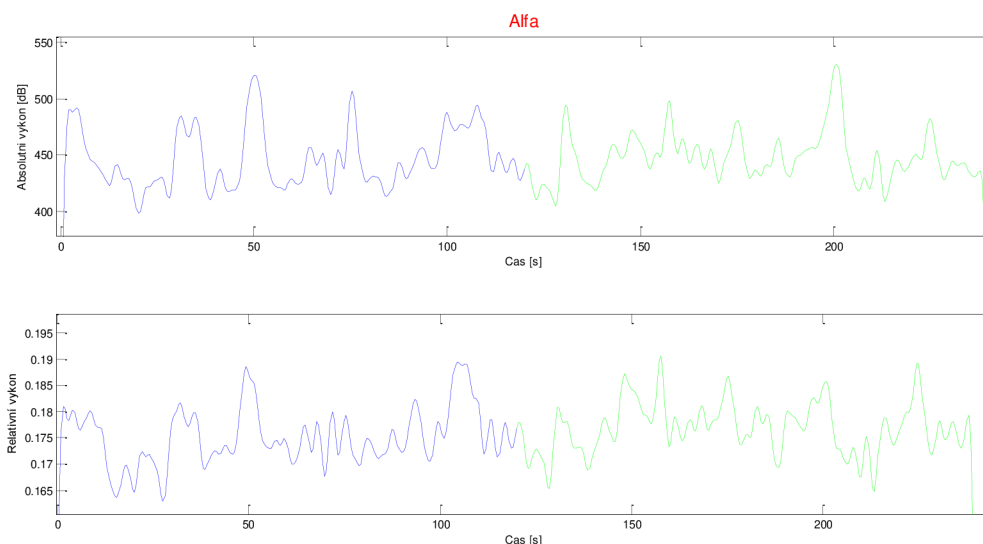
Pro tuto analýzu bylo použito stejných vstupních dat jako u analýzy v pásmu delta stejné funkce SleepOnset, která provádí odhady výkonů pro všechna klinická pásma signálu EEG. Taktéž byly vstupem signály svodu CzOz a tudíž i zde platí umístění momentu usnutí v polovině vstupního signálu. Rozdíl nastává v hledání snížení úrovně výkonů oproti očekávanému snížení v pásmu delta.



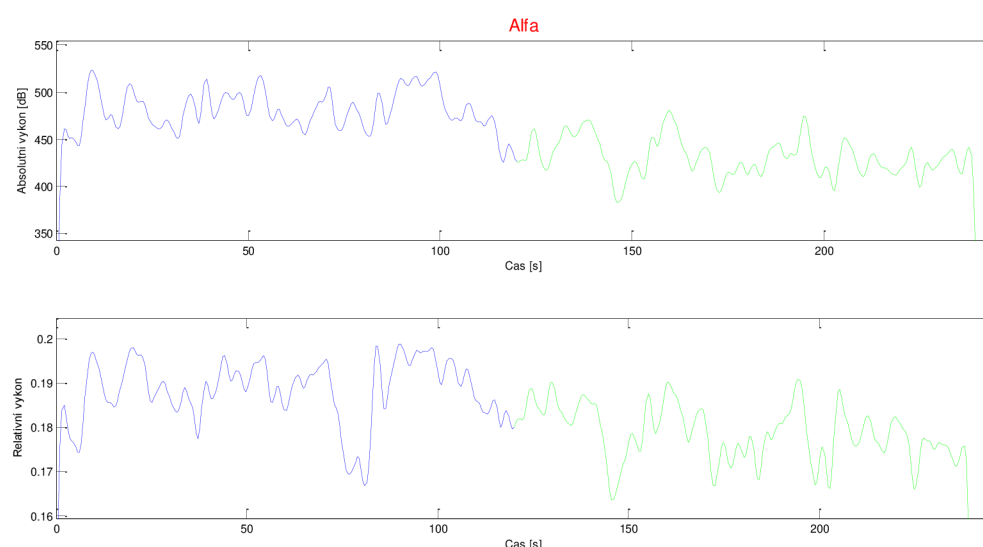
Obr. 25 Časový vývoj výkonů v pásmu alfa svodu CzOz pacienta 005



Obr. 26 Časový vývoj výkonů v pásmu alfa svodu CzOz pacienta 008



Obr. 27 Časový vývoj výkonů v pásmu alfa svodu CzOz pacienta 016



Obr. 28 Časový vývoj výkonů v pásmu alfa svodu CzOz pacienta 023

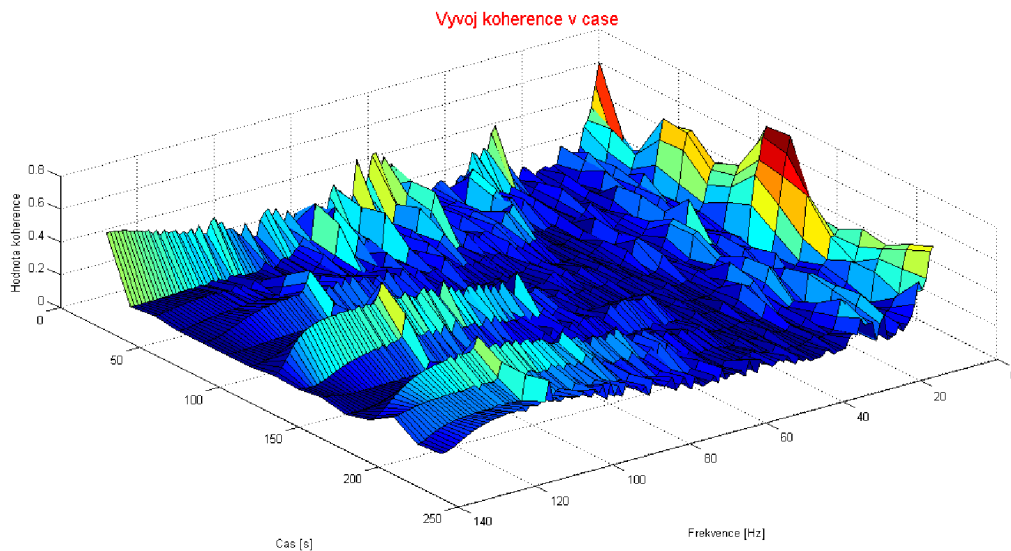
U dvou průběhů ze čtyř lze pozorovat očekávané snížení absolutního výkonu po usnutí a to u Obr. 26 a Obr. 28. Jedná se o celkem znatelné snížení. Navzdory tomu u poloviny analyzovaných svodů pacientů ke snížení nedošlo a pokud trend snížení úrovně výkonu existuje, je velice mírně klesající a tudíž není dostatečně znatelný, aby byl zaznamenán. Nanejvýš je možné u Obr. 25 vyhodnotit přechodné snížení výkonu po usnutí, které je velice brzy vyrovnáno na původní úroveň. Průběhy relativního výkonu a jeho trendy velice blíže korelují s průběhy absolutního výkonu.

Navzdory tomu, že se zde zaměřilo pouze na dvě pásma EEG – delta a alfa – je možné zobrazit a zkoumat změny v průběhu výkonů i v dalších klinických pásmech EEG a to v thetě

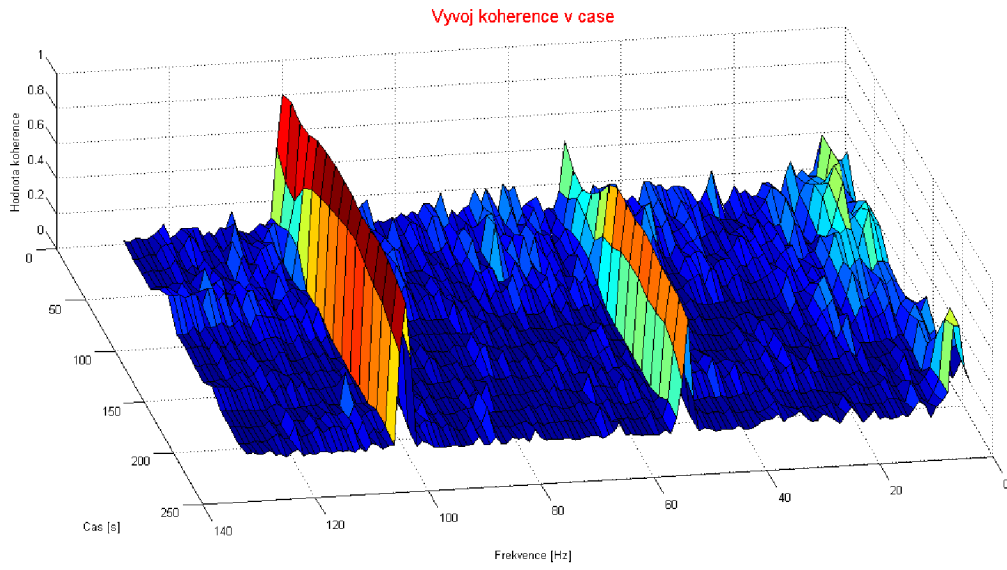
a betě. Výstupní matice funkce SleepOnset obsahuje průběhy vývoje výše zobrazených výkonů i pro ně.

7.6. Koherenční spektrum

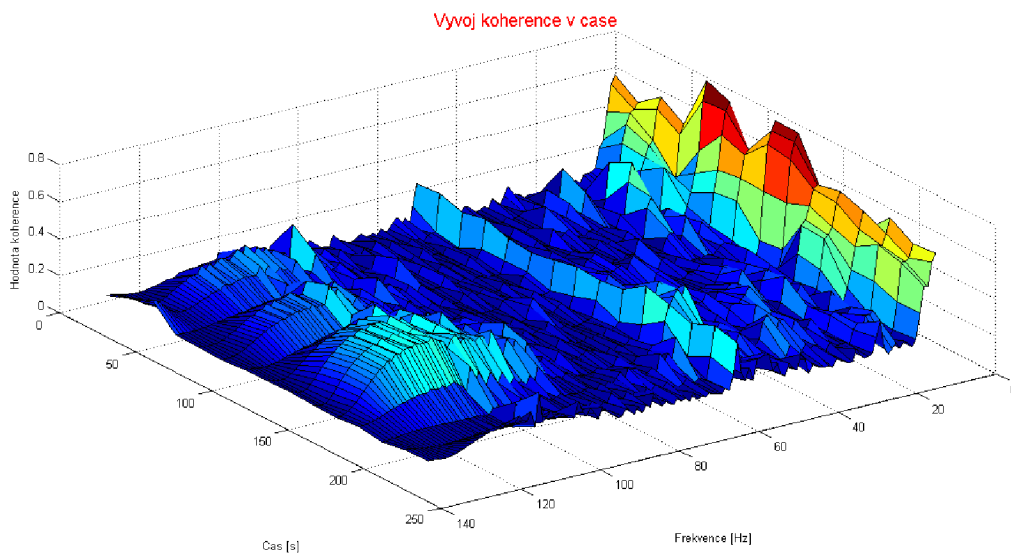
Chvilé usnutí má predispozici se projevit i v koherenčním spektru. Ve chvíli usnutí by mělo na základě [19.] dojít ke snížení interhemisférické koherence. Vývoj koherenčních spekter v čase byl realizován s pomocí funkce koherence. Tato funkce má dva vstupy – dva signály. Pro získání interhemisférické koherence byly jako vstupy zvoleny signály snímané z opačných hemisfér mozku – C3M2 a C4M1. Pro komplexnější pohled na vývoj jsou vykresleny 3D grafy a taktéž pouze jediná vrstva vypovídající o vývoji koherence na hodnotě 4 Hz v čase. Tato hodnota byla zvolena podle [19.], kde se v jejich studii nejvíce projevuje ono očekávané snížení.



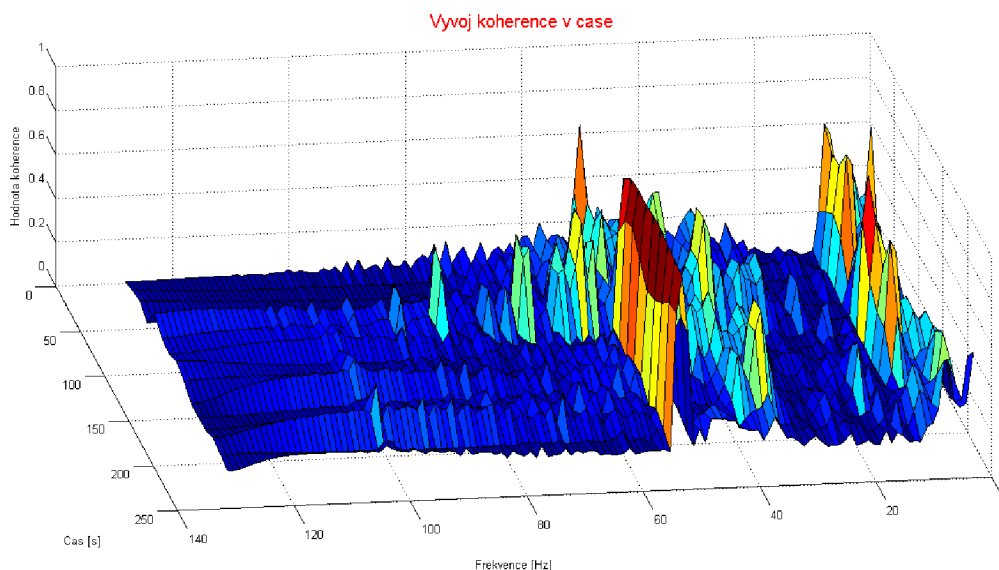
Obr. 29 Vývoj koherenčních spekter v čase u pacienta 005



Obr. 30 Vývoj koherenčních spekter v čase u pacienta 008

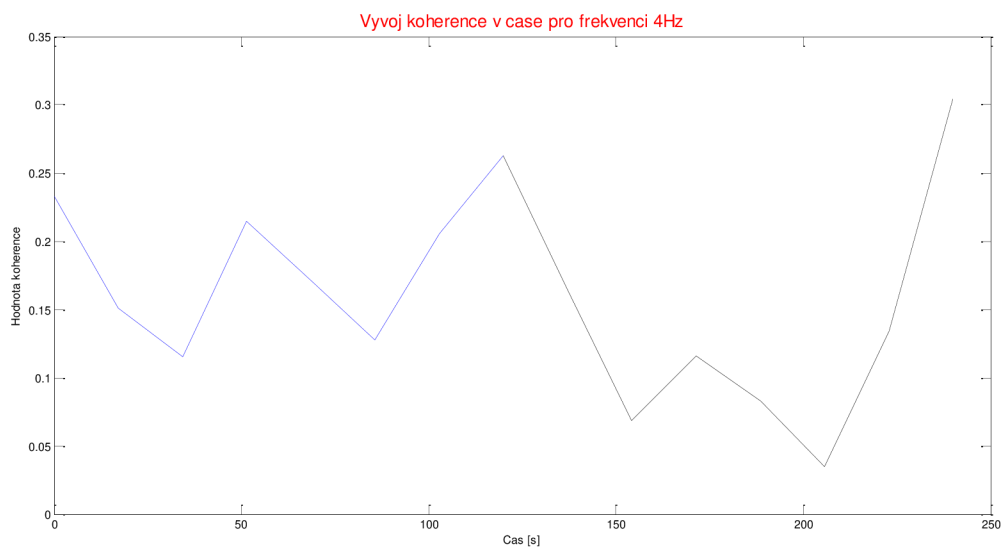


Obr. 31 Vývoj koherenčních spekter v čase u pacienta 016

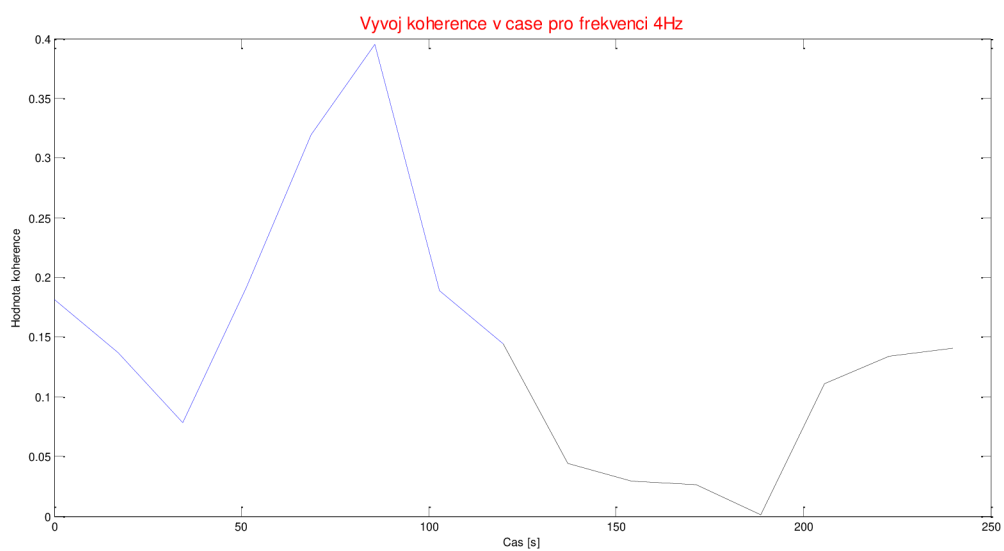


Obr. 32 Vývoj koherenčních spekter v čase u pacienta 023

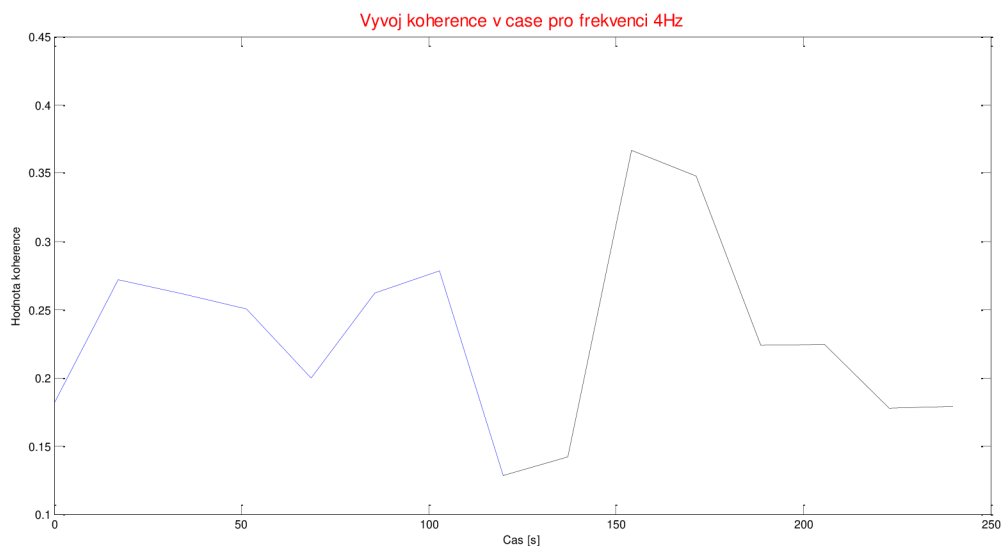
Navzdory filtraci se ve většině vývojů koherenčních spekter objevuje vysoká míra koherence na tzv. síťové padesátce a její harmonické vyšší frekvenci. Pokud se zaměříme na hledání snížení hodnot koherence v klinických konvenčních frekvenčních pásmech EEG, můžeme ji ve velice slabé míře pozorovat u Obr. 30 a Obr. 32. Nejvíce je to pozorovatelné právě u Obr. 30, kde je na konci časové osy vidět velmi tmavou modrou barvou, reprezentující nízké hodnoty koherence, oproti jejím světlejším odstínům ne-li změně barvy na zelenou (vyznačující zvýšené hodnoty) na časovém počátku (0 – 100 s) okolo nižších frekvenčních hodnot v rozsahu 0 Hz – 20 Hz. V ostatních vyobrazeních jsou hodnoty v průběhu času pro dané frekvence víceméně vyrovnané, bez znatelného snížení při přechodu do spánku.



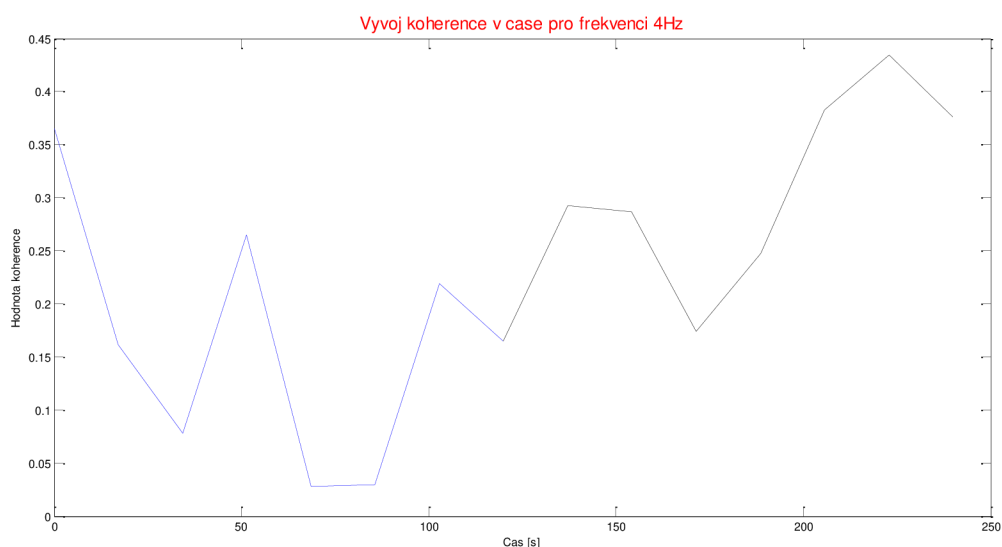
Obr. 33 Vývoj koherence v čase pro 4 Hz pro svody pacienta 005



Obr. 34 Vývoj koherence v čase pro 4 Hz pro svody pacienta 008



Obr. 35 Vývoj koherence v čase pro 4 Hz pro svody pacienta 016



Obr. 36 Vývoj koherence v čase pro 4 Hz pro svody pacienta 023

Tato metoda, kterou použili v [19.] se zde prokázala jako naprosto nevyhovující. Pouze u Obr. 34 došlo ke snížení koherence. V ostatních případech nelze jednoznačně určit, jestli koherence klesá nebo jen fluktuluje.

Výstupem funkce koher nejsou jen výše zmíněné grafy, ale i matice koher spolu s vektorem F . Matice obsahuje data použitá k zobrazení 3D průběhu vývoje koherenčních spekter v čase a vektor hodnot F obsahující frekvence, na kterých byly hodnoty koherence v každém časovém úseku počítány.

8. Závěr

Práce se zabývá třemi odlišnými testy stacionarity, a tudíž vznikají i tři odlišné typy grafů míry difference. Avšak všechny by měly vykazovat podobnou interpretaci. Adaptivní segmentace s pomocí autokorelační funkce probíhající v časové oblasti se ukázala jako nejhorší, avšak nejjednodušší a nejrychlejší. Druhá možnost byla použití pouhé FFT na úseky signálu a z nich vyjádřit jejich diferenci. Tato metoda je již pomalejší, vyžaduje vyšší nároky na paměť díky počítání FFT pro každý posun okna. Metoda je nespolehlivá. Občas produkuje přídatné lokální maximum v těsném sousedství skutečného. Poslední použitá byla Burgova metoda výpočtu odhadu výkonového spektra. Jedná se o nejpomalejší z použitých možností. Na druhou stranu by se mělo jednat o spolehlivější výsledky.

Ze zkoumání stacionarity různých fází spánku lze usoudit větší stacionaritu REM fáze spánku vůči NREM fázi, kterou potvrzují všechny tři typy segmentace. Samotné výkonové spektrum je mezi nimi rozdílné [5.]. Při posuzování rozdílnosti stacionarity mezi N2 a N3 fází spánku není zjevný markantnější rozdíl mezi nimi. Avšak interpretovatelné by výsledky byly, pokud by jsme testům stacionarity podrobily větší soubor statisticky obdobných úseků s přechody mezi těmito fázemi.

Ze studie délek stacionárních úseků lze vyvodit nespolehlivost na vstupní parametry typu meze stacionarity či délky okna. Při prodloužení okna o pouhý jeden vzorek je výsledný graf difference naprosto odlišný s odlišnými začátky a konci stacionárních úseků v úseku signálu EEG. Totéž platí u mezí, obzvláště v případě metody využívající autokorelační funkce. Dle studie [7.] na kterou se často odkazuje, je méně než 50% úseků o délce 2.5 – 5 s stacionárních. Tato práce se však zabývá signály EEG snímanými v bdělém stavu. Spánkové EEG se liší výskytem typických rytmů a transientů. Do doby trvání stacionárních úseků se taktéž promítá přítomnost pohybových artefaktů, kdy pacient nemůže ve spánku zamezit mimovolným pohybům. V obou použitých úsecích se u každého typu segmentace průměrná délka segmentu pohybovala okolo hodnoty 0.2 s. Pouze v jednom případě dosáhla hodnoty 2.2 s. Vyvodit také lze, že metody by měly indikovat stacionární segmenty v podobných, ne-li identických místech, což se neděje.

Práce se dále zabývá odhady absolutních a relativních středních výkonů ve standardních pásmech signálů EEG a odhady koherenčních spekter a posouzením jejich proměnlivosti při detekci začínajícího spánku. Tato analýza byla postavena na poznatcích z [19.] a [20.]. V pásmu delta byla detekce momentu usnutí víceméně úspěšná. U tří případů ze čtyř bylo možné zaznamenat změnu ať už v absolutním nebo relativním průběhu výkonu. Alfa pásmo již tak silné změny nepostihly. Postřehnutelné byly jen u 50%. Ověření snížení koherence v okamžiku přechodu ze stádia bdění do stádia spánku bylo v podstatě neúspěšné.

Diskuze nad příčinami neúspěchu je rozsáhlá. V práci [19.] byla tato analýza aplikována na data pořízená pouze z jednoho pacienta. Vypovídající statistická hodnota je téměř nulová, protože nedošlo k žádnému porovnání a ověření na souboru vzorků – pacientů. Zde byly použity data ze čtyř pacientů, avšak pro náležité ověření by bylo vyhovující použít širší soubor vstupních vzorků (respektive pacientů) a aplikovat i některé statistické vyhodnocovací metody pro názornost úspěšnosti či neúspěšnosti metod. Na základě nich by následně bylo možné implementovat i program pomáhající lékařským pracovníkům v detekování nástupu spánku na základě změn v časovém vývoji absolutních či relativních spekter. Jak bylo zmíněno v 2.3.2., existuje 10-20% jedinců, kteří nevykazují klasické známky průběhů rytmů v bdělosti a spánku. Tuto anomálii mohl taktéž mít některý ze čtyř pacientů. Epochy jsou skórovány na základě převažující aktivity v dané epoše. Zde také mohlo dojít k pochybení a následkem by bylo posunutí okamžiku usnutí v používaných úsecích EEG svodu anebo dokonce tento okamžik nemusel být vůbec postihnout ve čtyřminutovém úseku EEG svodu. Avšak u vývoje koherenčních spekter v čase opravdu nebyla rozeznatelná významnější změna. Nelze tedy říci, že by hodnoty koherence byly mylně nalezeny. Důkazem je vyšší až vysoká míra koherence na frekvenci 50 Hz a na jeho vyšších harmonických frekvencích. U vývoje hodnot koherence v čase pro frekvenci 4 Hz byla vypovídající hodnota naprosto nulová a neinterpretovatelná u všech čtyř grafů vývoje koherence vytvořených ze čtyř dvojic EEG signálů C4M1 a C3M2, tudíž naprosto nevhodná k detekci nástupu spánku.

Seznam použité literatury

- [1.] MIŠUREC, Jiří a Milan CHMELARĚ. *Elektroencefalografie: vybrané kapitoly z obecné elektroencefalografie, přístrojové a registrační techniky a technické minimum*. 1. vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání středních zdravotnických pracovníků, 1990, 194 s.
- [2.] MORÁŇ, Miroslav. *Praktická elektroencefalografie*. 1. vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1995, 146 s. ISBN 8070132035.
- [3.] KREJČÍ, František. *Klinická elektroencefalografie*. 1. vyd. Brno: Ústav pro další vzdělávání středních zdravotnických pracovníků, 1980, 118 s.
- [4.] JAN, Jiří. *Číslicové zpracování a analýza signálů: stručné skriptum*. 1. vyd. Brno: Vysoké učení technické v Brně, 2010, 138 s. ISBN 978-80-214-4018-0.
- [5.] *Epileptologie* [online]. Zurich, 2009 [cit. 2013-11-04]. ISSN 1660-3656. Dostupné z: <http://www.diskussionszentrum.com/downloads/e12009.pdf>
- [6.] A SHATZMILLER, MD, MSC, Ron. Sleep Stage Scoring. *Sleep Stage Scoring* [online]. 2011, 2012-05-03 [cit. 2013-11-04]. Dostupné z: <http://emedicine.medscape.com/article/1188142-overview>
- [7.] McEwen, J., Anderson, G. Modeling the stationarity and gaussianity of spontaneous electroencephalographic activity. *Biomedical Engineering*, sv. 22, s. 361 - 369, 1975.
- [8.] ROKYTA, Richard. *Fyziologie: pro bakalářská studia v medicíně, přírodovědných a tělovýchovných oborech*. 1. vyd. Praha: ISV nakladatelství, 2000, 339 - 348. ISBN 8085866455.
- [9.] DUFFY, Frank H, V IYER a Walter W SURWILLO. *Clinical electroencephalography and topographic brain mapping: technology and practice*. New York: Springer-Verlag, c1989, xi, 304 p. ISBN 03-879-6856-3.
- [10.] KOZUMPLÍK, Jiří. Elektroencefalogram (EEG) 2. část. [přednáška předmětu Analýza biologických signálů]. Brno:FEKT VUT, [2013]
- [11.] POKORNÝ, Jan. Elektroencefalografie. *Elektroencefalografie* [online]. [cit. 2013-12-14]. Dostupné z: <http://fbmi.cvut.cz/files/nodes/657/public/EEG.pdf>
- [12.] Removing 50Hz noise from EEG signal: Newsreader - MATLAB Central. MATHWORKS. *MATLAB Central* [online]. [cit. 2013-12-15]. Dostupné z: http://www.mathworks.com/matlabcentral/newsreader/view_thread/315153

- [13.] Parametrická metoda výpočtu frekvenčních spekter signálů. TŮMA, Jiří. *Prof. Ing. Jiří Tůma, CSc.* [online]. 2006 [cit. 2013-12-15]. Dostupné z: http://homel.vsb.cz/~tum52/publications/TumaFt_CZ.pdf
- [14.] Dealing with Noise in EEG Recording and Data Analysis. GREGA. *IMS - Volume 15, Issue 1* [online]. 2010 [cit. 2013-12-15]. Dostupné z: <http://ims.mf.uni-lj.si/archive/15%281%29/21.pdf>
- [15.] KRAJČA, Vladimír a Jitka MOHYLOVÁ. *Číslíkové zpracování neurofyziologických signálů*. 1. vyd. V Praze: České vysoké učení technické, 2011, 168 s. ISBN 9788001047217.
- [16.] Postup zapojení EEG v Brmlabu. *Hackerspace Prague [brmlab]* [online]. 2011 [cit. 2013-12-16]. Dostupné z: http://brmlab.cz/project/brain_hacking/eeeg
- [17.] KOZUMPLÍK, Jiří. AABS_09_EEG1: přednáška z předmětu Analýza biologických signálů.
- [18.] Lidský mozek a mysl - schumanova rezonance. *Albert Smart & Delicates - ZJISTI si KDO JSI a DĚLEJ TO ÚMYSLNĚ: stránky nejen o živinách, které pomáhají uchovat pohodu a dobré zdraví* [online]. 2013 [cit. 2013-11-02]. Dostupné z: <http://www.albert-sd.cz/wp-content/2013/06/mozkov%C3%A9-vlny.jpg>
- [19.] CVETKOVIC, Dean a Irena COSIC. Sleep onset estimator: Evaluation of parameters. *2008 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. IEEE, 2008, s. 3860-3863. DOI: 10.1109/IEMBS.2008.4650052. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=4650052>
- [20.] ORGANIZING ASSOCIATION, IAENG a [S.I. Ao ... [et al.eds [S.I. AO ... [ET AL.]. *World Congress on Engineering: WCE 2010 : 30 June - 2 July, 2010, Imperial College London, London, U.K.* 1. vyd. Hong Kong: Newswood Ltd, 2010, s. 539-541. ISBN 9789881701299.
- [21.] PAMPU Nicolae Cristian. *Study of Effects of The Short Time Fourier Transform Configuration On EEG Spectral Estimates*. Acta Technica Napocensis- Electronica-Telecomunicatii (Electronics and Telecommunications), 2011. ISBN 1221-6542.

Seznam zkratek a symbolů

EEG	Elektroencefalografie, elektroencefalogram
EKG	Elektrokardiografie, elektrokardiogram
A/D	analogově digitální
f_{vz}	vzorkovací frekvence
REM	rapid eye movement
NREM	non rapid eye movement
PGO	pontino-geniculo-orbitální
EMG	Elektromyografie, elektromyogram
AASM	American Academy of Sleep Medicine
FFT	Fast Fourier Transform
DFT	Discrete Fourier Transform, Diskrétní Fourierova transformace
PSD	Spektrální výkonová hustota

Přílohy

Popis používání funkcí

Účelem této kapitoly je přinést přehled používaných funkcí spolu s jejich stručným a výstižným popisem. Mimoto jsou uvedeny vstupní a výstupní parametry ke každé funkci.

Funkce Zobrazení

Umožnění zobrazení vybraných nasnímaných kanálů PSG do jednoho okna pro přehlednost. Zobrazí čtyři EEG kanály, tři EKG svody, EMG brady, EOG levého a pravého oka a na závěr EMG levé a pravé nohy. Jejím vstupem je `Experiment1.mat`. Tato funkce zároveň vytvoří výstupní matici, v níž budou obsaženy pouze čtyři EEG signály.

Funkce Faze_spanku

Funkce, jejímž vstupem je signál – svod EEG (jeden ze čtyř) a která také zároveň nahrává data ze skórovací matice a dle hodnot v ní obsažených rozdělí vstupní signál na úseky s každou fází spánku. Výsledky se zobrazí jako graf a umožní vizuálně rozhodnout jakou část signálu dále zpracovávat. Vstupem je signál, jenž chceme rozdělit do fází spánku (tedy jeden ze 4 svodů EEG), výstupem je pouze graf, žádné proměnné.

Funkce Segmenty

Používá se pro nalezení počátků a konců dané fáze spánku. Vstupem je vektor složený z nul a jednotek. Jedničky označují místo fáze, nuly nikoliv. Každá hodnota odpovídá 30s signálu (~ 7680 vzorků dle $f_{vz} 256$ Hz). Funkce hledá úseky po sobě jdoucích jednotek a zapisuje jejich polohu v signálu dle přepočtu na počet vzorků. Výstupem je matice, jejíž levý sloupec označuje polohu začátku fáze ve vzorcích a pravý sloupec polohu konce dané fáze ve vzorcích.

Funkce Filtr

Provádí filtraci vstupního signálu dle dalších vstupních parametrů – mezi propustného frekvenčního pásma s ohledem na filtraci 50 Hz. Výstupem je vyfiltrovaný signál.

Funkce Stacionarita_autok

Provádí segmentace v časové oblasti s pomocí autokorelačních funkcí. Vstupem je hodnota délky okna, které klouže po signále a v němž se počítá hodnota diference, práh, při jehož překročení je ukončen stacionární úsek signálu, samotný signál a určení počátečního a koncového bodu úseku signálu, v němž chceme zkoumat stacionaritu. Doporučená hodnota meze vstupní proměnné `práh` je hodnota $1e-11$. Výstupem jsou grafy zobrazující místa

překročení prahu difference v úseku zvoleného signálu a ve vypočítané diferenci. Dalšími výstupy jsou mediánová a průměrná hodnota délky vypočtených stacionárních úseků.

Funkce Stacionarita_fft

Funkce pro segmentaci ve frekvenční oblasti odhadnuté z míry difference za použití FFT. Funkce má stejné vstupy jako funkce `Stacionarita_autok`. Rovněž její výstupy jsou stejné. Doporučená hodnota meze vstupní proměnné `práh` je hodnota 450. Signál musí vstupovat jako sloupcový vektor.

Funkce Stacionarita_burg

Segmentace signálu na základě parametrické metody (Burgovy metody) výpočtu výkonového spektra. Vstupy a výstupy definované totožně jako u předešlých dvou funkcí. Doporučená hodnota meze vstupní proměnné `práh` je hodnota 30. Signál musí vstupovat jako sloupcový vektor

Funkce Segmentace

Funkce pro zobrazení signálů a výsledků segmentace, jež volá všechny doposud uvedené funkce v této kapitole. Dovoluje určit v průběhu skriptu jeden ze čtyř svodů EEG k analýze (řádek 23, proměnná `vyber`) a taktéž lze nastavit úsek, jenž bude dále podroben segmentaci třemi způsoby (řádek 34 a 35, proměnné `x1` a `x2`). Jeden ze způsobů segmentace je prováděn v časové oblasti a ostatní ve frekvenční. Dalšími měnitelnými parametry v průběhu skriptu jsou délka okna (řádek 36, proměnná `okno`) a hodnoty mezí u každé metody, kdy již není signál považován za stacionární. Doporučená hodnota pro délku okna v proměnné `okno` je 126. Pro zobrazení grafů bez vyznačení programem určených stacionárních úseků stačí zadat jako mez v programech `stacionarita_cas` a v `stacionarita_fft` hodnotu meze vyšší než je rozsah diferenčních hodnot. V případě programu `stacionarita_burg` je postup opačný se zadáním nuly jako meze. Výstupem po průběhu skriptu jsou výstupní grafy. Je-li potřeba některého výstupu – číselné hodnoty - ze zahrnutých funkcí, je nejlépe si průběh tohoto skriptu odkrokovat.

Funkce SleepOnset

Funkce `SleepOnset` je určena pro výpočet vývoje výkonů v čase za použití STFT. Následně jsou zobrazena již vypočítaná relativní a absolutní střední výkonová pásma pro alfu a deltu. Vstupem je pouze jeden signál nebo úsek signálu, z něhož jsou vypočtena výkonová pásma a následně pro deltu a alfu zobrazena v grafech. Výstupem je proměnná typu `cell`, ve které jsou uložena všechna výkonová pásma pro všechny konvenční klinická pásma EEG.

Funkce koherence

Funkce pro výpočet vývoje koherenčních spekter v čase. Výstupem funkce je zobrazení tohoto průběhu ve 3D grafu a také zobrazení vývoje koherence v čase pouze na frekvenci

4Hz. Dalším výstupem je matice s vypočtenými hodnotami koherence a vektor \mathbb{F} . Tento vektor udává, na kterém řádku je která frekvence v matici `koher`. Vstupem jsou dva signály, pro něž se spočítá koherence.

Elektronické přílohy (CD)

Složky:

Segmetace

- používané funkce
- vstupní data v proměnné `Experiment1.mat`

Sleep Onset

- používané funkce
- vstupní data (`005.mat`, `008.mat`, `016.mat`, `023.mat`)

Soubory:

Jarmila_Novakova_BP.pdf

Jarmila_Novakova_BP.docx