

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE
Fakulta elektrotechnická
Katedra kybernetiky



DIPLOMOVÁ PRÁCE

2013

Bc. Zlatko Kozic

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE
Fakulta elektrotechnická

Katedra kybernetiky

Studijní program: Biomedicínské inženýrství a informatika (magisterský)

Studijní obor: Biomedicínské inženýrství

**Zpracování EEG záznamů dětských pacientů s vývojovou
dysfázií**

EEG records analysis of dysphatic children

Bc. Zlatko Kozic

Diplomová práce

2013

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

Student: Bc. Zlatko K o z i c

Studijní program: Biomedicínské inženýrství a informatika (magisterský)

Obor: Biomedicínské inženýrství

Název tématu: Zpracování EEG záznamů dětských pacientů s vývojovou dysfázií

Pokyny pro vypracování:

1. Pro soubor předložených dětských pacientů s vývojovou dysfázií proveďte jedno a více kanálové analýzy záznamů 19ti svodového EEG získaných dle předložené metodiky.
2. Kvantitativně stanovte míru dynamické aktivity kanálů polohově korespondujícími s oblastmi mozku podílející se na zpracování řeči.
3. Výstupy z analýz porovnejte s nálezy traktografických vyšetření.

Seznam odborné literatury:

S. Sanei, J. A. Chambers: EEG Signal Processing. John Wiley and Sons, 2007.

Vedoucí diplomové práce: Ing. Petr Ježdík, Ph.D.

Platnost zadání: do konce letního semestru 2013/2014


prof. Ing. Vladimír Mařík, DrSc.
vedoucí katedry




prof. Ing. Pavel Ripka, CSc.
děkan

V Praze dne 10. 1. 2013

Prohlášení autora práce

Prohlašuji, že jsem předloženou práci vypracoval samostatně a že jsem uvedl veškeré použité informační zdroje v souladu s Metodickým pokynem o dodržování etických principů při přípravě vysokoškolských závěrečných prací.

V Praze dne 10.5.2013

.....
Podpis autora práce

Poděkování

Na tomto místě bych chtěl poděkovat všem, kteří mne uplynulé dva roky podporovali a snaživě trpěli můj nedostatek času pro ně. Tedy především mým rodičům a prarodičům a v neposlední řadě také přítelkyni. Dále velmi děkuji svému vedoucímu za trpělivé vedení této práce a neustálé postrkování o kus dále, k dalším výsledkům.

Anotace

Práce se zabývá zpracováním a parametrizací 19 svodových skalpových EEG dat dětských pacientů s vývojovou dysfázií. Na soubor dostupných dat byly aplikovány jedno a více kanálové analýzy s cílem kvantitativně stanovit míru dynamické aktivity jednotlivých kanálů. Pomocí známých poloh zájmových úseků dat byly poté kanály podrobeny analýze rozptylu, s cílem zjistit významnou odlišnost těchto úseků od zbytku signálu. Následně byly vybrány kanály s nejčastější odlišností napříč všemi pacienty. Tyto kanály byly nakonec porovnávány s hodnotami z traktografie, objemem a počtem vláken fasciculu arcuatu, a s hodnocením psychologů v podobě rozdělení do tří tříd podle závažnosti dysfázie.

Klíčová slova:

EEG, analýza, parametrizace, dysfázie, vývojová dysfázie, SLI, traktografie, fasciculus arcuatus

Abstract

This thesis deals with the processing and parameterization 19 lead scalp EEG data of pediatric patients with developmental dysphasia. On the set of available data single and multi-channel analyses were applied to quantify the degree of dynamic activity of individual channels. Using the known positions of interest sections in data, channels were then subjected to analysis of variance to determine significant difference between those sections from the rest of the signal. Subsequently, channels with the most common differences across all patients were selected. These channels were then compared with the values of tractography, volume and number of fibers of fasciculus arcuatus, and with evaluation of psychologists as divided into three classes according to severity of dysphasia.

Key words:

EEG, analysis, parametrisation, dysphasia, developmental dysphasia, SLI, tractography, fasciculus arcuatus

Obsah

1.	Úvod	1
2.	Teorie	2
2.1	Vývojová dysfázie.....	2
2.2	Elektroencefalografie	3
2.2.1	Snímání EEG.....	3
2.2.2	Signál EEG.....	5
2.3	Mateřský projekt	6
3.	Metodika zpracování dat.....	7
3.1	Vstupní data	7
3.2	Použité parametrizace a t	8
3.2.1	Průměr	8
3.2.2	Medián	8
3.2.3	Trimmean	8
3.2.4	Rozptyl	9
3.2.5	Směrodatná odchylka	9
3.2.6	Koeficient šikmosti (skewnes	9
3.2.7	Koeficient špičatosti (kurtosis).....	9
3.2.8	Korelační koeficient	9
3.2.9	Coarse-grained Entropy Rates.....	10
3.2.10	The trees and the forest	10
3.2.11	ANOVA	11
3.2.12	Kruskal-Wallis test.....	11
3.3	Zpracování dat.....	11
4.	Experiment	16
4.1	Zkušební skupina	16
4.2	Celý soubor dat	20
5.	Porovnání s výsledky MRI a psychologů.....	24
5.1	MRI	24
5.2	Psychologické hodnocení.....	27
6.	Závěr	40
	Seznam použité literatury	42
	Seznam zdrojů použitých obrázků	45

1. Úvod

Spěch, stres a technika. Žádná z těchto vlastností naší doby pozitivně nepřispívá ke správnému řečovému vývoji malých dětí. Ať už v podobě přímého působení (televize) nebo zprostředkovaně (zaneprázdnění rodiče). Tento stav napomáhá vývinu různých vad řeči, jako koktavost, dyslalie nebo mutismus. Také je možné, že se ještě prohloubí závažná porucha řeči, ke které má dítě predispozice. Takovým případem může být vývojová dysfázie.

Diagnostiku malých pacientů s podezřením na vývojovou dysfázii je nutné vložit do rukou odborných pracovníků psychologie a logopedie. Avšak odlišit tuto poruchu od jiné řečové, mentální či vývojové vady, případně jejich kombinace může být i tak oříškem.

Objektivní diagnostice a kvantifikaci poruchy se snaží napomocť zařízení užívaná ve zdravotnictví. Pomocí magnetické rezonance lze zobrazit dráhu mezi řečovými centry a také vypočítat její parametry, které by mohli v budoucnu pomoci při diagnóze. Tato zobrazovací technika je ovšem nákladná a tak je problém jak s dostupností, tak s cenou vyšetření. Nemalou nevýhodou je také stísněný prostor tunelu a hluk celého zařízení. Tyto vlastnosti této zobrazovací metody mohou mít negativní psychický vliv nejen na dětské pacienty.

Hledá se tedy vyšetřovací metoda, která by byla dostupná, cenově a psychicky nenáročná pro pacienty, a mohla by být použita ke kýženému účelu. Touto metodou by mohla být elektroencefalografie. V této práci budu analyzovat data z elektroencefalografu dysfatických pacientů. Cílem je nalézt možnost kvantifikace aktivity mozku odpovídající činnosti řečových center nebo jejich komunikace mezi sebou a následné klasifikace. Výsledek poté budu porovnávat s daty z magnetické rezonance a s hodnocením psychologů.

2. Teorie

2.1 Vývojová dysfázie

Vývojovou dysfázií, angl. developmental language disorder (DLD), lze chápat jako poruchu zpracování řečového signálu. Při této poruše je opožděn nejen vývoj řeči, ale postihnuta je také výslovnost, gramatika, stavba věty a jiné. Ve výzkumu bývá pro tuto poruchu upřednostňován termín SLI, angl. specific language impairment.^[1]

Mnoho dětí postižených SLI má také problémy s percepcí řeči. Týká se to například obtíží při testech vyžadujících pochopení fonologických konstant, tedy rozeznání stejné počáteční hlásky ve dvou různých slovech. Dále pak rozlišování krátkých nebo rychle se měnících zvuků. V nejtěžších případech připomínají případy dospělých s akustickou agnózií, kdy jsou zvuky slyšeny, ale nejsou interpretovány a pochopeny.^[1]

Možnou příčinou tohoto postižení je vývojová porucha kognitivních funkcí. Předpokládá se i vliv genetiky. U mužských potomků bývá toto postižení častější.^[1]

Výzkum vývojových dysfázií je zaměřen na děti se závažnými problémy s rozuměním řeči, u kterých je snahou zjistit podíl sluchových obtíží a podíl jazykových obtíží. Předmětem zkoumání u těchto dětí jsou také souvislosti mezi vadnou řečovou produkcí a neobvyklou řečovou percepcí.^[1]

Řeč jako taková je řízena dvěma základními centry řeči uloženými v mozku. Na produkci řeči se také podílí centra uložená v prodloužené míše, mozečku a mezimozku, ta ovšem řídí například melodii a hlasitost mluvy, ne však vlastní artikulaci. Prvním, tzv. centrem slyšení řeči, je Brockovo motorické centrum. Hlavní funkcí tohoto centra je tvorba řeči. U praváků a většiny leváků bývá umístěno v levém frontálním čelním laloku. Při poškození vzniká expresivní (motorická) afázie, která je typická neschopností vydávat srozumitelná slova při relativně zachované schopnosti řeči rozumět. Druhým, tzv. centrem mluvení, je Wernickeovo gnostické centrum. Díky Wernickeho centru rozumíme řeči a také se většinou nachází v levé hemisféře. Postižení tohoto centra vede k senzorické (receptivní) afázii. Ta je provázena plynulým, ale nesmyslným mluvením, pacient nerozumí slovům a používá i neexistující slova. Tato dvě centra, jsou vzájemně propojena cestou fasciculus arcuatus.^[3, 5]

Dříve se usuzovalo, že jsou centra řeči uložena ve vedoucí hemisféře mozku, avšak toto není jednoznačné, jelikož na řeči, podobně jako jiných intelektuálních činnostech, se s různou měrou podílí celý mozek.^[3]

Přístrojová vyšetření dysfatických pacientů se provádí audiologickými, elektrofyziologickými a neurologickými vyšetřeními. Mezi audiologická vyšetření patří například tónová audiometrie (subjektivní) a tympanometrie (objektivní). K elektrofyziologickým metodám řadíme kmenové a korové evokované potenciály (BAEPs a LAEPs), ke zhodnocení časového zpracování podnětů, a elektroencefalografii (EEG), případně polysomnografii (PSG). Neurologická vyšetření se provádí funkčními zobrazovacími metodami, pozitronovou emisní tomografií (PET) a (funkční) magnetickou rezonancí ((f)MR).^[1,6,7]

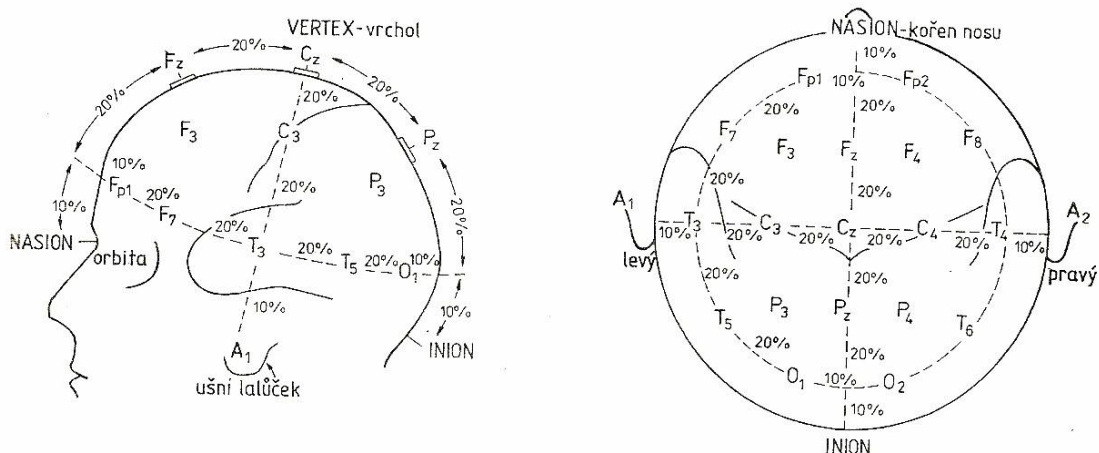
V případě magnetické rezonance se zmiňuje hlavně možný přínos traktografie. Traktografie je 3D modelovací technika pro zobrazení neuronových traktů. Tato metoda je založená na použití dat z techniky difusson tensor imaging (DTI). Jedná se o zobrazovací metodu umožňující měřit difuzi vody v tkáních.^[6,7]

2.2 Elektroencefalografie

EEG je jedním ze základních vyšetření mozku. Je to metoda měření elektrické aktivity mozku. Elektroencefalogram je záznam provedený touto metodou. Od čtyřicátých let devatenáctého století má elektroencefalografie významné postavení jak ve výzkumu, tak i v klinické praxi. Patří mezi významné nástroje neinvazivní diagnostiky a výzkumu činnosti mozku v neurologii a psychiatrii.^[8, 9]

2.2.1 Snímání EEG

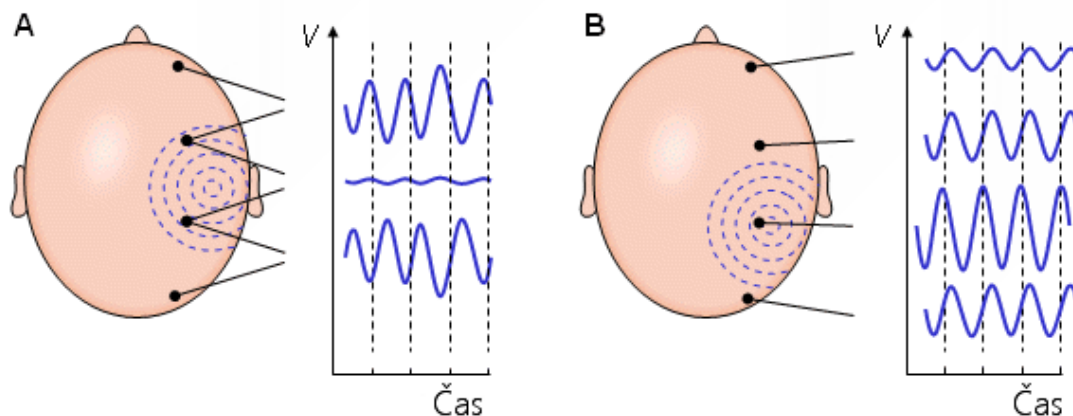
Snímání EEG se provádí povrchovými nebo podkožními elektrodami. Každá elektroda snímá střední úroveň vzruchu lokální skupiny neuronů v určité oblasti mozkové kůry. Pro rozmístění elektrod po lebce se užívá rozměřování. To vychází z přesně určených výčnělků na lebce (nasion, neboli kořen nosu; inion, týlní výčnělek; levý a pravý preaurikulární bod) a následného rozdělení po procentech. Existují různé systémy rozmístění elektrod, například 10/5 nebo 10/10. Nejužívanějším mezinárodním systémem umístění elektrod je však 10/20 (Obrázek 2.1 Mezinárodní systém umístění elektrod 10/20).^[8, 9, 10, 11, 12]



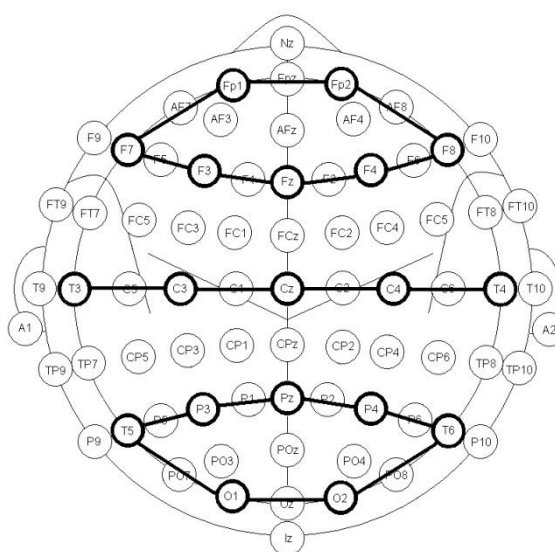
Obrázek 2.1 Mezinárodní systém umístění elektrod 10/20

Elektrody jsou označovány písmenem (jménem) a číslem. Označení jednotlivých poloh elektrod se odvíjí podle běžně označovaných oblastí: Fp – prefrontální (frontopolární), F – frontální, C – centrální, P – temenní (parietální), O – týlní (okcipitální), T – spánková (temporální), A – ušní lalůčky. Elektrody očíslované lichým číslem se nacházejí v levé hemisféře, elektrody označené sudým číslem pak v hemisféře pravé. Písmenem Z jsou indexovány místa v mediální rovině, ve středu lebky.^[8, 11, 13]

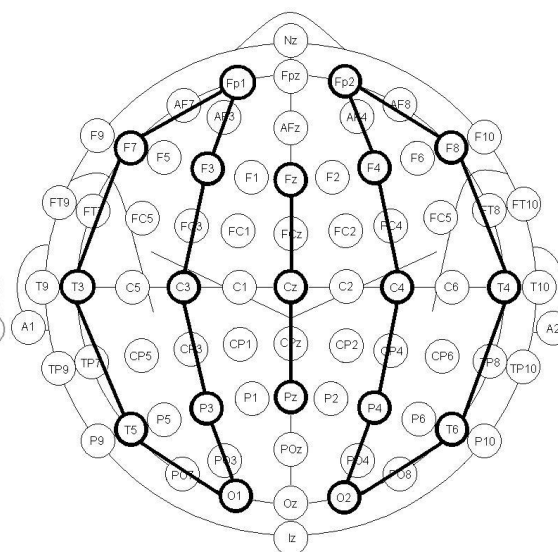
Snímání EEG se provádí v různých zapojeních (montážích). Při unipolárním (referenčním) režimu (Obrázek 2.2 Bipolární (A) a unipolární (B) měřeníB) se užívá referenční elektroda. Tu nejčastěji představuje jeden nebo oba ušní lalůčky. Signál z této montáže je dynamický, umožňuje lépe pozorovat velikost a tvar vln. Přesnější lokalizaci než unipolární režim poskytuje bipolární (Obrázek 2.2 Bipolární (A) a unipolární (B) měřeníA). V tomto zapojení se užívá množina svodů zapojených bez společné elektrody. Tato montáž lze dále dělit na transverzální a longitudinální (Obrázek 2.3 Transverzální zapojení Obrázek 2.4 Longitudinální zapojení). Dva výše uvedené režimy patří mezi nejpoužívanější. Existuje ale i mnoho dalších, které nacházejí uplatnění například ve výzkumu. Mezi další montáže patří například zprůměrovaný režim nebo trojúhelníkový režim.^[8, 11, 13, 15]



Obrázek 2.2 Bipolární (A) a unipolární (B) měření



Obrázek 2.3 Transverzální zapojení



Obrázek 2.4 Longitudinální zapojení

2.2.2 Signál EEG

EEG signál je záznamem spontánní a evokované aktivity mozku. Spontánní (nativní) signál má obvykle výrazně periodický charakter a je výsledkem běžné klidové mozkové aktivity. Evokovaná aktivita je odpovědí na určité stimuly. Tato aktivita je odvislá od typu a velikosti podnětu.^[8]

U EEG se rozlišuje několik typů významných harmonických složek. Tyto rytmy se označují názvy písmen řecké abecedy. Mezi hlavní patří:

0 – 4 Hz	Delta (δ)	Výskyt u dětí. U dospělých hlavně v hlubokém spánku, transu a hypnose. Patologické v EEG dospělého bdělého člověka.
----------	--------------------	---

4 – 8 Hz	Theta (θ)	Objevují v určitých spánkových fázích a při hlubokém uvolnění.
8 – 13 Hz	Alfa (α)	Maximum nad zadními oblastmi mozkových hemisfér v klidu a fyzické relaxaci. Tlumena otevřenými očima a duševní činností. Charakteristické pro stádium těsně před usnutím.
13 – 30 Hz	Beta (β)	Symetrický z hlediska lokalizace. Maximum hlavně frontálně. Typické pro soustředění na vnější podněty, logicko-analytické myšlení i pocity neklidu, hněvu a strachu.

Dále také existují rytmy gama (γ), kappa (κ), mu (μ), sigma (σ). Gama vlny jsou odvislé od senzorické stimulace. Ojedinělý rytmus kappa se vyskytuje při bdělém řešení problému a mu je blokován pohybem a je častý u psychiatrických onemocnění. Sigma vlny se vyskytují ve 3. stadiu spánku.^[8,14,15]

Jako v každý biologický signál i EEG bývá zaneseno artefakty. Artefaktem se označuje jev nebo proces, který nemá fyziologický původ ve vyšetřovaném orgánu. Artefakty mohou být buď technické, nebo biologické povahy. Mezi technické artefakty se řadí kupříkladu elektrostatické potenciály, síťový brum nebo šum elektrických obvodů. Biologické artefakty pak většinou způsobují jiné orgány než vyšetřovaný – dýchání, pulsový artefakt (elektroda umístěna nad arterií), průmět EKG nebo pohyb očí.^[8]

2.3 Mateřský projekt

Tato práce je součástí projektu s názvem Korelace MR traktografie, EEG analýz a počítačového zpracování řečového signálu u dětí s vývojovou dysfázií. Ten běží od roku 2010. Projekt si klade za cíl potvrdit hypotézu, že „jedním z etiopatologických faktorů je pomalejší zpracování řečového signálu v důsledku opožděné maturace propojení jednotlivých řečových center“. Na podkladu korelace klinických, elektrofyziologických a zobrazovacích parametrů jsou hledány endofenotypické podskupiny dětí s vývojovou dysfázií a to hlavně za účelem zpřesnění diagnostiky pro cílenou logopedickou rehabilitaci a pro objektivní posuzování její efektivity.^[16]

3. Metodika zpracování dat

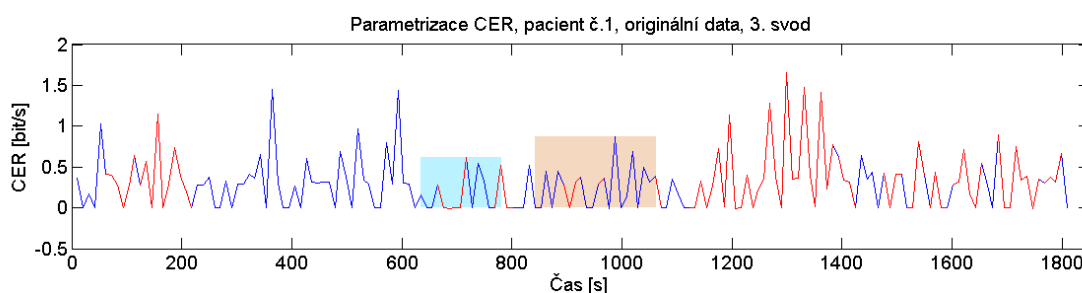
3.1 Vstupní data

Daty byly záznamy EEG dysfatických dětí ve věku od 6 do 12 let. Tyto záznamy byli pořízené ve fakultní nemocnici Motol. Každý záznam lze rozdělit do čtyř úseků. Prvním je klidový úsek (T), ve kterém má pacient chvíli otevřené oči, chvíli zavřené. Následuje úsek promluv s psychologem (U1) a poté test na zapamatování pořadí obrázků (U2). Posledním úsekem je opět klid s otevřenýma i zavřenýma očima (V). V posledním úseku se u některých pacientů zařadila i hyperventilace. Celková délka jednotlivých vyšetření se různila.

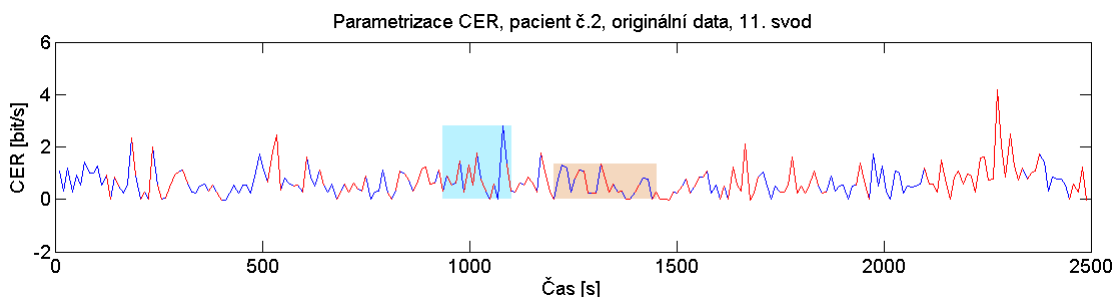
Pacienti měli po celou dobu vyšetření sedět v klidu na křesle. Avšak vzhledem k tomu, že se jednalo o děti, nebyla tato podmínka vždy plně dodržena. Toto mohlo být pozorováno na přiložených videích pořízených v průběhu natáčení elektroencefalogramů.

Data byla vzorkována frekvencí 200 Hz a již od záznamu byla vyfiltrována frekvence 50 Hz. V signálech se nacházeli artefakty různé povahy, například pohybové artefakty od pohybů hlavy a obličejových svalů. Signál byl proto s pomocí video záznamů analyzován MUDr. Rosou Vydrovou. V době zpracování této práce bylo k dispozici označení jak jednotlivých úseků videa, tak artefaktů, ale pouze pro vybraných deset pacientů.

Celkově bylo k dispozici 32 záznamů EEG, které mohli být porovnány s hodnocením psychologů a výsledky provedené traktografie.



Obrázek 3.1 Ukázka obsahu artefaktů v signálu (1)



Obrázek 3.2 Ukázka obsahu artefaktů v signálu (2)

3.2 Použité parametrizace a metody

Parametry a metody použité na data byli tyto:

3.2.1 Průměr

Průměr, lépe řečeno aritmetický průměr, je nepochybně nejjednodušší statistickou veličinou. Udává průměrnou hodnotu souboru dat. Spočítá se jako součet hodnot dělený jejich počtem. Bývá označován řeckým písmenem μ nebo $\bar{x}$.^[17]

Definice aritmetického průměru je

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n x_i .$$

Ne vždy je však tento parametr tím nejlepším ukazatelem. V případě jiných distribucí než normálního rozdělení je nutné přihlédnout i k jiným charakteristikám.

3.2.2 Medián

Medián je střední hodnotou v seřazeném souboru dat. V případě lichého počtu hodnot se tedy nalézá na prostředním místě. Pokud se jedná o sudý soubor hodnot, je mediánem aritmetický průměr dvou hodnot uprostřed. Značí se $\tilde{x}$.^[17]

3.2.3 Trimmean

Trimmean je funkcí některých programů umožňující statistické výpočty (např. Excel nebo Matlab). Tato funkce spočte průměr při vynechání extrémních hodnot. Přesněji vynechá zadané procento největších a nejmenších hodnot. V našem případě jsme zvolili 10 %.^[18]

3.2.4 Rozptyl

Rozptyl lze definovat jako „aritmetický průměr čtverců odchylek jednotlivých hodnot sledované proměnné x_i od průměru celého souboru“.^[19]

$$s^2 = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n - 1}$$

3.2.5 Směrodatná odchylka

Směrodatná odchylka je definována jako kladná druhá odmocnina z rozptylu.^[18,19]

$$s = \sqrt{s^2} = \left(\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 \right)^{\frac{1}{2}}$$

3.2.6 Koeficient šikmosti (skewness)

Koeficient šikmosti je míra asymetričnosti dat okolo průměru. V případě záporné hodnoty jsou data rozložena od průměru více nalevo než napravo. Pokud je hodnota koeficientu kladná, jsou data více vpravo.^[18]

$$y = \frac{E(x - \bar{x})^3}{\sigma^3}$$

3.2.7 Koeficient špičatosti (kurtosis)

Koeficient špičatosti je míra náchylnosti distribuční funkce k odlehlým hodnotám. Koeficient normálního rozdělení je 3. Hodnota koeficientu je větší než 3 pro distribuce s větší náchylností k odlehlým hodnotám než má normální rozdělení. Naopak méně náchylné distribuční funkce mají koeficient menší než 3.^[18]

$$k = \frac{E(x - \bar{x})^4}{\sigma^4}$$

3.2.8 Korelační koeficient

Korelační analýza je užívána pro zjištění míry závislosti dvou náhodných souborů hodnot. Dalo by se tedy říci, že korelace označuje míru asociace dvou veličin. Mezi nejdůležitější a nejčastěji užívanou míru síly vztahu patří Pearsonův korelační

koeficient „R“. Při výpočtu tohoto koeficientu se počítá s odchylkami jednotlivých hodnot x_i, y_i od průměrů obou souborů $\bar{x}, \bar{y}$. Koeficient nabývá hodnot v intervalu $<-1:1>$. Čím větší je jeho absolutní hodnota, tím větší je závislost mezi proměnnými.^[19]

$$R_{X,Y} = \frac{\sum_{j=1}^n (x_j - \bar{x})(y_j - \bar{y})}{\sqrt{\left(\sum_{j=1}^n (x_j - \bar{x})^2\right) \left(\sum_{j=1}^n (y_j - \bar{y})^2\right)}}$$

3.2.9 Coarse-grained Entropy Rates

Coarse-grained Entropy Rates (CER's) je metodou užívanou pro klasifikaci časových řad. Počítá se z redundancí. Redundance jako taková se užívá v teorii informace a udává nadbytečnost přenášených dat. CER's vyjadřují relativní míru pravidelnosti a předvídatelnosti. Také vykazují dobrou robustnost vzhledem k šumu a lze je použít jak na data z deterministických procesů tak ze stochastických.

Níže jsou uvedeny rovnice použité pro výpočet CER $h^{(0)}$, kterým budeme data parametrizovat.^[20, 21]

$$\varrho^n(x_1, \dots, x_{n-1}; x_n) = \sum_{x_1 \in \mathcal{E}_1} \dots \sum_{x_n \in \mathcal{E}_n} p(x_1, \dots, x_n) \log \frac{p(x_1, \dots, x_n)}{p(x_1, \dots, x_{n-1})p(x_n)}$$

$$\varrho^n(\tau) \equiv \varrho(y(t), y(t + \tau), \dots, y(t + (n - 2)\tau); y(t + (n - 1)\tau))$$

Použitá hodnota n je odvislá od délky množiny dat. V mnoha případech je dostatečné použití $n = 2$ nebo 3 . My budeme používat $n = 2$.^[20, 21]

$$h^{(0)} = \frac{\varrho^n(\tau_0) - \varrho^n(\tau_1)}{\tau_1 - \tau_0}$$

Ve výpočtech budeme počítat s parametry $\tau_0 = 0$ a $\tau_1 = 1$.

3.2.10 The trees and the forest

Tato metoda analyzuje EEG signál kombinací metod ze symbolické dynamiky a teorie informace. Nejdříve je signál převeden do symbolických hodnot v podobě jedniček a nul. Tento převod se řídí změnou amplitudy signálu. Výsledné bitové řady reprezentují relační aspekty mezi po sobě jdoucími hodnotami originálních dat, ne však hodnoty jako takové. Pro každou z bitových řad jsou poté stanoveny relativní frekvence

různých složek krátkých bitových vzorů. Ty jsou poté použity k výpočtu dvou měr teorie informace. Za prvé je to redundance bitových řad. Za druhé je to zprůměrovaná párová vzájemná informace mezi bitovými řadami.^[22]

Jako parametry budeme v této práci používat hodnoty jak vzájemné informace (I_{xy}) tak také výše zmíněnou zprůměrovanou vzájemnou informaci (M). Obě dvě jsou počítány s pomocí (upravených) kódů přibalených k článku *On seeing the trees and the forest: Single-signal and multisignal analysis of periictal intracranial EEG*.^[22]

3.2.11 ANOVA

Analýza rozptylu, angl. Analysis Of Variance, neboli ANOVA, je nástrojem pro testování rozdílů středních hodnot. Při experimentech je často sledováno několik různých faktorů, které by mohli mít vliv na výsledek. V závěru nás zajímá, zda existují rozdíly mezi jednotlivými faktory. Zda mezi nimi je či není spojitost.^[19]

Pod souhrnným názvem ANOVA se skrývají statistické metody umožňující provádět vícenásobné porovnávání středních hodnot. Tato metoda je založena na porovnávání rozptylů jednotlivých skupin dat. Testování shody středních hodnot se tedy převede na test shody dvou rozptylů.^[19]

ANOVA předpokládá nezávislost měření, normalitu dat a homogenitu rozptylů uvnitř skupin. I když by se dalo nad většinou, ne-li nad všemi těmito předpoklady silně pochybovat v případě zpracovávaných dat, budeme pro naše výpočty předpokládat jejich splnění. Dále budeme, pokud nebude uvedeno jinak, uvažovat hladinu významnosti $\alpha = 5\%$ pro všechny testy.^[19]

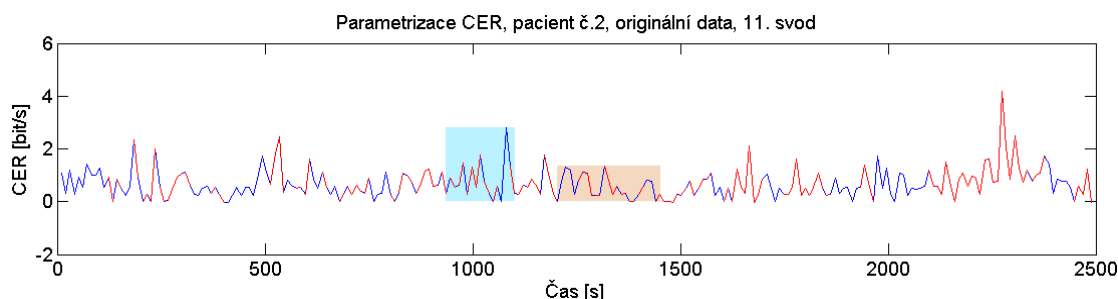
3.2.12 Kruskal-Wallis test

Test Kruskal-Wallisův je neparametrický test k porovnání vzorků dvou nebo více nezávislých skupin. Předpokládá, že vzorky dat jsou ze stejného rozdělení. Jedná se v podstatě o neparametrickou verzi ANOVA testu.

3.3 Zpracování dat

Zpracování dat probíhalo v aplikaci Matlab. Dále psané funkce lze najít v této aplikaci. Data byla k dispozici ve formátu *.gdf. Byla načítána pomocí BioSig toolboxu pro Octave a Matlab (funkce `sload`).^[23]

Data musela být nejprve upravena. To bylo nutné především vzhledem k počtu artefaktů ve většině patientských dat. Pro hovořili také výsledky parametrizace na nefiltrovaném unipolárním signálu několika vybraných pacientů (Obrázek 3.3 Ukázka nefiltrovaného unipolárního signálu, parametrizace CER).



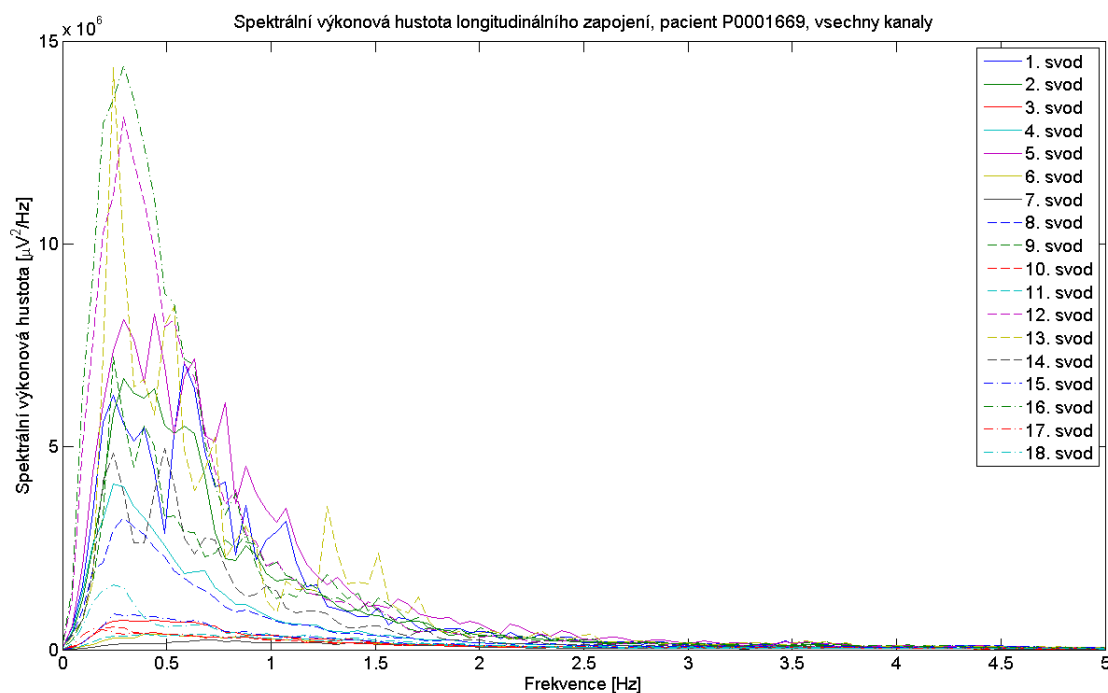
Obrázek 3.3 Ukázka nefiltrovaného unipolárního signálu, parametrizace CER

Výpočtem bylo alternováno zapojení elektrod. Pomocí odečtení změřených unipolárních svodů od sebe, bylo vytvořeno zapojení bipolární. A to jak longitudinální, tak transverzální. Jednotlivé svody jsou pak očíslovány podle následující tabulky:

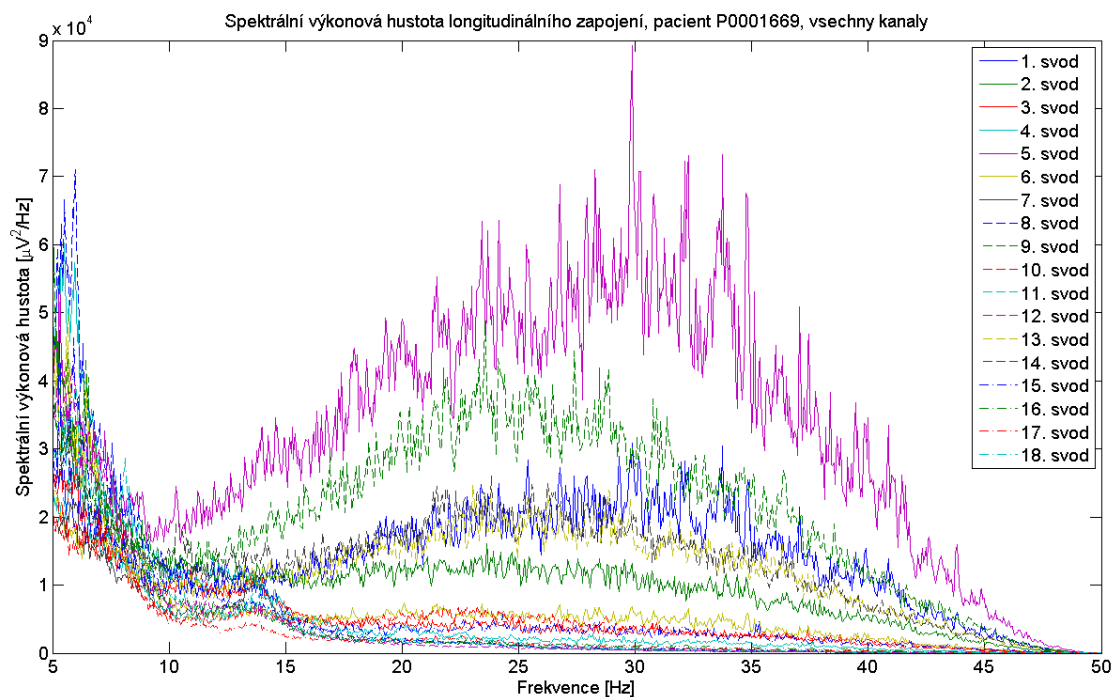
Tabulka 3.1 Bipolární zapojení

Bipolární zapojení			
Transverzální		Longitudinální	
1	Fp1-Fp2	1	Fp1-F7
2	F7-F3	2	F7-T3
3	F3-Fz	3	T3-T5
4	Fz-F4	4	T5-O1
5	F4-F8	5	Fp1-F3
6	T3-C3	6	F3-C3
7	C3-Cz	7	C3-P3
8	Cz-C4	8	P3-O1
9	C4-T4	9	Fp2-F4
10	T5-P3	10	F4-C4
11	P3-Pz	11	C4-P4
12	Pz-P4	12	P4-O2
13	P4-T6	13	Fp2-F8
14	O1-O2	14	F8-T4
		15	T4-T6
		16	T6-O2
		17	Fz-Cz
		18	Cz-Pz

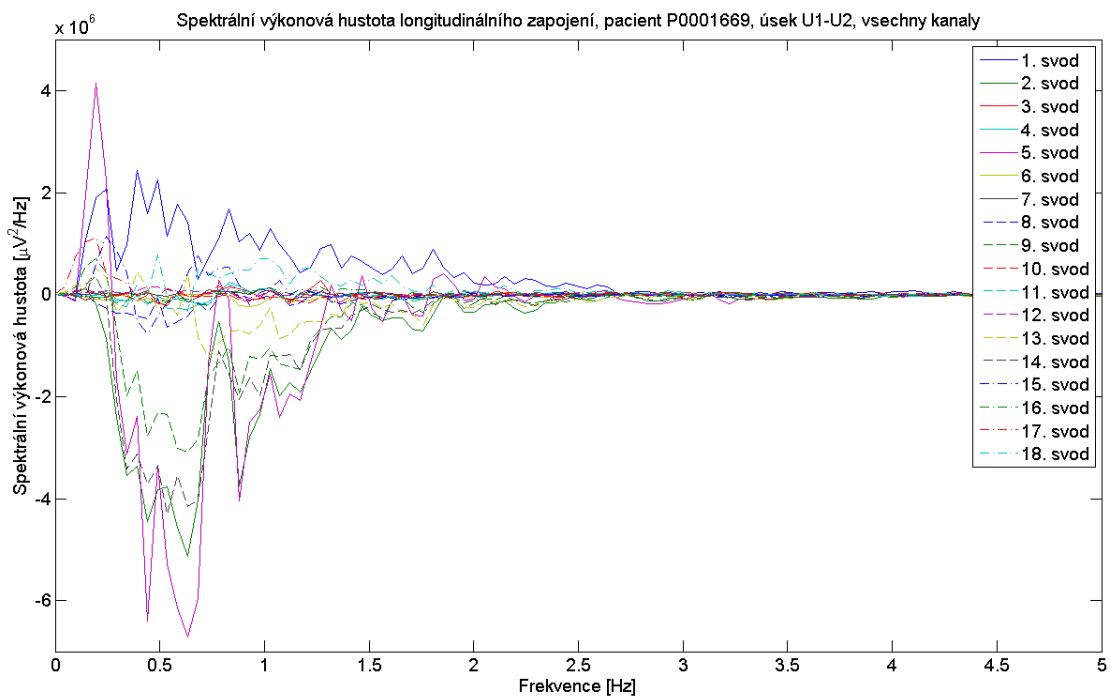
Dále byla data upravena frekvenční filtrací. Pro pozorování rozdílů ve frekvenčním zastoupení jednotlivých svodů jsem použil výkonové spektrum, angl. power spectral density (PSD, funkce pwelch). Zkoumal jsem odlišnosti jak mezi kanály v průběhu celého signálu (Obrázek 3.4 a Obrázek 3.5), tak pouze v zájmové oblasti U1/U2 (Obrázek 3.6 a Obrázek 3.7). Nakonec jsem vybral tři frekvenční pásma, ve kterých se většina svodů neshodovala. Jsou to následující frekvenční pásma: 0.1-2 Hz, 8-10 Hz a 14-42 Hz



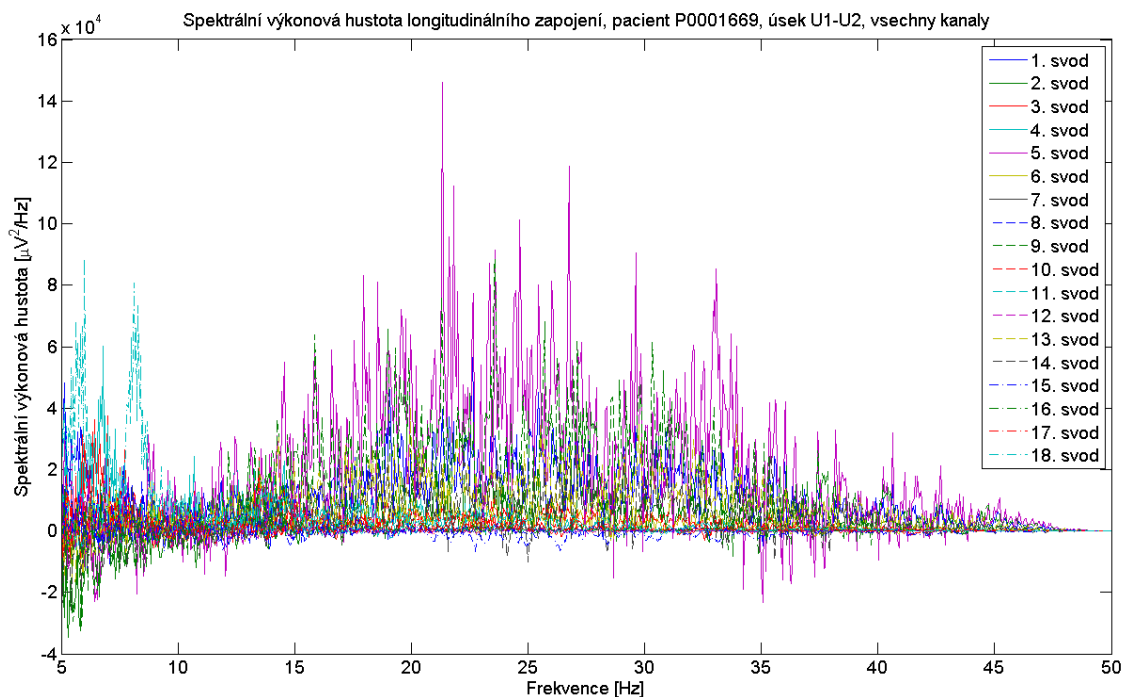
Obrázek 3.4 Spektrální výkonová hustota, longitudinální zapojení 0-5 Hz



Obrázek 3.5 Spektrální výkonová hustota, longitudinální zapojení 5-50 Hz



Obrázek 3.6 Spektrální výkonová hustota, longitudinální zapojení, U1-U2 0-5 Hz



Obrázek 3.7 Spektrální výkonová hustota, longitudinální zapojení, U1-U2 5-50 Hz

Prvním vybraným frekvenčním pásmem je 0.1 - 2 Hz. V tomto pásmu budou nejspíše zastoupeny především pohybové artefakty vzniklé pohybem měřící čepice a svalů hlavy. Velkému zastoupení artefaktů podle mne odpovídá i výsledek PSD, kdy se u většiny pacientů mnoho svodů výrazně amplitudově odlišovalo od skupiny několika amplitudově podobných.

Druhé frekvenční rozpětí sahá od 8 do 10 Hz. V tomto pásmu se nacházejí vlny alfa, které jsou spojeny mimo jiné také s psychickým napětím, a ojedinělé vlny mu a kappa. Ze shody významného svodu mezi U1 a U2 by se dal dedukovat vliv útlumu alfa aktivity při otevřených očích v těchto segmentech. Tato možnost pak musí být vzata v úvahu.

V posledním frekvenčním rozpětí 14 - 42 Hz je obsaženo vlnění Beta. Vzhledem k typickému výskytu tohoto rytmu při soustředění na vnější podněty, ovlivní výrazně parametry úseků a tedy i výsledek analýzy tohoto pásma. Je však otázkou do jaké míry vlnění beta nějakým způsobem reflektuje řečovou (úsek U1) či paměťovou činnost (úsek U2) mozku, o které se zajímáme.

Každé vybrané frekvenční pásmo bylo vyfiltrováno (funkce `filtfilt`) z originálních dat. Jako filtr byl použit Butterworthův filtr (funkce `butter`).

Před výpočtem parametrů byla ještě data navzorkována obdélníkovým oknem o délce $N=4096$ vzorků s 50% překryvem. Tato velikost okna se při vizuálním porovnání s ostatními vyzkoušenými délkami (1024, 2048 a 8192) ukázala jako kompromis mezi potlačením krátkých šumových výchylek a zachováním informace o významných změnách signálu. Překryv 50 % byl zvolen z důvodu nejmenší náročnosti na výpočetní výkon a paměťovou kapacitu.

Dále byly spočítány vybrané parametry pro jednotlivá okna. Tyto výsledky byly pak v podobě vektorů hodnot jednotlivých úseků záznamů použity pro test ANOVA (funkce `anova1`) a následně Tukey's honestly significant difference test (zkratka Tukey's HSD, funkce `multcompare`, které jako vstup slouží jeden z výstupů `anova1`). Výsledkem ANOVA testu je potvrzení nebo vyvrácení hypotézy, že jsou průměrné hodnoty jednotlivých úseků stejné. S pomocí `multcompare` se navíc dozvíme, který úsek a vůči kterému jsou významné.

Výsledné významné proti-úseky, k zájmovým úsekům U1 a U2, byly postupně zaznamenány pro všechny pacienty. Následně byl pro každého pacienta vyhodnocen nejčastější proti-úsek ke každému svodu. Svody byly nakonec ohodnoceny podle počtu výskytu shodných proti-úseků napříč pacienty. Výsledkem je tedy číslo označující počet pacientů se statisticky významným rozdílem mezi úsekem U1 nebo U2 a jedním určitým jiným úsekem.

Jediné parametrizace, do kterých nevstupoval upravený signál, ale signál původní, byly ty počítané kódem pro metodu The trees and the forest. Lépe řečeno, tato metoda obsahuje vlastní předzpracování a vlastní parametry. Z parametrů této metody byla alternována pouze délka okna. Původní hodnota byla nastavena na 64 vzorků, v této práci je použito i okno o velikosti 4096 vzorků. Předzpracování v podobě pásmové propusti od 0,5 do 80 Hz bylo dvakrát pozměněno na 0,5 až 33 Hz. Toto bylo učiněno na základě přiloženého článku^[22] popisujícího tuto metodu.

4. Experiment

4.1 Zkušební skupina

Prvních deset patientských dat, která byla ze začátku k dispozici, posloužilo jako zkušební data. Na těch byla odzkoušena funkčnost algoritmů. Také výsledky

zpracování těchto dat posloužili pro zhodnocení funkčnosti a užitečnosti jednotlivých kroků.

Při prohlížení výsledků zpracování několika prvních pacientů byla zjištěna neužitečnost některých parametrů. Jako užitečné parametry se ukázali pouze čtyři. Proto byly dále počítány jen parametry CER, korelace, rozptyl a směrodatná odchylka. Parametrizace pomocí metody The trees and the forest bylo užito až ve větší skupině.

Svody jsou hodnoceny jako významné pokud dosáhnou shody stejně nebo více jak 70 %. Vždy je vybrán kanál s nejvyšší shodou. Pak se postupuje směrem k nižším s ohledem na dosaženou shodu a celkový počet vybraných svodů.

Výsledky pro první frekvenční pásmo ukázali statisticky významné střední hodnoty úseku U1 nebo U2 maximálně u osmi pacientů. Tato shoda se nacházela při parametrizaci transverzálního zapojení pomocí korelace. U jiných parametrizací a zapojení se jednalo o shodu do padesáti procent. Toto pásmo bylo tedy zhodnoceno jako neužitečné pro naše účely.

Ve druhém pásmu byli výsledky pozitivnější. Významné svody pro toto pásmo jsou zaznamenány v tabulkách níže.

Tabulka 4.1 Významné svody parametrizací 10 pacientů, 8-10 Hz, transverzální

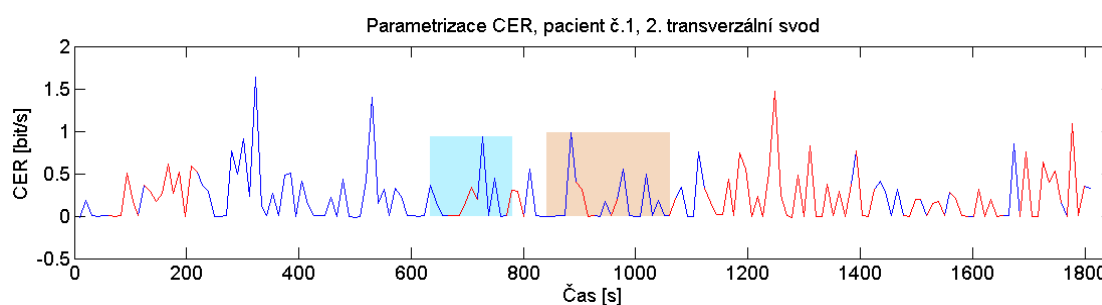
Transverzální zapojení, 8-10 Hz				
Parametr	korelace	směr.odch.	rozptyl	cer h0
Shoda	7/10;8/10	10/10	10/10	9/10;10/10
Úsek U1	12+13 (13+12)	12	12	12
		13	13	13
		11 (9/10)	11 (9/10)	14
Úsek U2	12+14	12	13	13
	10+11 (11+10)	13		

Tabulka 4.2 Významné svody parametrizací 10 pacientů, 8-10 Hz, longitudinální

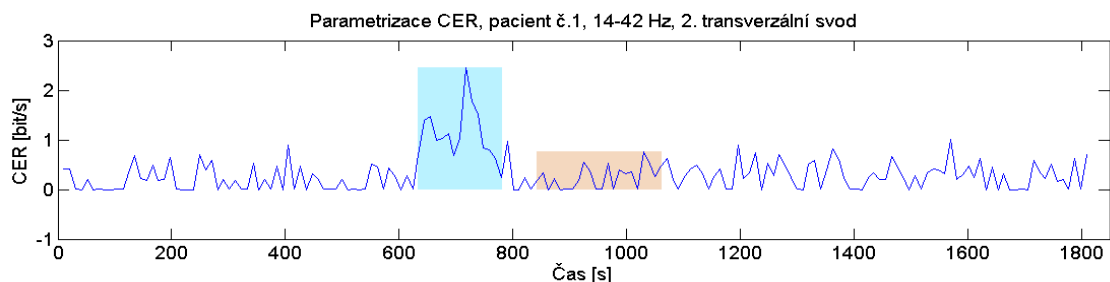
Longitudinální zapojení, 8-10 Hz				
Parametr	korelace	směr.odch.	rozptyl	cer h0
Shoda	10/10	10/10	10/10	8/10
Úsek U1	3+7 (7+3)	11	11	4
				11
Úsek U2	3+7 (7+3)	8	8	4
		18	11 (9/10)	15
		11 (9/10)	18 (9/10)	

Kromě dvou kombinací zapojení elektrod a parametrizace existuje u všech alespoň jeden svod s plnou shodou napříč pacienty. V tabulkách si lze všimnout svodů, které jsou (stejně) významné jak pro U1 tak pro U2. Nejlépe to je vidět u korelace longitudinálního zapojení, kde má úplnou shodu spojení svodu 3 a 7 jak pro první, tak pro druhý úsek. Dále je jasně viditelný vztah mezi rozptylem a směrodatnou odchylkou, který plyne z jejich podstaty. Následkem toho mají často shodné významné kanály. Najdou se ale i výjimky, které se vyskytují pouze u jednoho z těchto parametrů. Například svod 12 pro úsek U2 transverzální montáže u směrodatné odchylky.

Po prozkoumání průběhů jednotlivých parametrizací byla očekávána viditelnost změny pro zájmové úseky v posledním pásmu 14-42 Hz. Na níže vyobrazených obrázcích Obrázek 4.1 a Obrázek 4.2 lze vidět důvod tohoto očekávání.



Obrázek 4.1 Parametrizace CER, pacient č. 1, 2. transverzální svod



Obrázek 4.2 Parametrizace CER, pacient č.1, 14-42 Hz, 2. transversální svod

Na prvním obrázku je zobrazen výsledek parametrizace CER pro druhý svod transversálního zapojení prvního pacienta. Světle modrá oblast značí úsek promluvy U1 a světle červená úsek pamatování pořadí obrázků U2. Stále lze pozorovat jistý vliv červeně vykreslených úseků artefaktů na výsledek parametrizace. Ačkoliv, díky bipolárnímu zapojení není vliv tak silný jako pro unipolární. Dlouhý artefakt v posledním úseku je způsobený hyperventilací.

Na druhém obrázku je signál před parametrizací filtrován v propustném pásmu 14-42 Hz. V tomto průběhu nejsou zakresleny artefakty, neboť ve výsledku CER není již patrný jejich vliv. Zájmové úseky jsou obarveny stejně. Lze si všimnout znatelné elevace CER v úseku U1. Po subjektivní analýze výsledků CER pro nejvyšší vybrané frekvenční pásmo byl tedy předpokládán největší přínos pro tuto práci právě v tomto spektru.

Tabulka 4.3 Významné svody parametrizací 10 pacientů, 14-42 Hz, longitudinální

Longitudinální zapojení, 14-42 Hz				
Parametr	korelace	směr.odch.	rozptyl	cer h0
Shoda	8/10	8/10	8/10;7/10	6/10
Úsek U1	2+6 (6+2)	18	18	
	2+18			
	8+12 (12+8)			
	8+16 (16+8)			
	9+17 (17+9)			
	13+14 (14+13)			
	15+16 (16+15)			
Úsek U2	3+7 (7+3)	8	4	
	3+11 (11+3)		8	
	3+18		9	
			18	

Tabulka 4.4 Významné svody parametrizací 10 pacientů, 14-42 Hz, transverzální

Transverzální zapojení, 14-42 Hz				
Parametr	korelace	směr.odch.	rozptyl	cer h0
Shoda	10/10;8/10	9/10;8/10	9/10;8/10	8/10;7/10
Úsek U1	1+3 (3+1)	11	11	2
		12	12	
Úsek U2	12+6	11	11	6
	13+6			

Ve dvou výše uvedených tabulkách se nachází výsledky pro poslední frekvenční pásmo. V tomto pásmu je výskyt úplné shody již spíše ojedinělým úkazem. Povedl se pouze u korelace úseku U1 transverzálního zapojení. Většina vybraných svodů má shodu 8 z 10. Zklamáním je parametrizace CER longitudinálního zapojení. V této konfiguraci byla maximální shoda pouze šesti pacientů. Také u transverzálního zapojení byl CER nejhorším a to i přes očekávaný přínos právě tohoto spojení montáže a parametru.

Po zpracování části dat se tedy ukázalo, že jedno z námi vybraných frekvenčních pásem nebude přínosné pro další výpočty. Dále je zřejmé, že určitá spojení montáže elektrod, frekvenčního pásma a parametrizace dávají u některých pacientů toužené výsledky. Avšak výsledky nejsou stejné pro velkou většinu pacientů. Ve větším souboru nelze tedy spoléhat na subjektivní hodnocení několika málo signálů.

4.2 Celý soubor dat

Po odzkoušení na vzorku deseti pacientů byl, s přihlédnutím ke zkušenostem, postup zpracování dat zopakován na celém souboru záznamů. Ten byl tvořen 32 záznamy signálu EEG dysfatických pacientů.

Po zkušenostech ze zkušební skupiny dat byla zvolena pouze dvě frekvenční pásma: 8-10 Hz a 14-42 Hz. Pro celý soubor dat bylo pak kromě již zmíněných parametrizací CER, korelace, rozptylu a směrodatné odchylky použito také vzájemné informace a průměrné vzájemné informace z metody The trees and the forest.

Následující tabulka shrnuje výsledky parametrizací pro frekvenční rozsah 8-10 Hz. V políčku shody se za středníkem nachází shoda pro úsek U2.

Tabulka 4.5 Významné svody parametrizací, 8-10 Hz, longitudinální

Longitudinální zapojení, 8-10 Hz				
Parametr	korelace	std	var	cer h0
Shoda	27; 29	31	32;31	27; 28
Úsek U1	17+18	8	11	12
		11	7 (30)	
		7 (30)		
		12 (30)		
Úsek U2	11+15	8	11	15
	6+7 (28)	11		7 (27)
		18		11 (27)
		16 (30)		18 (27)

Tabulka 4.6 Významné svody parametrizací, 8-10 Hz, transversální

Transversální zapojení, 8-10 Hz				
Parametr	korelace	std	var	cer h0
Shoda	22; 26	32	30;31	27; 31
Úsek U1	12+13	11	10	14
		14	11	11 (25)
		12 (31)	12	12 (25)
Úsek U2	12+14	13	13	13
	2+5 (22)	14	10 (30)	10 (28)
	4+12 (22)	12 (31)		11 (28)
	9+13 (22)			12 (28)
	11+14 (22)			14 (28)

Ačkoliv byla stanovena hranice významné shody na 70 %, byla v této tabulce u korelace udělána výjimka. Tato výjimka byla udělána na podkladu počtu zapojení s takovýmto výsledkem. Jinak se shoda mezi jednotlivými parametrizacemi pohybuje mezi 32 až 27 pacienty. Nejvyšších hodnot zde dosahuje dvojice směřovaná odchylka a rozptyl. U nich je opět vidět některé společné významné kanály. Lze si také povšimnout

spojení mezi korelací a CER, kdy významné svody pro CER se objevují v párech pro korelaci.

Výsledků pro druhé frekvenční pásmo je na rozdíl od předchozího o poznání méně:

Tabulka 4.7 Významné svody parametrizací, 14-42 Hz, longitudinální

Longitudinální zapojení, 14-42 Hz				
Parametr	korelace	std	var	cer h0
Shoda	24	max 22	max 19	17; 18
Úsek U1	6+13			14
				15
Úsek U2	3+18			3

Tabulka 4.8 Významné svody parametrizací, 14-42 Hz, transversální

Transversální zapojení, 14-42 Hz				
Parametr	korelace	std	var	cer h0
Shoda	27; 25	max 23	max 22	max 14; 18
Úsek U1	1+3			
	1+4			
Úsek U2	6+13			6
	9+10			

Také je v tomto pásmu menší maximální shoda 27 pacientů. Tu má na svědomí korelace, která, na rozdíl od pásma 8-10 Hz, má zde prakticky jediná nějaké výsledky. Směrodatná odchylka dosáhla maximální shody 23, rozptyl o jednu méně. CER dosáhl na hodnotu maximálně 18 pacientů z celku. I přes tento téměř poloviční výsledek, bylo rozhodnuto zahrnout i tuto parametrizaci do dalšího zpracování, jako pokus.

Z těchto výsledků lze konstatovat, že nejzajímavějším rozsahem frekvencí z třech zvolených bude pro tento výzkum pásmo 8 až 10 Hz. S přehledem totiž vede v počtu nalezených významných svodů. Potvrdil se tak závěr ze zpracování zkušební skupiny dat. Tedy, že frekvenční rozsah 14-42 Hz bude významný pro zájmové oblasti pouze pro malou nedefinovanou část pacientů.

Rozdílem ve zpracování celého dostupného souboru dat, vůči zkušební skupině, je také použití metody The trees and the forest. Jako vstup vždy sloužila nepozměněná data, tedy unipolární zapojení. To je hlavní rozdíl vůči ostatním parametrizacím. Aplikace metody na data proběhla ve čtyřech rozdílných nastaveních. Nejprve bylo použito originální nastavení, kdy velikost okna činila 64 vzorků a propustné pásmo začínalo na 0,5 Hz a končilo na 80 Hz. Poté byla metoda aplikována znovu, ale s frekvenčním omezením na 33 Hz. Při další obměně bylo zachováno propustné pásmo, ale délka okna činila 4096 vzorků, tedy stejně jako je použito u jiných metod. Při posledním použití této metody se použili obě alternace najednou.

Výsledky jak průměrné vzájemné informace M , tak vzájemné informace I_{xy} jako takové jsou vykresleny v následujících tabulkách:

Tabulka 4.9 Výsledek The trees and the forest, původní a 33 Hz

Parametr	TreesAndForest, původní		TreesAndForest, 33 Hz	
	I_{xy}	M	I_{xy}	M
Úsek U1	2+1 (31)	2 (30)	2+17 (31)	2 (30)
	12+14 (30)	1 (29)	14+12 (31)	4 (30)
	4+1 (29)		11+1 (30)	7 (30)
	11+1 (29)		2+4 (30)	
	4+2 (29)		2+12 (30)	
	12+2 (29)		8+13 (30)	
	17+2 (29)			
	13+11 (29)			
Úsek U2	3+11 (32)	3 (30)	5+16 (32)	3 (31)
	2+1 (30)	1 (29)	6+15 (31)	5 (31)
	3+1 (30)	5 (29)	7+16 (31)	8 (31)
	17+1 (30)	11 (29)	5+10 (30)	17 (31)
	17+3 (30)	12 (29)	7+14 (30)	
	12+14 (29)		10+18 (30)	
	5+16 (29)		12+14 (30)	

Tabulka 4.10 Výsledek The trees and the forest, okno 4096 a 33 Hz + okno 4096

Parametr	TreesAndForest, okno 4096		TreesAndForest, 33 Hz + okno 4096	
	lxy	M	lxy	M
Úsek U1	11+13 (27)	16 (24)	2+17 (28)	17 (27)
	12+14 (25)	17 (24)	11+13 (26)	2 (25)
	4+1 (24)		2+3 (25)	
	11+8 (24)		2+4 (25)	
			12+14 (25)	
Úsek U2	12+14 (26)	max 23	11+13 (27)	13 (25)
	10+16 (24)		12+14 (26)	
	11+13 (24)		7+14 (25)	
	14+16 (24)			

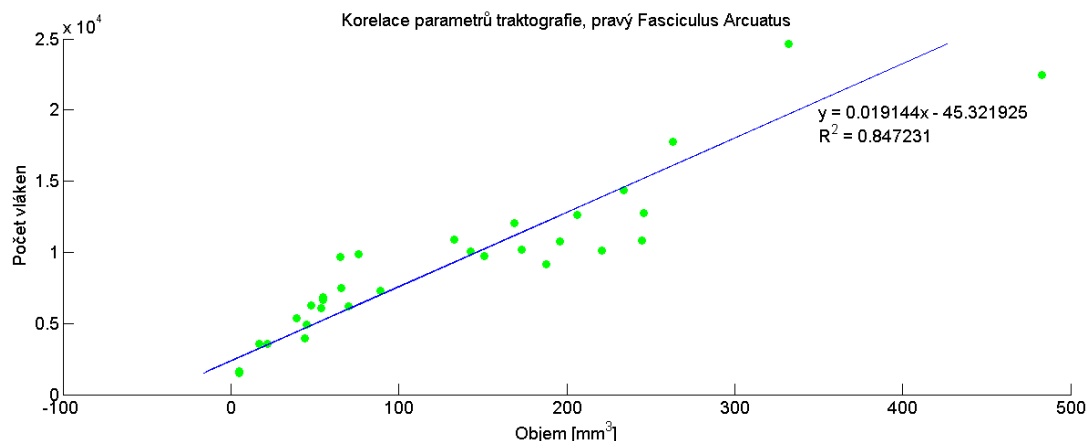
Výsledkem původního nastavení je relativně početná skupina významných svodů se shodou 29 a vyšší. To se opakuje i pro změnu frekvenčního rozpětí, kde se jedná od shody 30 a výše. Se zapojením jiné délky okna shodovost kanálů prudce klesá. Maximální hodnotou je pak 28 pacientů z 32. Minimální významná shoda byla pak nastavena vzhledem k okolním výsledkům na 24 (75 %).

5. Porovnání s výsledky MRI a psychologů

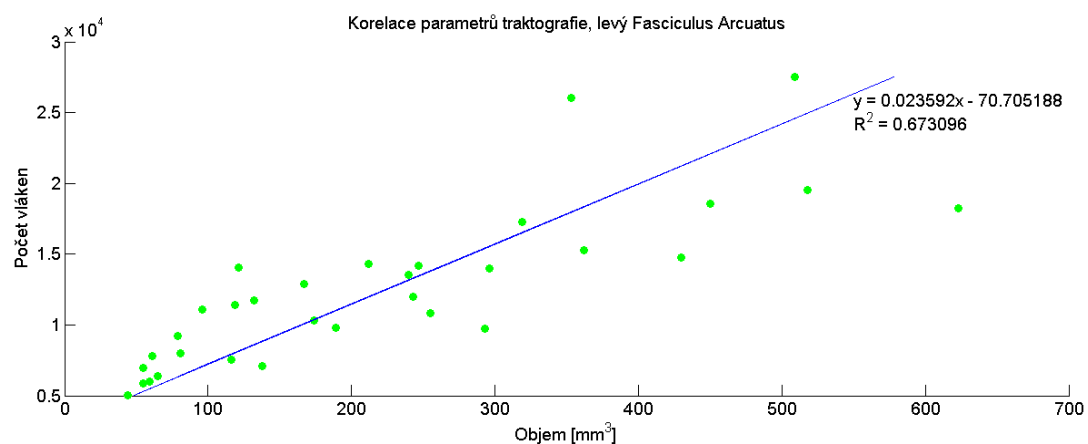
5.1 MRI

K dispozici byli výsledky traktografie 34 dětských pacientů. Byly naměřeny parametry pravého i levého Fasciculu Arcuatu. Ve výsledcích chyběly hodnoty pro pravou stranu pro dva pacienty. Někteří pacienti, ke kterým existoval záznam EEG, nebyla traktografická data vůbec. Ve výsledku tedy je zpracováno a zde porovnáváno 32 záznamů.

Hlavními výsledky traktografie byli parametry objem a počet vláken. S těmi bychom měli porovnávat naše výsledky. Při prohlížení traktografických dat jsem si všiml korelace mezi objemem a počtem vláken (Obrázek 5.1 a Obrázek 5.2). Toto zjištění podpořil výsledek korelačního koeficientu významnou hodnotou $r = 0,9205$ ($p < 0.01$) pro pravý Fasciculus Arcuatus a $r = 0,8252$ ($p < 0.01$) pro levý.



Obrázek 5.1 Korelace parametrů traktografie, pravá strana

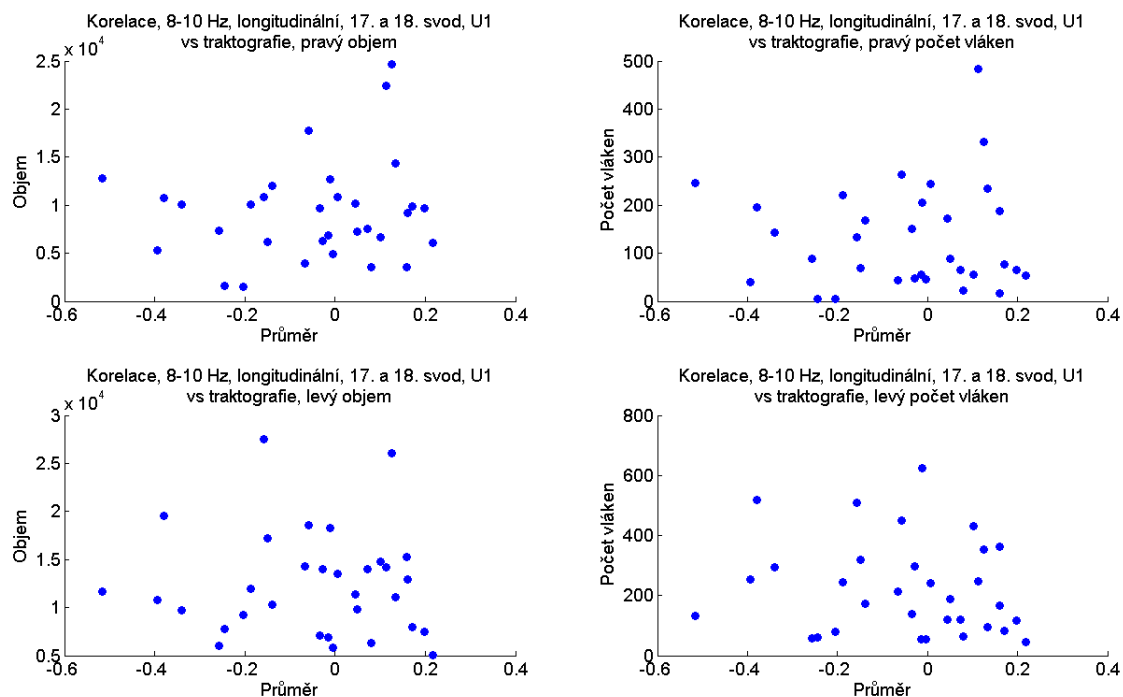


Obrázek 5.2 Korelace parametrů traktografie, levá strana

I přes toto zjištění byly výsledky parametrizací EEG porovnávány s oběma údaji, jak s objemem, tak i s počtem vláken.

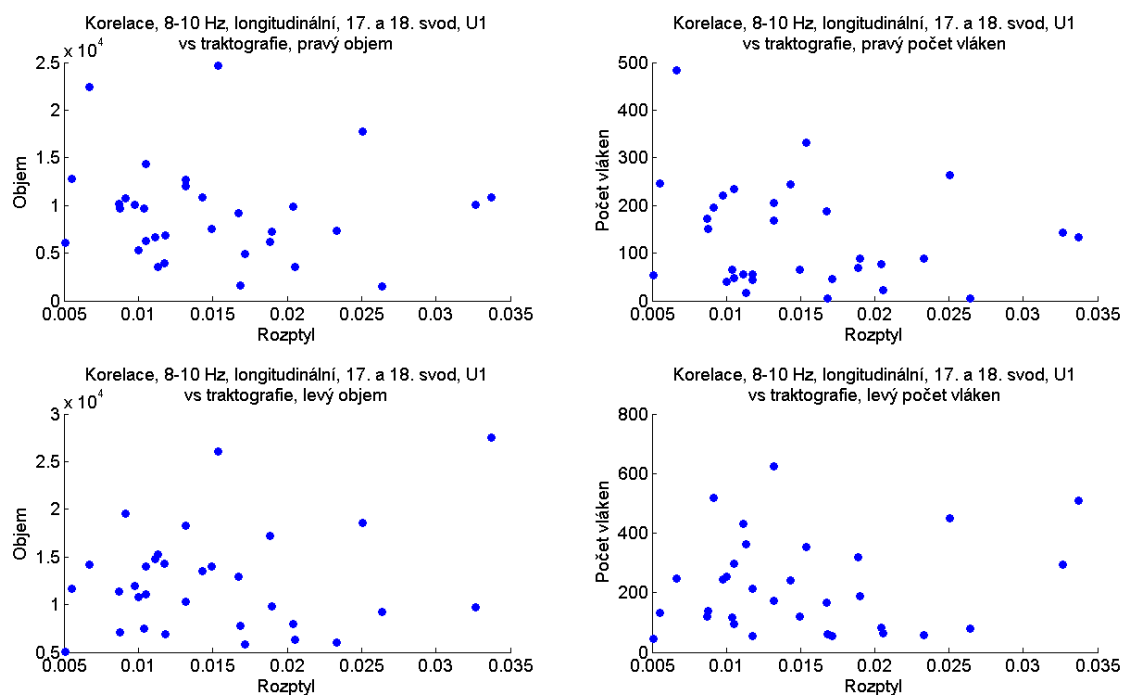
Pro několik svodů byly napočítány korelační koeficienty pro průměry úseků U1/U2 a parametry traktografie. Jejich hodnoty se však blížily nule. Pro zjištění možné závislosti bylo tedy zvoleno vykreslování bodových XY grafů s hodnotami EEG na ose x a hodnotami traktografie na ose y. Při použití tohoto typu grafu je možné pozorovat i jinou než lineární závislost mezi hodnotami na osách.

Jako hodnotu EEG byl brán průměr parametrizací pro odpovídající úsek a významný svod.



Obrázek 5.3 XY grafy průměru z EEG a hodnot z MRI

Na Obrázek 5.3 je příklad jednoho z grafů popisující vztah mezi průměrem parametrizovaného úseku ve významném svodu a parametru traktografie. Z těchto grafů bohužel nevypovídá žádná významná závislost mezi osami. Podobně vypadaly úplně všechny tyto grafy.



Obrázek 5.4 XY grafy rozptylu z EEG a hodnot z MRI

Vzhledem k výsledkům pro hodnotu průměru, byl vyzkoušen také rozptyl jako možný parametr EEG úseků (Obrázek 5.4). Avšak se stejným výsledkem jako u průměru. Tedy žádná viditelná korelace.

Z těchto výsledků tedy vyplívá, že mezi naměřenými parametry EEG úseků a hodnotami z traktografie není žádný vztah. Mnohem směřodratnější by byl ovšem větší počet dat. Také nebyly vyčerpány všechny možnosti parametrů, kterými by se úseky mohli hodnotit. V případě našeho počtu dat a parametrů však výsledky podporují hypotézu nezávislosti hodnot EEG a traktografie.

5.2 Psychologické hodnocení

Z dat od psychologů má hlavní hodnotu klasifikace vývojové dysfázie. Klasifikuje se do tří skupin, podle její závažnosti. S těmito skupinami budeme porovnávat naše výsledky. Poměřovat výsledky by nejspíše bylo možné i s hodnotami verbální flance. U tohoto parametru však často chyběly údaje k porovnání.

Pro parametrizaci úseku významného svodu každého pacienta byl spočítán průměr. Pacientům byla přiřazena čísla dle psychologické klasifikace. Tyto dva vektory hodnot sloužili poté jako vstupní hodnoty pro test ANOVA a také Kruskal-Wallis. Oba

testy vyhodnocují nulovou hypotézu, že zadané skupiny hodnot pocházejí ze stejné populace. Tedy, že jsou stejné. Výsledek testu se hodnotí dle p hodnoty. V našem případě, pokud bude hodnota p menší nebo rovna 0,05, nulovou hypotézu zamítneme. Pokud tedy bude splněna tato podmínka, můžeme tvrdit, že na hladině významnosti $\alpha = 0,05$ zamítáme nulovou hypotézu o rovnosti souborů dat a považujeme je za rozdílné.

První (Tabulka 5.1) a druhá (Tabulka 5.2) tabulka zobrazuje všechny významné kanály pro úsek U1 respektive U2 a parametrizace CER, korelace, rozptyl a směrodatnou odchylku. Jsou zde uvedeny hodnoty p pro ANOVA test i Kruskal-Wallis. Pro všechny tři skupiny najednou i pro jednotlivé klasifikační skupiny mezi sebou.

Tabulka 5.1 Hodnocení ANOVA a Kruskal-Wallis, úsek U1

Úsek U1												
Zapojení	Frekv.	Parametr	Svod(y)	Shoda	ANOVA (vše)	ANOVA (1vs2)	ANOVA (2vs3)	ANOVA (1vs3)	KW(vše)	KW(1vs2)	KW(2vs3)	KW(1vs3)
Longitudinální	8-10	CER	12	27	0,0929	0,0547	0,1348	0,1328	0,2863	0,1876	0,7681	0,1585
	8-10	korelace	17+18	27	0,4023	0,9693	0,1936	0,2199	0,4008	1,0000	0,1845	0,2781
	8-10	rozptyl	11	32	0,2060	0,7056	0,0836	0,1232	0,1387	0,8744	0,0768	0,0652
	8-10	rozptyl	7	30	0,0703	0,1806	0,1085	0,0532	0,2131	0,4606	0,2101	0,0827
	8-10	std	8	31	0,1411	0,2954	0,0826	0,1176	0,1027	0,5271	0,0465	0,0827
	8-10	std	11	31	0,1564	0,7560	0,0725	0,0895	0,1387	0,8744	0,0768	0,0652
	8-10	std	7	30	0,0748	0,2327	0,0896	0,0513	0,1995	0,4606	0,1845	0,0827
	8-10	std	12	30	0,4772	0,9717	0,2022	0,3264	0,3495	1,0000	0,1404	0,2781
	14-42	CER	14	17	0,7606	0,4515	0,6164	0,9055	0,9327	0,9161	0,6583	0,9136
	14-42	CER	15	17	0,8411	0,8274	0,6141	0,6296	0,4562	0,5982	0,1613	0,7449
	14-42	korelace	6+13	24	0,2533	0,1780	0,5615	0,1148	0,3260	0,2059	0,7681	0,1931
	14-42	korelace	14	27	0,1334	0,0376	0,2429	0,1398	0,0978	0,0452	0,9412	0,1037
Transverzální	8-10	CER	11	25	0,1511	0,2659	0,1938	0,1394	0,4317	0,3428	0,6058	0,2328
	8-10	CER	12	25	0,1921	0,2187	0,2493	0,1638	0,3070	0,2254	0,6583	0,1585
	8-10	korelace	12+13	22	0,5355	0,3903	0,3975	0,9154	0,6867	0,4606	0,5070	1,0000
	8-10	rozptyl	10	30	0,1462	0,1639	0,1915	0,1719	0,0895	0,2059	0,2101	0,0301
	8-10	rozptyl	11	30	0,0863	0,1377	0,1521	0,0950	0,0625	0,2254	0,1216	0,0227
	8-10	rozptyl	12	30	0,1787	0,4500	0,1221	0,1003	0,0971	0,6733	0,0553	0,0509
	8-10	std	11	32	0,0497	0,0951	0,1597	0,0536	0,0616	0,1706	0,1613	0,0227
	8-10	std	14	32	0,3534	0,8181	0,1490	0,2364	0,3439	0,7921	0,1613	0,2328
	8-10	std	12	31	0,1217	0,3592	0,1169	0,0649	0,1124	0,5982	0,0768	0,0509
	14-42	korelace	1+3	27	0,3248	0,1844	0,9366	0,2794	0,2346	0,1400	0,7124	0,1585
	14-42	korelace	1+4	27	0,4569	0,2504	0,5738	0,6207	0,5875	0,3166	0,7124	0,5876
	14-42	korelace	14	27	0,1334	0,0376	0,2429	0,1398	0,0978	0,0452	0,9412	0,1037

Žlutá barva buňky vyzdvihuje hodnoty p, které se blíží zvolené hladině významnosti (jsou mezi 0,09 a 0,05). Zelená barva pak poukazuje na p hodnoty splňující podmínku a tedy možné odlišení jedné skupiny od druhé na hladině významnosti $\alpha = 0,05$. Oranžově byly označeny svody, jež mají více jak jednu zelenou buňku p hodnoty.

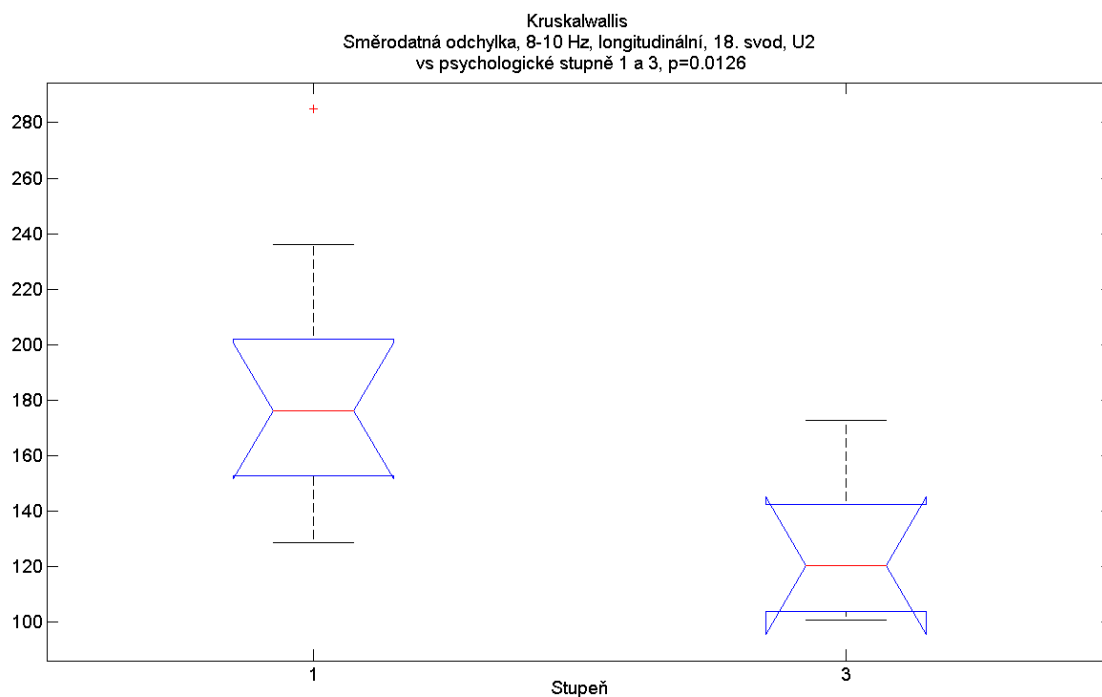
I když u tabulky s hodnotami pro U1 jsou síly v podobě vybarvených políček vyrovnány, transversální část vítězí v počtu těch kde $p < 0,05$. Je zde také svod 14,

který v pásmu 8-10 Hz a při parametrizaci CER dokáže přesvědčit jak první tak druhý test, že v jeho hodnotách lze statisticky významně odlišit první dvě skupiny dysfatičků. V longitudinálním zapojení lze pouze u jednoho z vybraných svodů statisticky odlišit druhou a třetí skupiny. Kdežto v transverzálním lze odlišit první a třetí skupinu třemi různými kombinacemi parametrizací a svodů. Je zvláštní, že při frekvenci mezi 8 a 10 Hz a směrodatné odchylce jako parametrizaci lze dle ANOVA testu odlišit minimálně jednu ze tří skupin. Neboť pro ani jednu kombinaci skupin není p nižší než α . Pouze v porovnání první a třetí se blíží hranici pěti procent.

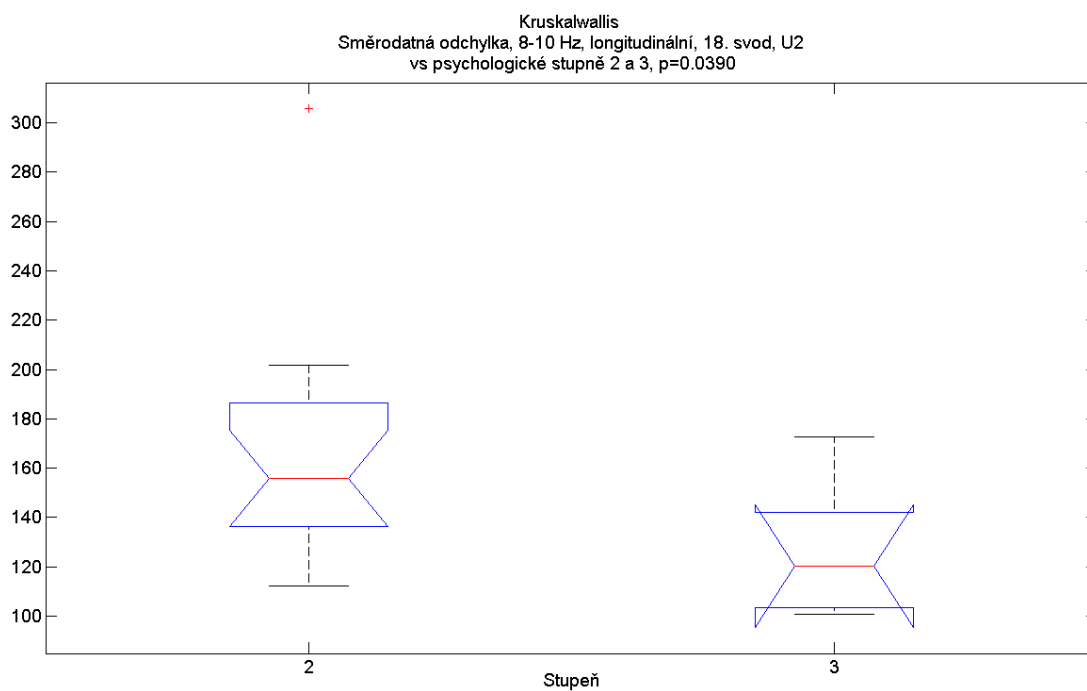
V druhé tabulce (Tabulka 5.2) je zastoupení významných a skoro významných hodnot p podobný pro longitudinální a transverzální část. Avšak druhá má opět navrch v podobě dvou parametrizací svodů mající víc jak jedno p dostatečně malé. U svodu 12 se navíc shoduje zamítnutí nulové hypotézy prvního a druhého testu. Ovšem v onom jednom longitudinálním svodu 18 lze dle testu Kruskal-Wallis odlišit od sebe třetí skupinu od obou zbylých (Obrázek 5.5 a Obrázek 5.6). Ne však první od druhé.

Tabulka 5.2 Hodnocení ANOVA a Kruskal-Wallis, úsek U2

Úsek U2												
Zapojení	Frekv.	Parametr	Svod(y)	Shoda	ANOVA (vše)	ANOVA (1vs2)	ANOVA (2vs3)	ANOVA (1vs3)	KW(vše)	KW(1vs2)	KW(2vs3)	KW(1vs3)
Longitudinální	8-10	CER	15	28	0,0687	0,0553	0,1441	0,0882	0,0681	0,0452	0,4610	0,0852
	8-10	CER	7	27	0,0827	0,1520	0,1225	0,1131	0,3818	0,4292	0,3763	0,1931
	8-10	CER	11	27	0,0437	0,0609	0,1032	0,0659	0,1800	0,1547	0,3379	0,1289
	8-10	CER	18	27	0,0658	0,2314	0,0958	0,1006	0,2557	0,3428	0,1845	0,1931
	8-10	korelace	11+15	29	0,6838	0,6162	0,6062	0,4051	0,6946	0,7518	0,4174	0,5152
	8-10	korelace	6+7	28	0,7395	0,8651	0,4814	0,4529	0,6533	0,8744	0,4174	0,3855
	8-10	rozptyl	11	31	0,2212	0,7746	0,1251	0,0698	0,1546	0,9161	0,0653	0,1037
	8-10	std	8	31	0,3117	0,3057	0,1040	0,3016	0,1226	0,6353	0,0390	0,1289
	8-10	std	11	31	0,1572	0,9425	0,0981	0,0483	0,1549	0,9580	0,0653	0,1037
	8-10	std	18	31	0,0582	0,3238	0,0771	0,0195	0,0279	0,2684	0,0390	0,0126
	8-10	std	16	30	0,5016	0,3004	0,4323	0,8657	0,3570	0,1706	0,4610	0,5876
	14-42	CER	3	18	0,4478	0,7118	0,1210	0,3397	0,3436	0,5621	0,1216	0,5152
	14-42	korelace	3+18	24	0,3122	0,1431	0,3308	0,7829	0,5629	0,3166	0,5553	0,6644
Transverzální	8-10	CER	13	31	0,1478	0,0859	0,2788	0,1285	0,1337	0,0731	0,8250	0,1037
	8-10	CER	10	28	0,0838	0,1125	0,1273	0,1160	0,2948	0,1264	0,6583	0,3290
	8-10	CER	11	28	0,1491	0,1892	0,2010	0,1466	0,2810	0,1876	0,7124	0,1585
	8-10	CER	12	28	0,1074	0,1827	0,1587	0,1167	0,1649	0,1706	0,3020	0,1037
	8-10	CER	14	28	0,1043	0,0572	0,1681	0,1283	0,0656	0,0307	0,7124	0,0827
	8-10	korelace	12+14	26	0,8244	0,7706	0,6580	0,5717	0,7795	0,6733	0,6583	0,5152
	8-10	korelace	2+5	22	0,1029	0,0412	0,6981	0,1413	0,1074	0,0398	0,6583	0,1931
	8-10	korelace	4+12	22	0,6909	0,9597	0,3116	0,5428	0,4954	0,3166	0,3763	0,6644
	8-10	korelace	9+13	22	0,3368	0,1830	0,8630	0,0791	0,3311	0,3166	0,8828	0,0827
	8-10	korelace	11+14	22	0,3755	0,6635	0,2774	0,2055	0,1674	0,9580	0,1216	0,0509
	8-10	rozptyl	13	31	0,4109	0,6688	0,2348	0,1844	0,4224	0,8744	0,2382	0,2328
	8-10	rozptyl	10	30	0,1204	0,2512	0,1864	0,0542	0,0546	0,1706	0,2101	0,0126
	8-10	std	13	32	0,4434	0,7530	0,2459	0,2202	0,4531	0,9580	0,2688	0,2328
	8-10	std	14	32	0,4748	0,4868	0,1459	0,3819	0,4261	0,5982	0,2101	0,3855
	8-10	std	12	31	0,0253	0,1462	0,0640	0,0138	0,0340	0,2918	0,0653	0,0092
	14-42	CER	6	18	0,4215	0,6101	0,1376	0,4779	0,4293	0,4932	0,1845	0,6644
	14-42	korelace	6+13	25	0,1627	0,1016	0,9678	0,0393	0,0898	0,0512	0,8828	0,0652
	14-42	korelace	9+10	25	0,8251	0,5756	0,7686	0,8148	0,7556	0,5271	0,6583	0,5876

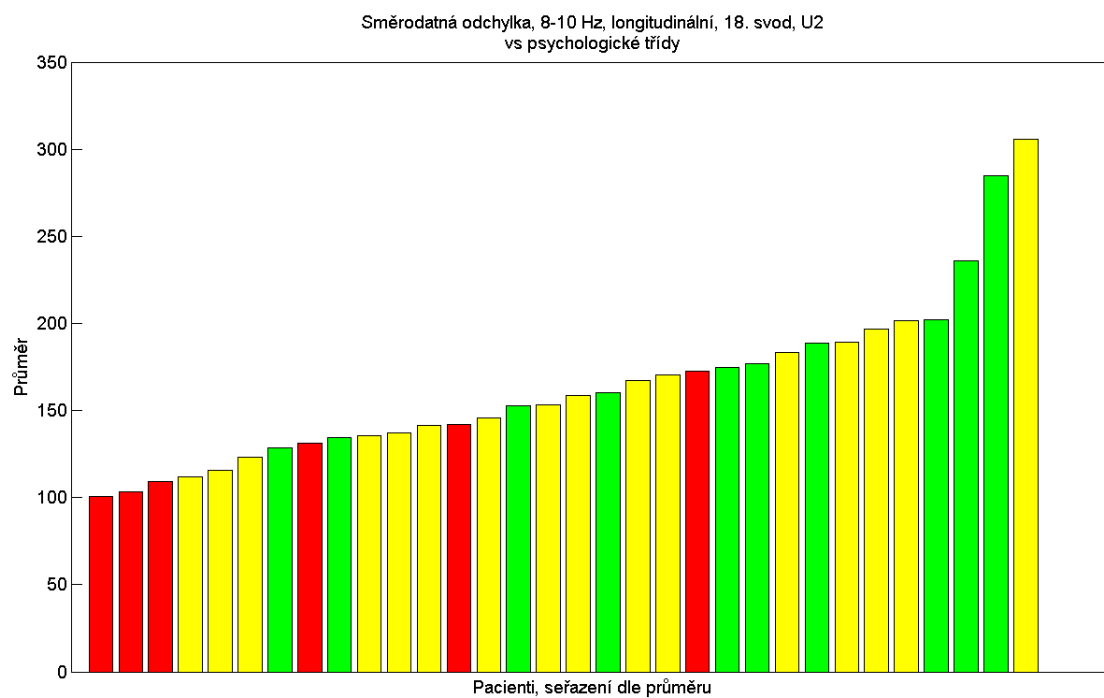


Obrázek 5.5 Ukázka významné difference souborů dat, Kruskal-Wallis 1



Obrázek 5.6 Ukázka významné difference souborů dat, Kruskal-Wallis 2

Na Obrázek 5.7 znázorňujícím jednotlivé průměry a třídy lze toto oddělení vidět ještě názorněji. Pacienti třetí třídy jsou až na odpadlíky těsně vedle sebe úplně vlevo. Průměry pacientů ve zbylých dvou skupinách se téměř pravidelně střídají směrem vpravo.



Obrázek 5.7 Ukázka sloupcového grafu průměrů, č - 3.stupeň, ž - 2. stupeň, z - 1. stupeň VD

Následují tabulky věnované testování svodů nalezených pomocí metody The trees and the forest.

Tabulka 5.3 The trees and the forest, originální nastavení, ANOVA a Kruskal-Wallis

Originální nastavení	parametr	svod(y)	shoda	ANOVA (vše)	ANOVA (1vs2)	ANOVA (2vs3)	ANOVA (1vs3)	KW (vše)	KW (1vs2)	KW (2vs3)	KW (1vs3)
	Úsek U1										
	lxy	2+1	31	0,5699	0,3485	0,6036	0,5993	0,8862	0,8330	0,5553	1,0000
	lxy	12+14	30	0,9708	0,8963	0,8109	0,9095	0,9813	1,0000	0,8250	0,9136
	lxy	4+1	29	0,4895	0,2979	0,6699	0,3258	0,2168	0,0917	1,0000	0,2328
	lxy	11+1	29	0,9745	0,8348	0,9136	0,9307	0,3810	0,1706	0,5553	0,5876
	lxy	4+2	29	0,9721	0,8191	0,9832	0,8639	0,9403	0,7518	0,8250	0,8283
	lxy	12+2	29	0,8101	0,5242	0,8228	0,7369	0,9619	0,7921	0,8828	0,9136
	lxy	17+2	29	0,5528	0,3421	0,5962	0,4556	0,6160	0,3703	0,8250	0,4477
	lxy	13+11	29	0,5042	0,2804	0,6754	0,5675	0,3380	0,1876	0,3379	0,5876
	M	2	30	0,4175	0,1985	0,7303	0,3644	0,4936	0,2254	0,9412	0,5152
	M	1	29	0,6984	0,3982	0,8289	0,5905	0,9680	0,8744	0,8828	0,7449
	Úsek U2										
	lxy	3+11	32	0,9010	0,7968	0,6711	0,8350	0,7352	0,8330	0,5070	0,4477
	lxy	2+1	30	0,2200	0,1096	0,5699	0,1251	0,0872	0,0452	0,6583	0,0827
	lxy	3+1	30	0,6253	0,6008	0,5854	0,2745	0,6353	0,6353	0,4174	0,4477
	lxy	17+1	30	0,4795	0,2654	0,7316	0,1362	0,1532	0,3991	0,3379	0,0227
	lxy	17+3	30	0,2479	0,1746	0,7497	0,0393	0,1270	0,2254	0,3763	0,0301
	lxy	12+14	29	0,3994	0,8097	0,1765	0,3984	0,7658	1,0000	0,6058	0,3855
	lxy	5+16	29	0,1011	0,6651	0,0702	0,0519	0,1170	0,6353	0,0653	0,0652
	M	3	30	0,3868	0,3323	0,6179	0,0811	0,0689	0,1876	0,1404	0,0301
	M	1	29	0,3283	0,1794	0,9804	0,1008	0,1193	0,1400	0,5070	0,0393
	M	5	29	0,2644	0,2900	0,4921	0,0334	0,0668	0,2463	0,0465	0,0652
	M	11	29	0,4915	0,4741	0,5573	0,1488	0,3103	0,6733	0,2688	0,1037
M	12	29	0,1289	0,0645	0,9099	0,0248	0,0804	0,0820	0,4610	0,0393	

Při původním nastavení The trees and the forest neexistuje žádné statisticky významné oddělení pro nalezené svody pro úsek U1. A to i přes velké shody pro tyto kanály. Naproti tomu pro úsek U2 statistické oddělení alespoň dvou tříd vývojové dysfázie existuje. Většinou lze podle výsledků testů oddělit první a třetí skupinu. Odděleně, ale také lze na zvolené hladině významnosti oddělit první od druhé a druhou od třetí skupiny. U třech svodů se testy shodují v možnosti oddělit první a třetí třídu.

Při omezení signálu do 33 Hz není nalezena žádná statisticky významná odlišnost mezi skupinami pacientů, jak naznačuje níže vyobrazená tabulka.

Tabulka 5.4 The trees and the forest, omezení 33 Hz, ANOVA a Kruskal-Wallis

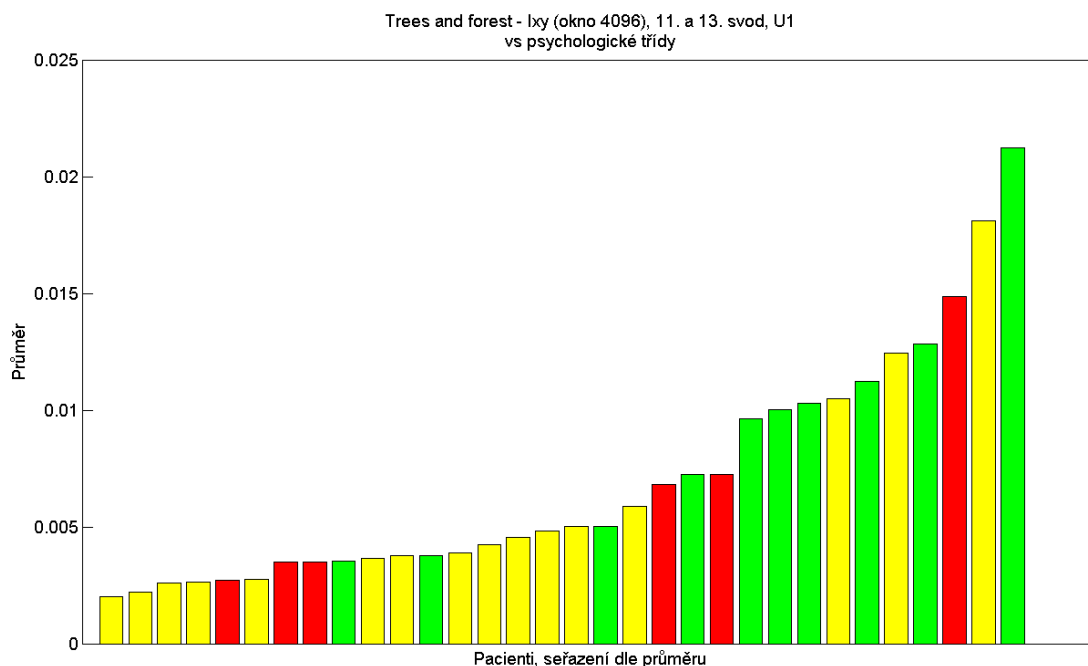
Omezení 33 Hz	parametr	svod(y)	shoda	ANOVA (vše)	ANOVA (1vs2)	ANOVA (2vs3)	ANOVA (1vs3)	KW (vše)	KW (1vs2)	KW (2vs3)	KW (1vs3)
	Úsek U1										
	lxy	2+17	31	0,6032	0,4089	0,5662	0,6670	0,9176	0,6353	0,8828	0,8283
	lxy	14+12	31	0,8640	0,8570	0,6938	0,5318	0,7651	0,5271	0,9412	0,5152
	lxy	11+1	30	0,9784	0,8420	0,9690	0,8673	0,6625	0,3991	0,8250	0,5152
	lxy	2+4	30	0,8499	0,9549	0,6079	0,6052	0,7100	0,9161	0,4610	0,4477
	lxy	2+12	30	0,7055	0,6669	0,4624	0,6276	0,5940	0,7122	0,3379	0,4477
	lxy	8+13	30	0,9402	0,7430	0,9578	0,8224	0,9414	0,7921	0,7681	0,8283
	M	2	30	0,5228	0,3455	0,4959	0,9101	0,9024	0,6733	0,7681	1,0000
	M	4	30	0,4661	0,2946	0,4400	0,9253	0,5979	0,3428	0,5553	0,7449
	M	7	30	0,8500	0,7678	0,5221	0,8102	0,6900	0,5271	0,4610	0,5152
	Úsek U2										
	lxy	5+16	32	0,5668	0,6678	0,2640	0,5707	0,5142	0,7122	0,2101	0,5876
	lxy	6+15	31	0,4004	0,2079	0,4074	0,7091	0,5728	0,3703	0,4174	0,9136
	lxy	7+16	31	0,6125	0,3106	0,6941	0,7036	0,3589	0,1706	0,4174	0,7449
	lxy	5+10	30	0,8024	0,8857	0,5809	0,5858	0,7683	0,5271	0,7681	0,5876
	lxy	7+14	30	0,9129	0,7044	0,9825	0,6767	0,6136	0,3428	0,7124	0,5876
	lxy	10+18	30	0,6471	0,5556	0,3812	0,7166	0,8643	0,6733	0,7124	0,6644
	lxy	12+14	30	0,5376	0,2134	0,4151	0,9557	0,6565	0,3991	0,7681	0,5152
	M	3	31	0,6670	0,4274	0,9396	0,4150	0,8452	0,5621	0,8250	0,7449
M	5	31	0,9359	0,7369	0,9211	0,84	0,814	0,5621	0,7681	0,6644	
M	8	31	0,7426	0,4745	0,6788	0,8372	0,7677	0,4932	0,7124	0,7449	
M	17	31	0,2512	0,1262	0,6307	0,0812	0,1533	0,1023	0,825	0,0827	

Při změně délky okna v metodě The trees and the forest jsou výsledky lepší:

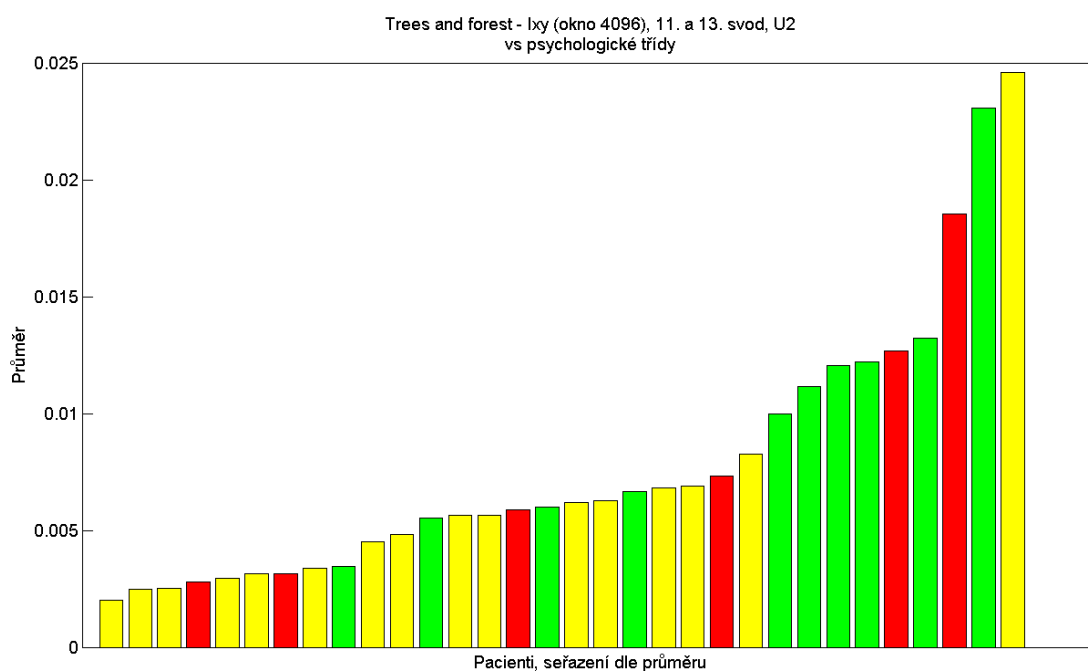
Tabulka 5.5 The trees and the forest, okno 4096, ANOVA a Kruskal-Wallis

okno 4096	parametr	svod(y)	shoda	ANOVA (vše)	ANOVA (1vs2)	ANOVA (2vs3)	ANOVA (1vs3)	KW (vše)	KW (1vs2)	KW (2vs3)	KW (1vs3)
	Úsek U1										
	lxy	11+13	27	0,1302	0,0508	0,6817	0,258	0,0755	0,0307	0,6058	0,1289
	lxy	12+14	25	0,6955	0,588	0,6576	0,4301	0,776	0,4932	0,7681	0,6644
	lxy	4+1	24	0,7428	0,5248	0,7366	0,5239	0,7908	0,4932	0,7124	1
	lxy	8+11	24	0,8269	0,6822	0,7887	0,5282	0,9323	0,7122	0,8828	0,8283
	M	16	24	0,8691	0,8311	0,5977	0,7471	0,6747	0,7122	0,3379	0,7449
	M	17	24	0,4137	0,1828	0,6952	0,458	0,2455	0,1138	0,507	0,329
	Úsek U2										
	lxy	12+14	26	0,5835	0,295	0,4157	0,9825	0,9187	0,6733	0,8828	0,8283
	lxy	10+16	24	0,2088	0,0518	0,6725	0,3419	0,296	0,082	0,7124	0,8283
	lxy	11+13	24	0,166	0,0593	0,377	0,5283	0,0539	0,0153	0,302	0,4477
	lxy	14+16	24	0,1576	0,1206	0,5599	0,1823	0,1468	0,1138	0,4174	0,1037

V tomto případě lze mezi významnými svody nalézt jednu kombinaci společnou pro úsek U1 i U2. Vzájemná informace mezi 11. a 13. kanálem dle testu Kruskal-Wallis dostačuje na statisticky významné oddělení první a druhé skupiny dysfatiků. Toto lze pozorovat i na Obrázek 5.8 pro U1 a Obrázek 5.9 pro U2.



Obrázek 5.8 Ukázka The trees and the forest průměrů, U1, s vyznačenými psychologickými třídami



Obrázek 5.9 Ukázka The trees and the forest průměrů , U2, s vyznačenými psychologickými třídami

Na Obrázek 5.9 je relativně dobře vidět převahu první skupiny na pravé straně (zelené sloupce) a druhé (žluté sloupce) na levé straně. Červené sloupce, tedy pacienti patřící do třetí skupiny jsou, dalo by se říci, rovnoměrně rozprostřeni. Záhadou je v tomto případě pacient druhé kategorie úplně vpravo. Pokud by se vyřadil nebo

přehodnotil do první kategorie, statistická významnost oddělitelnosti první a druhé třídy by se značně zvedla.

Poslední parametrizaci pomocí metody The trees and the forest, kdy byla změněna jak maximální frekvence filtru, tak délka okna vyobrazuje Tabulka 5.6.

Tabulka 5.6 The trees and the forest, omezení 33 Hz + okno 4096, ANOVA a Kruskal-Wallis

33 Hz + 4096	parametr	svod(y)	shoda	ANOVA (vše)	ANOVA (1vs2)	ANOVA (2vs3)	ANOVA (1vs3)	KW (vše)	KW (1vs2)	KW (2vs3)	KW (1vs3)
	Úsek U1										
	lxy	2+17	28	0,5977	0,4171	0,5423	0,9061	0,8997	0,6353	0,825	1
	lxy	11+13	26	0,1455	0,0633	0,9231	0,1534	0,0795	0,035	0,7124	0,1037
	lxy	2+3	25	0,494	0,2467	0,6464	0,5522	0,8124	0,4606	0,9412	0,9136
	lxy	2+4	25	0,6641	0,9241	0,4044	0,4096	0,6563	0,958	0,3763	0,4477
	lxy	12+14	25	0,8616	0,8842	0,6695	0,5438	0,8623	0,7122	0,825	0,5876
	M	17	27	0,4484	0,2571	0,5678	0,4127	0,5087	0,2254	0,8828	0,5876
	M	2	25	0,5819	0,4085	0,5108	0,9522	0,9441	1	0,7124	0,8283
	Úsek U2										
	lxy	11+13	27	0,2083	0,079	0,6152	0,3258	0,0178	0,0052	0,507	0,1037
	lxy	12+14	26	0,6259	0,3018	0,5043	0,9354	0,802	0,4932	0,7681	0,7449
	lxy	7+14	25	0,913	0,686	0,8963	0,7898	0,5979	0,3166	0,6058	0,8283
	M	13	25	0,5792	0,4357	0,4582	0,8239	0,8943	0,6353	0,8828	0,8283

I přes předchozí neúspěch parametrizace touto metodou, při změně pouze horní frekvence, při spojení změny frekvence s větší délkou okna jsou některé hodnoty p i lepší než při použití zvětšeného okna samostatně. Opět zde dominuje spojení svodu 11 a 13.

Pokud bychom shrnuli výsledky, dojdeme k několika poznatkům. Prvním je odlišnost bipolárních zapojení z hlediska obsahu hledané informace. Téměř vždy bylo více významných nálezů při transverzálním zapojení elektrod, než při longitudinální montáži. Dalším poznatkem je podobná odlišnost zájmových úseků. Opět byl jeden významnější při hledání statisticky významných výsledků. Častěji se důležité svody vyskytovali pro druhý úsek U2 než pro první.

V celkovém výsledku jsme našli několik svodů, které mají dvě a více p hodnot s maximální velikostí zvoleného $\alpha = 0,05$. Když bychom vzali v úvahu také jejich shodu významnosti přes všechny pacienty, zbudou dva nejlepší. Jsou to longitudinální svod 18 a transverzální svod 12, oba s 31 shodami. A oba mají společnou elektrodu Pz. V následující tabulce jsou zeleně vybarveny tyto nejlepší kanály. Žlutou barvou je označen svod s nižší shodou a modře jsou označeny svody s alespoň jedním $p < 0,05$ a shodou rovnou nebo větší než 30.

Tabulka 5.7 Závěrečné shrnutí významných svodů

Nejvýznamnější svody								
unipolární			longitudinální			transverzální		
shoda	svod	elektrody	shoda	svod	elektrody	shoda	svod	elektrody
30	17+3	Fz+F3	31	18	Cz-Pz	22	2+5	F7-F3+F4-F8
29	5	C3	31	8	P3-O1	31	12	Pz-P4
29	12	F8	31	11	C4-P4	27	14	O1-O2
max. 27	11+13	F7+T3				30	10	T5-P3
						32	11	P3-Pz

Z tabulky Tabulka 5.7 je patrné, že přiřazením modře označených svodů do závěrečného porovnání se výskyt elektrody Pz zvětší na tři a tento počet bude sdílet s elektrodou P3. Ta přibyla s modrými svody. Je otázkou zda jedna z těchto elektrod nebo obě mohou snímat hledanou aktivitu jednoho z řečových center nebo komunikaci mezi nimi.

6. Závěr

Zásady pro natáčení zpracovávaných EEG záznamů byli dobře vypracované. Naneštěstí dětské pacienti jsou ještě méně vzornými pacienty než dospělí. Následkem toho je signál zatížen artefakty pro každého pacienta unikátními. Samotné průběhy sezení nebyly shodné. Měnila se nejen délka záznamů jako celku, ale i jednotlivých úseků. Také se občas lišila posloupnost jednotlivých úseků. Všechny tyto vlivy mohly negativně ovlivnit záznam signálu.

Je otázkou, zda náš předpoklad v podobě vyfiltrování artefaktů pomocí bipolárního zapojení a frekvenční filtrace opravdu alespoň z větší části funguje. A jestli tedy neměli být artefakty nějakým způsobem vymazány. To by ale mělo nejspíše větší vliv na výsledky a tedy zkrácení.

Použité parametry a metody představují pouze malou část těch existujících. Není vyloučeno, že při jiné konfiguraci budou výsledky diametrálně odlišné. Už jen například pro předpoklad nezávislosti a normálnosti dat pro test ANOVA, který bylo nutné z velké části ignorovat. Uvedené konečné výsledky avšak o jisté hledané informaci v použitých datech hovoří a mají tedy určitou vypovídající hodnotu.

Vzhledem k nestálému výskytu normálnosti dat je nejvíce škoda nemožnosti použití testu Kruskal-Wallis od začátku výpočtů. V době kdy byla hodnocena významnost úseků U1 a U2 vůči ostatním. Tato metoda nebyla ze začátku aplikovatelná na data a bylo nutné ji nahradit ANOVA testem. Až ke konci se ukázalo, že je za to zodpovědná součást Biosig toolboxu. V momentě kdy nebyl spuštěný, metoda pracovala, jak měla. Jelikož je Kruskal-Wallis neparametrický a v závěrečném porovnání s psychologickými kategoriemi vykazoval občas naprosto různorodé hodnoty, mohly by být výsledky s jeho využitím diametrálně odlišné ale hlavně správnější.

Je zajímavé, že nebyla nalezena žádná korelace mezi výsledky EEG a traktografie. Je možné, že pomocí skalpového EEG nelze danou část mozku zaznamenat, nebo jen velmi nevýznamně. Případně pouze u určité malé části pacientů. Podobně jako byl při určité konfiguraci ukázkový výsledek parametrizace prvního pacienta a na téměř všechny ostatní stejná konfigurace neměla smysl.

Vzhledem k mnoha odlišnostem mezi jednotlivými osobnostmi, je nepravděpodobné, že by biologické signály každého člověka byli identické. Proto je také těžké hledat univerzální metodu pro tento typ signálů.

Ačkoliv se nepodařilo použitými metodami a parametry najít svod, kterým by bylo možné od sebe odlišit jednotlivé skupiny, myslím, že i statisticky významné oddělení dvou ze tří dvojic psychologických tříd lze považovat za úspěch. Zda je toto rozdělení způsobeno opravdu signály z center řeči zůstává otázkou pro neurology.

Z laického pohledu na mapu elektrod a uložení center v mozku je tato možnost pravděpodobná.

Seznam použité literatury

1. DLOUHÁ, Olga. Vývojová dysfázie: porucha zpracování řečového signálu. Praha, 2003. Habilitační práce. Univerzita Karlova, Lékařská fakulta, 1.
2. KUTÁLKOVÁ, Dana. Budu správně mluvit: chodíme na logopedii. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2011, s. 155-172. ISBN 978-80-247-3687-7.
3. 5.1.1 Řízení řečové činnosti. KRČMOVÁ, Marie. FILOZOFICKÁ FAKULTA MASARYKOVY UNIVERZITY. Fonetika a fonologie [online]. 2008 [cit. 2013-05-09]. Dostupné z: <http://is.muni.cz/do/1499/el/estud/ff/js08/fonetika/ucebnice/ch05s01s01.html>
4. Brocova oblast - Wernickeho oblast - Gyrus angularis: Řečové oblasti mozku - PSYCHOWEB.CZ. Psychoweb [online]. 2009 [cit. 2013-05-09]. Dostupné z: <http://www.psychoweb.cz/psychologie/brocova-oblast---wernickeho-oblast---gyrus-angularis--recove-oblasti-mozku/>
5. MYSLIVEČEK, Jaromír - TROJAN, Stanislav. Fyziologie do kapsy. 1. vyd. Praha : Triton, 2004. 466 s. Levou zadní ; sv. 103. ISBN 80-7254-497-7.
6. FILLER, Aaron G. The History, Development and Impact of Computed Imaging in Neurological Diagnosis and Neurosurgery: CT, MRI, and DTI. *The Internet Journal of Neurosurgery* [online]. 2010, č. 7 [cit. 2013-05-09]. DOI: 10.5580/23c6. Dostupné z: <http://archive.ispub.com/journal/the-internet-journal-of-neurosurgery/volume-7-number-1/the-history-development-and-impact-of-computed-imaging-in-neurological-diagnosis-and-neurosurgery-ct-mri-and-dti.html>
7. JEURISSEN, Ben. *Improved analysis of brain connectivity using high angular resolution diffusion imaging*. Antverpy, 2012. Dostupné z: http://www.visielab.ua.ac.be/sites/default/files/jeurissen-phdthesis-2012_0.pdf. Disertační práce. University of Antwerp.
8. SVATOŠ, Josef. *Biologické signály I: Geneze, zpracování a analýza*. 1. vyd. Praha: ČVUT, 1992. 204 s. ISBN 80-01-00884-3.

9. ROZMAN, Jiří a kol. *Elektronické přístroje v lékařství*. Vyd. 1. Praha: Nakladatelství Academia, 2006. 406 s. ISBN 80-200-1308-3.
10. VALER, Jurcak, Tsuzuki DAISUKE a Dan IPPEITA. 10/20, 10/10, and 10/5 systems revisited: Their validity as relative head-surface-based positioning systems. *NeuroImage* [online]. 2007, roč. 34, č. 4, s. 1600-1611 [cit. 2013-05-09]. ISSN 1053-8119. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1053811906009724>
11. POKORNÝ, Jan. *Elektroencefalografie* [online]. 2011 [cit. 2013-05-09]. Dostupné z: <http://fbmi.cvut.cz/files/nodes/657/public/EEG.pdf>
12. KNOTT, John R., Fay S. TYNER a W.Brem MAYER. *Fundamentals of EEG Technology: Volume 1, Basic concepts and methods*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 1983, 332 s. ISBN 978-0890043851. Dostupné z: <http://books.google.cz/books?id=KDL0E2OtUvAC>
13. FABER, Josef. *EEG: atlas do kapsy*. Vyd. 1. Praha: Triton, 1997, 138 s. Levou zadní, 9. ISBN 80-858-7551-9.
14. ANDREASSI, John L. *Psychophysiology: human behavior and physiological response*. 5th ed. Mahwah: Lawrence Erlbaum, 2007. ISBN 08-058-4951-3. Dostupné z: <http://books.google.cz/books?id=6DXi3lotLrcC>
15. MORÁŇ, Miroslav. *Praktická elektroencefalografie*. 1. vyd. Brno : Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1995. 146 s. ISBN 80-7013-203-5.
16. KOMÁREK, Vladimír. Výroční grantová zpráva projektu Korelace MR traktografie, EEG analýz a počítačového zpracování řečového signálu u dětí s vývojovou dysfázií za rok 2011
17. OPATRŇ, Václav. *Statistika* [online]. 2009 [cit. 2013-05-09]. Dostupné z: skola-opatrný2.wbs.cz/STATISTIKA-dalkove.doc
18. MATLAB version 7.8.0 Natick, Massachusetts: The MathWorks Inc., 2009.

19. VETERINÁRNÍ A FARMACEUTICKÁ UNIVERZITA BRNO. *Statistika a výpočetní technika: Přednášky* [online]. 2012 [cit. 2013-05-09]. Dostupné z: <http://cit.vfu.cz/statpotr/POTR/prednasky.htm>

20. PALUŠ, Milan. SANTA FE INSTITUTE. Coarse-grained entropy rates for characterization of complex time series. [online]. 1994 [cit. 2013-05-09]. SFI WORKING PAPER: 1994-06-040. Dostupné z: <http://www.santafe.edu/media/workingpapers/94-06-040.pdf>

21. PALUŠ, Milan. INSTITUTE OF COMPUTER SCIENCE, PRAGUE and SANTA FE INSTITUTE. Coarse-grained entropy rates for characterization of complex time series. [online]. 1995 [cit. 2013-05-09]. arXiv:comp-gas/9512002v1. Dostupné z: <http://arxiv.org/pdf/comp-gas/9512002v1.pdf>

22. SCHINDLER, Kaspar, Heidemarie GAST, Marc GOODFELLOW a Christian RUMMEL. On seeing the trees and the forest: Single-signal and multisignal analysis of periictal intracranial EEG. *Epilepsia* [online]. 2012, vol. 53, issue 9, s. 1658-1668 [cit. 2013-05-09]. DOI: 10.1111/j.1528-1167.2012.03588.x. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1528-1167.2012.03588.x>

23. Schlögl, Alois. The BioSig Project. BioSig for Octave and Matlab: A biosignal processing toolbox for Octave and Matlab. Dostupné z: <http://biosig.sourceforge.net/>

24. SANEI, Saeid a Jonathon CHAMBERS. *EEG signal processing*. Hoboken, NJ: John Wiley, c2007, xxii, 289 p. ISBN 04-700-2581-6.

25. BEESEMS, M. A. G. Developmental Dysphasia: Theory Diagnosis and Tretment. [online]. 2007 [cit. 2013-05-16].. Dostupné z: <http://www.dysphasia.org/turkije.pdf>

26. VENKATESWARAN, Sunita a Michael SHEVELL. The Case Against Routine Electroencephalography in Specific Language Impairment. *Pediatrics* [online]. 2008, roč. 122, č. 4 [cit. 2013-05-17]. DOI: 10.1542. Dostupné z: <http://pediatrics.aappublications.org/content/122/4/e911.full>

Seznam zdrojů použitých obrázků

Obrázek 2.1 – SVATOŠ, Josef. *Biologické signály I: Geneze, zpracování a analýza*. 1. vyd. Praha: ČVUT, 1992. s. 73. ISBN 80-01-00884-3.

Obrázek 2.2 – Fig. 13.3. (A) Bipolar and (B) unipolar measurements. Note that the waveform of the EEG depends on the measurement location. [Obrázek]
Dostupné z: <http://www.bem.fi/book/13/fi/1303.gif>

Obrázek 2.3 – Bipolar Transverse [Obrázek] Dostupné z:
<https://wiki.umms.med.umich.edu/download/attachments/90734989/transverse+19+w+montage.JPG?version=1&modificationDate=1260025011000>

Obrázek 2.3 – Bipolar Anterior to Posterior [Obrázek] Dostupné z:
[https://wiki.engr.illinois.edu/download/attachments/49746828/EEG+bipolar+\(double+banana\)+montage.JPG?version=1&modificationDate=1305266774000](https://wiki.engr.illinois.edu/download/attachments/49746828/EEG+bipolar+(double+banana)+montage.JPG?version=1&modificationDate=1305266774000)