

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta elektrotechnická

Katedra teorie obvodů

Studijní program: Lékařská elektronika a bioinformatika



**Vyhodnocení vlivu neurofeedbacku na
změnu elektrické aktivity mozkové
činnosti**

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Vypracovala: Ivana Chrtková
Vedoucí práce: Ing. Petr Ježdík, Ph.D.
Rok: 2021

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Chrtková** Jméno: **Ivana** Osobní číslo: **487595**
Fakulta/ústav: **Fakulta elektrotechnická**
Zadávající katedra/ústav: **Katedra teorie obvodů**
Studijní program: **Lékařská elektronika a bioinformatika**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Vyhodnocení vlivu neurofeedbacku na změnu elektrické aktivity mozkové činnosti

Název bakalářské práce anglicky:

EEG Changes Assessment after Neurofeedback Neuromodulation Technique

Pokyny pro vypracování:

Vyhodnoťte vliv neurofeedback neuromodulační techniky na změnu elektrické aktivity mozkové činnosti. Vyhodnoťte změnu amplitud ve standardních EEG pásmech pod jednotlivými svody. Vyhodnoťte změny v koherenci a dalších konektivních měř signálů mezi svody

Seznam doporučené literatury:

Bazanova, O. M., E. M. Mernaya, and M. B. Shtark. "Biofeedback in psychomotor training. Electrophysiological basis." *Neuroscience and behavioral physiology* 39.5 (2009): 437-447.
Bobby, J. Sofia, and S. Prakash. "Upper alpha neurofeedback training enhances working memory performance using LabVIEW." *International Journal of Biomedical Engineering and Technology* 25.2-4 (2017): 120-132.
Enriquez-Geppert, Stefanie, René J. Huster, and Christoph S. Herrmann. "EEG-neurofeedback as a tool to modulate cognition and behavior: a review tutorial." *Frontiers in human neuroscience* 11 (2017): 51.
Hanslmayr, Simon, et al. "Increasing individual upper alpha power by neurofeedback improves cognitive performance in human subjects." *Applied psychophysiology and biofeedback* 30.1 (2005): 1-10.

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) bakalářské práce:

Ing. Petr Ježdík, Ph.D., katedra měření, katedra teorie obvodů, LVR

Jméno a pracoviště druhé(ho) vedoucí(ho) nebo konzultanta(ky) bakalářské práce:

Datum zadání bakalářské práce: **28.01.2021**

Termín odevzdání bakalářské práce: **21.05.2021**

Platnost zadání bakalářské práce: **30.09.2022**

Ing. Petr Ježdík, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) práce

doc. Ing. Radoslav Bortel, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry

prof. Mgr. Petr Páta, Ph.D.
podpis děkana(ky)

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Studentka bere na vědomí, že je povinna vypracovat bakalářskou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací. Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je třeba uvést v bakalářské práci.

Datum převzetí zadání

Podpis studentky

Prohlášení

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

V Praze dne

.....
Ivana Chrtková

Poděkování

Ráda bych poděkovala Ing. Petru Ježdíkovi, PhD. za cenné rady a vedení této bakalářské práce. Dále bych chtěla poděkovat Mgr. Márii Orendáčové a RNDr. Eugenu Kvašňákovi, PhD. za zprostředkování výzkumu. Poděkování patří také všem dobrovolníkům, kteří se této studii zúčastnili.

Ivana Chrtková

Abstrakt

Neurofeedback je neinvazivní terapeutická metoda sloužící k samoregulaci mozkové aktivity. Tato neuromodulační technika nám poskytuje okamžitou informaci o naší mozkové činnosti prostřednictvím zpětné vazby ve formě sluchového či vizuálního podnětu. Hlavním cílem této bakalářské práce je vyhodnotit efekt frekvenčního neurofeedbacku na mozkovou činnost snímanou pomocí EEG. Za trénované frekvenční pásmo bylo zvoleno pásmo vyšší alfa aktivity (10–13 Hz). Studie se zúčastnilo pět zdravých subjektů ve věkovém rozmezí 21–23 let. Analýza EEG záznamů prokázala nárůst výkonu v pásmu vyšší alfa aktivity během tréninku a signifikantní změny v konektivitě mezi jednotlivými mozkovými oblastmi po skončení tréninku.

Klíčová slova: EEG, neurofeedback, vyšší alfa aktivita, konektivita, koherence, Grangerova kauzalita

Abstract

Neurofeedback is a non-invasive therapeutic method used for self-regulation of neural activity. This neuromodulation technique allows us to obtain immediate information about our brain activity by providing feedback signal in form of audio or video stimulus. The main goal of this bachelor's thesis is to evaluate the effect of upper alpha neurofeedback (10–13 Hz) on brain activity recorded by EEG. Five healthy subjects aged between 21–23 participated in this study. The EEG analyses revealed upper alpha power enhancement during neurofeedback training and also significant changes in connectivity between different brain areas after neurofeedback training.

Keywords: EEG, neurofeedback, upper alpha activity, connectivity, coherence, Granger causality

Obsah

Seznam použitých zkratk	ix
Seznam obrázků	x
Úvod	1
1 Popis problematiky	2
1.1 Elektrická aktivita v mozku	2
1.2 EEG	3
1.2.1 Charakteristika signálu	3
1.2.2 Rozmístění elektrod a typy zapojení	4
1.2.3 Artefakty	5
1.2.4 Sběr a předzpracování signálu	6
1.3 Neurofeedback	7
1.3.1 Princip	7
1.3.2 Typy neurofeedbacku	8
1.3.3 Frekvenční trénink	9
2 Metody analýzy EEG signálu	11
2.1 Fourierova transformace	11
2.1.1 Diskrétní Fourierova transformace	11
2.2 Vlnková transformace	12
2.3 Spektrální výkonová hustota	12
2.3.1 Welchova metoda	13
2.4 Konektivita	13
2.4.1 Korelace	13
2.4.2 Koherence	14
2.4.3 Imaginární část koherence	14
2.4.4 Grangerova kauzalita	14
3 Praktická část	16
3.1 Protokol a proces měření	16
3.2 Předzpracování signálu	18
3.3 Analýza signálu	18
3.3.1 Spektrální výkonová hustota	18
3.3.2 Konektivita	19
3.3.3 Vlnková transformace	20
3.4 Statistické zpracování dat	21
3.4.1 Změny během NFB tréninku	22
3.4.2 Výkonové změny	22
3.4.3 Změny korelace a koherence	24
3.4.4 Změny v Grangerově kauzalitě	26
3.5 Efekty dvou sezení	28

4	Diskuze	31
	Závěr	34
	Bibliografie	35
	Přílohy	38
A	Specifikace EEG přístroje <i>Starstim 20</i>	38
B	Specifikace NFB přístroje <i>Brainfeedback Pro</i>	38

Seznam použitých zkratek

ADHD	Porucha pozornosti s hyperaktivitou (Attention deficit hyperactivity disorder)
EEG	Elektroencefalografie
EKG	Elektrokardiografie
EMG	Elektromyografie
EOG	Elektrookulografie
HEG	Hemoencefalografie
IAF	Individuální alfa frekvence
LORETA	Elektromagnetická mozková tomografie s nízkým rozlišením (Low Resolution Electromagnetic Tomography)
NFB	Neurofeedback
rtfMRI	Funkční magnetická rezonance v reálném čase (Real-Time Functional Magnetic Resonance Imaging)
SCP	Pomalé korové potenciály (Slow cortical potentials)
SMR	Senzomotorický rytmus

Seznam obrázků

1.1	Rozdělení mozkových vln podle tvaru a frekvence	4
1.2	Rozmístění elektrod podle systému 10–20	5
1.3	Artefakty způsobené mrkáním	6
1.4	Zjednodušený diagram tréninkové smyčky	7
1.5	Desynchronizace a synchronizace mozkových aktivit	10
3.1	Ukázka snímání elektrické aktivity během experimentu	17
3.2	Frekvenční charakteristika použitého filtru	18
3.3	Ukázka mapování výkonu v pásmu vyšší alfa aktivity	18
3.4	Ukázka vykreslení PSD pro všechny kanály	19
3.5	Ukázka vykreslení koherencí	19
3.6	Ukázka vykreslení Grangerovy kauzality	20
3.7	Reálná a imaginární část komplexní Morletovy vlnky	21
3.8	Porovnání průměrných výkonů v první a poslední minutě během NFB tréninku.	22
3.9	Porovnání průměrných výkonů v jednotlivých frekvenčních pásmech před a po stimulaci	23
3.10	Porovnání průměrných výkonů v první a poslední minutě po stimulaci v pásmech théta a vyšší alfa.	23
3.11	Topografické mapy průměrných výkonů v pásmu théta naměřených první a poslední minutu po stimulaci	24
3.12	Topografické mapy průměrných výkonů v pásmu vyšší alfa aktivity naměřených první a poslední minutu po stimulaci	24
3.13	Porovnání korelací před a po stimulaci.	24
3.14	Porovnání koherencí před a po stimulaci v jednotlivých frekvenčních pásmech.	25
3.15	Koherence v pásmu vyšší alfa vykreslené pomocí konektivních grafů	25
3.16	Koherence v pásmu beta vykreslené pomocí konektivních grafů	26
3.17	Změny kauzálních interakcí před a po stimulaci v pásmech delta, théta a vyšší alfa	27
3.18	Průměrné kauzální interakce před a po stimulaci v pásmu delta	27
3.19	Průměrné kauzální interakce před a po stimulaci v pásmu théta	27
3.20	Průměrné kauzální interakce před a po stimulaci v pásmu vyšší alfa	28
3.21	Normované hodnoty výkonů v pásmu vyšší alfa aktivity v první a poslední minutě dvou NFB tréninků.	29
3.22	Rozdíly koherencí mezi stavem po stimulaci a stavem před stimulací v pásmu vyšší alfa aktivity během dvou sezení.	29
3.23	Poměry rozdílů koherencí v pásmu vyšší alfa aktivity během dvou sezení.	30

3.24	Rozdíly koherencí mezi stavem po stimulaci a stavem před stimulací v pásmu beta aktivity během dvou sezení.	30
3.25	Poměry rozdílů koherencí v pásmu beta aktivity během dvou sezení. .	30
4.1	Ukázka efektu NFB tréninku na subjekt s nedominující alfa aktivitou	32

Úvod

Biofeedback neboli biologická zpětná vazba je neinvazivní technika, která učí člověka lépe ovládat své fyziologické funkce. Při tomto typu terapie jsou na tělo pacienta připevněny senzory monitorující určitou fyziologickou veličinu, která je následně vhodnou formou prezentována pacientovi. Díky této zpětné vazbě se pak pacient učí danou veličinu ovládat, čímž získává větší kontrolu nad svým tělem a zlepšuje své fyzické či duševní zdraví. Mezi nejčastěji monitorované parametry patří například tepová frekvence, mozková činnost, svalové napětí, tělesná teplota nebo krevní tlak. [1]

Tato bakalářská práce je zaměřena na neurofeedback (NFB), u kterého je monitorovanou veličinou mozková aktivita. Prostřednictvím zpětné vazby získáváme přehled o fungování našeho mozku, můžeme ho tedy trénovat a vylepšovat tak jeho vlastnosti. Častým tréninkem pak můžeme zmírňovat projevy mnoha závažných onemocnění jako je například ADHD či epilepsie. Mozkovou aktivitu snímáme nejčastěji pomocí elektroencefalografie (EEG), můžeme však využít i moderních zobrazovacích metod jako je funkční magnetická rezonance v reálném čase. Základům EEG a samotnému NFB se věnuje první kapitola této bakalářské práce. Pozornost je následně zaměřena na nejpoužívanější druh NFB tréninku, a to trénink frekvence, pomocí kterého můžeme posilovat či zeslabovat zastoupení určitých frekvenčních pásem v naší mozkové činnosti.

Druhá kapitola je věnována metodám, kterých využíváme při analýze EEG signálu. Zmíněna bude Fourierova transformace, díky které máme možnost signál reprezentovat ve frekvenční oblasti, ale také transformace vlnková, která nám umožňuje frekvenční složky lokalizovat v čase. Rozebrány budou i některé metody konektivní analýzy, pomocí kterých vyhodnocujeme vzájemné mozkové interakce mezi jednotlivými mozkovými oblastmi.

Hlavní část bakalářské práce pak tvoří samotné NFB měření, jehož cílem je prokázat či vyvrátit, zda lze po jednom frekvenčním tréninku nalézt signifikantní změny v mozkové činnosti. Za posilované pásmo byla zvolena vyšší alfa aktivita, která je indikátorem kognitivní výkonnosti. Při analýze signálu bude využito metod popsaných v druhé kapitole této práce. Experimentu se zúčastnilo 5 zdravých subjektů, přičemž jeden z nich absolvoval měření dvě. Bude tedy také demonstrováno, zda po druhém sezení nacházíme výraznější změny v mozkové činnosti než po prvním sezení. Dosažené výsledky budou následně rozebrány v diskuzi.

1 Popis problematiky

1.1 Elektrická aktivita v mozku

Nervová tkáň je tvořena nervovými a podpůrnými buňkami. Nervové buňky neboli neurony jsou schopny přijímat, přenášet, upravovat či vytvářet informaci v podobě elektrických a chemických signálů. Každý neuron se skládá z těla a systému výběžků. Výběžkům, které přivádějí informace k tělu neuronu říkáme dendrity a dlouhému výběžku vedoucí informaci od těla neuronu říkáme axon. Princip šíření vzruchu je založen na změně propustnosti plazmatické membrány neuronu při nervovém podráždění. Vlivem nerovnoměrného rozložení iontů pozorujeme mezi vnitřní a vnější stranou membrány v klidovém stavu rozdíl elektrického potenciálu, zvaný klidový membránový potenciál. Dojde-li k nervovému vzruchu, dochází ke změně propustnosti plazmatické membrány pro dané ionty a klidový membránový potenciál se mění na akční potenciál. To má za následek depolarizaci membrány, která je následně vystřídána opětovnou repolarizací a navrácením do klidového stavu.

Akční potenciál buď vznikne nebo nevznikne, proto je nervový vzruch digitálního charakteru. Neurony nepřenášejí akční potenciály izolovaně, ale v celých sériích, pomocí kterých informaci kódují, což můžeme chápat jako pomyslnou sekvenci nul a jedniček. Mezi jednotlivými neurony se signály šíří prostřednictvím synapsí, ve kterých je převod signálu realizován především pomocí chemických látek, zvaných neurotransmitery. Díky těmto spojům mohou být neurony propojeny do obrovské prostorové sítě a vzájemně spolu interagovat. Právě synchronizace elektrické aktivity neuronů má za následek vznik rytmických napěťových fluktuací, které nazýváme mozkové vlny. [2][3]

Ačkoliv jsou za hlavní přenašeče informace považovány neurony, velmi důležitou roli při vzniku a šíření vzruchů hrají podpůrné buňky neboli glie. Tyto buňky zastávají funkce stavební, ochranné či metabolické. V lidském mozku nalézáme makroglie a mikroglie. Mezi makroglie patří například astrocyty, které jsou v kontaktu s krevními kapilárami a zajišťují neuronům výživu. Mnohé výzkumy ukazují, že právě astrocyty zásadně přispívají ke zprostředkování komunikace mezi neurony, a tím i k modulaci mozkových vln. [2][3]

Hlavní mozkový obvod vzniká komunikací mezi thalamem a mozkovou kůrou (cortex cerebri). Thalamus se nachází v části mozku, kterou nazýváme mezimozek. Je tvořen přibližně z 50–60 jader, pomocí kterých přenáší informace z periferní nervové soustavy a subkortikálních struktur do příslušné oblasti mozkové kůry. Většina jader thalamu však dostává informace z mozkové kůry samotné, čímž se vytvářejí zpětnovazební smyčky umožňující thalamu informace modulovat a následně je rozesílat zpět do mozkové kůry. Tyto složité a velmi sofistikované thalamokortikální interakce však nejsou doposud zcela probádány a stávají se předmětem mnoha studií. [4][5]

1.2 EEG

Změny elektrických potenciálů v mozku můžeme měřit pomocí elektroencefalografie (EEG). Tento druh vyšetření může být jak neinvazivní, tak invazivní. Při neinvazivní variantě snímáme elektrickou aktivitu mozku prostřednictvím elektrod umístěných na povrchu hlavy pacienta (skalpu), odtud název skalpové EEG. Ačkoliv je měření mozkové aktivity pomocí skalpového EEG nejjednodušší a nejrozšířenější metodou, přesnějšího výsledku dosáhneme umístěním elektrod na povrch mozku nebo přímo do mozkové tkáně. Tento typ invazivního vyšetření pak nazýváme intrakraniální EEG.

1.2.1 Charakteristika signálu

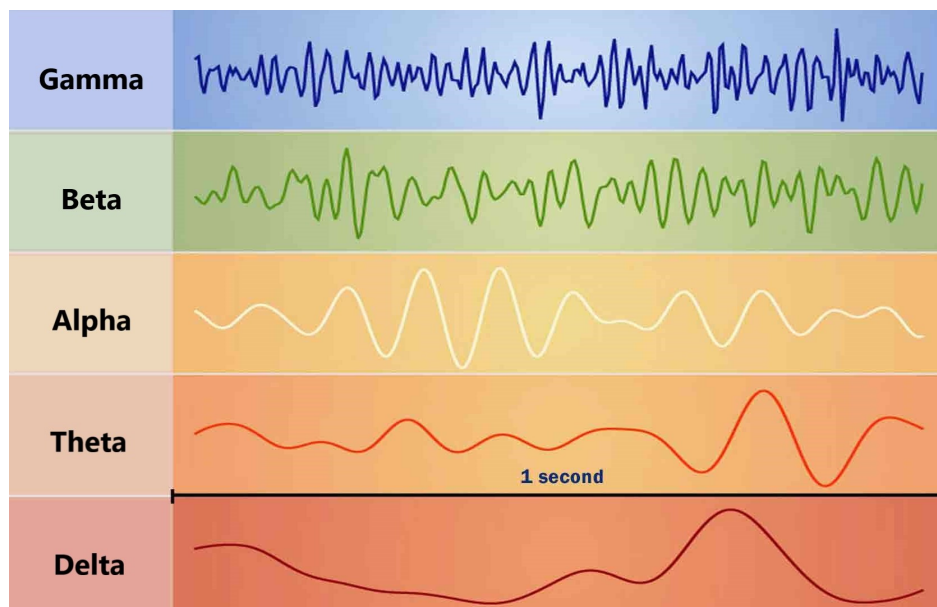
Signál naměřený pomocí skalpového EEG se za normálních podmínek pohybuje přibližně v rozsahu 1–40 Hz a dosahuje amplitud v řádech desítek až stovek mikrovoltů. Právě pomocí frekvence můžeme mozkové vlny rozdělit na pět základních rytmů. Jednotlivé rytmy mají svá specifika a jejich zastoupení v EEG signálu je čistě individuální a závislé na věku, medikaci, momentálním psychickém rozpoložení či diagnóze člověka. Rozsah frekvencí spolu s charakteristikou mozkových rytmů popisuje následující tabulka. [2][6]

Rytmus	Frekvence [Hz]	Charakteristika
Delta	< 4	Hluboký spánek, bezvědomí
Théta	4–8	Mělký spánek, meditace, kreativita
Alfa	8–13	Duševní relaxace, uvolnění, odpočinek, koncentrace, kognitivní výkonnost, patrný při zavřených očích
Beta	13–30	Soustředění, motorický klid, stres
Gama	> 30	Řešení problémových úkolů, vypjaté situace

Tabulka 1.1: Rozdělení mozkových vln podle frekvence

Toto rozdělení je však pouze orientační a v jiných literárních zdrojích můžeme nalézt odlišné hranice frekvenčních pásem. Až na výjimky bývá dominantní mozkovou aktivitou dospělých jedinců při klidových podmínkách alfa aktivita, což lze demonstrovat vrcholem ve výkonovém spektru EEG signálu, který nazýváme individuální alfa frekvence (IAF). Je známo, že zastoupení alfa aktivity v EEG signálu se mění s věkem. Od raného dětství do dospělosti se zvyšuje a poté pomalu s věkem klesá, stejně jako kognitivní výkonnost. Pro théta aktivitu platí přesný opak – v dětství je její zastoupení vyšší, pak postupně klesá s nárůstem alfa aktivity a roste opět ve stáří. Zvýšené zastoupení théta aktivity můžeme pozorovat také například u pacientů s ADHD, schizofrenií nebo obsedantně kompulzivní poruchou. [7]

Největší amplitudu naměříme u vln delta, nejmenší pak u vln gama (obrázek 1.1). Je vhodné dodat, že vlivem malé amplitudy je velmi těžké rytmus gama pomocí skalpového EEG naměřit a pro jeho detekci je nutné elektrody umístit přímo na povrch mozku. [1]



Obrázek 1.1: Klasifikace mozkových vln podle tvaru a frekvence, převzato a upraveno z [8]

Při zpracování EEG signálu musíme mít na paměti, že je to signál komplexní a obecně nestacionární, neboť se jeho amplituda a frekvence v čase neustále mění. Je proto nutné si ho při analýze rozdělit na kratší časové segmenty, s víceméně stabilními statistickými vlastnostmi. EEG signál lze tedy považovat za signál po částech stacionární, neboli kvazi-stacionární. [9].

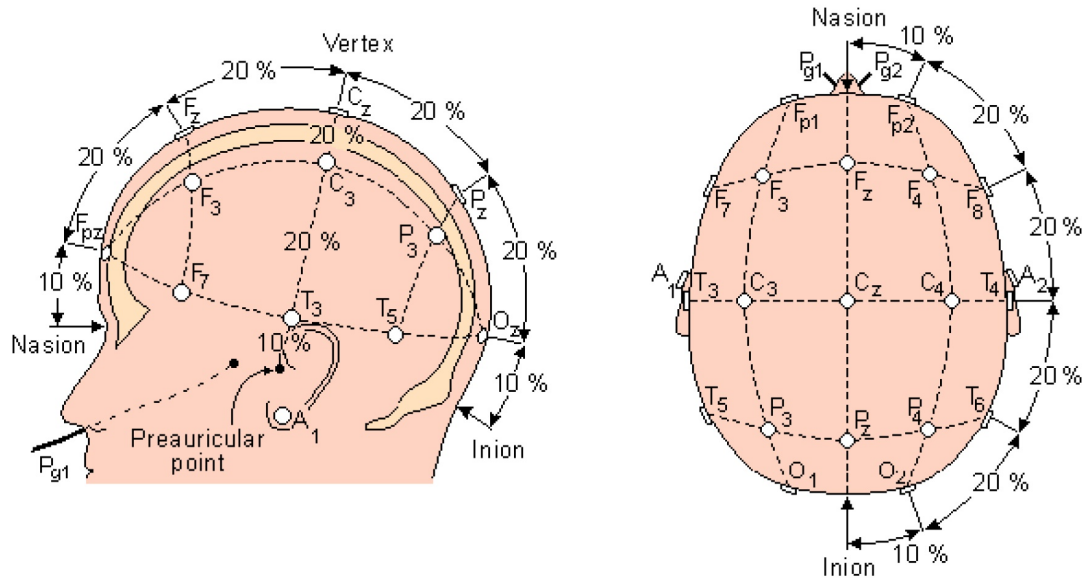
1.2.2 Rozmístění elektrod a typy zapojení

EEG signál můžeme nahrávat z 8–256 kanálů. Nejčastěji však využíváme 19 až 21 aktivních elektrod, které jsou umístěny podle mezinárodního systému 10–20. Tento systém je tvořen 4 referenčními body: kořen nosu (nasion), výčnělek na týlní kosti (inion) a oba preaurikulární body. Jednotlivé elektrody se pak nachází ve 10 % a 20 % celkové vzdálenosti měřené mezi referenčními body jak v příčné, tak podélné rovině (obrázek 1.2). Názvy elektrod korespondují s oblastí, ve které jsou umístěny:

F = Frontální, Fp = Frontopolární,
T = Temporální, P = Parietální, O = Okcipitální, C = Centrální

Číslo za písmeny značí, zda je elektroda umístěna na levé hemisféře (liché číslo) či na pravé hemisféře (sudé číslo). Nepárové elektrody mají místo čísla přiřazeno písmeno z. Kromě systému 10–20 se můžeme setkat například se systémem 10–10 nebo 10–5. [2][6]

Vedle aktivních elektrod používáme i elektrody referenční a zemnicí. Nejčastější umístění referenční elektrody bývá na ušních lalůčkách nebo na výběžku zadní části spánkové kosti (processus mastoideus). Zemnicí elektrodu umísťujeme většinou na



Obrázek 1.2: Rozmístění elektrod podle systému 10–20, převzato z [10]

čelo nebo opět na ušní lalůček, avšak může být umístěna i jinde na těle, neboť její přesná pozice nemá na měření vliv. [2][11]

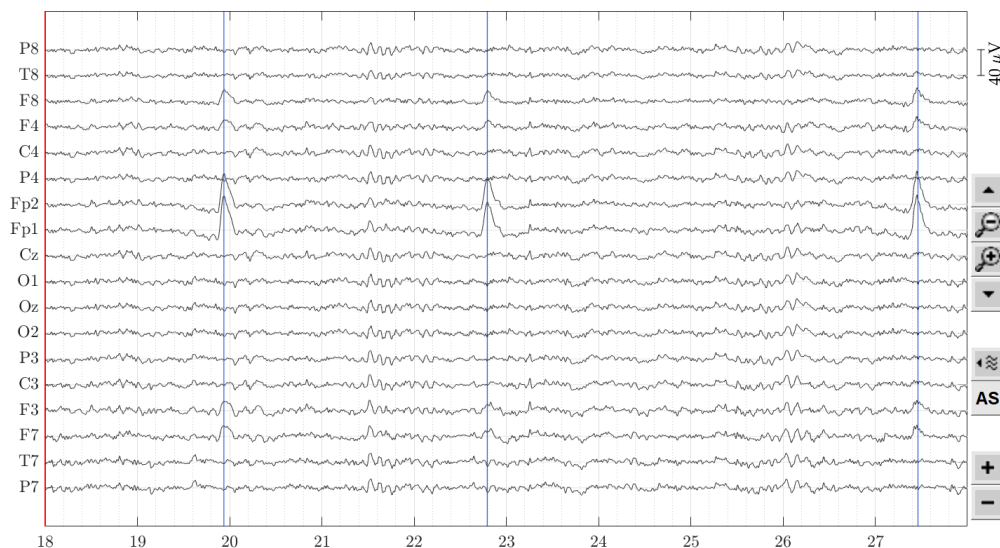
Rozeznáváme dva základní typy zapojení – unipolární a bipolární. Při unipolárním zapojení snímáme rozdíl elektrických potenciálů mezi aktivní a referenční elektrodou. Pokud však budeme snímat rozdíl mezi dvěma aktivními elektrodami, mluvíme o zapojení bipolárním. V některé literatuře bývá uváděno i zapojení se společnou referencí. Při tomto typu zapojení porovnáváme hodnoty mezi aktivní elektrodou a aritmetickým průměrem potenciálů všech elektrod. [2][9]

1.2.3 Artefakty

EEG artefakty jsou obecně signály nepocházející z mozkové činnosti pacienta, proto je v našem zájmu tyto signály co nejvíce potlačit. Artefakty můžeme rozdělit do dvou základních skupin.

Jakmile pochází nežádoucí signál z pacienta, mluvíme o artefaktech biologických. Mezi takovéto artefakty patří například mrkání a pohyby očí, které jsou nejvíce patrné na frontálních elektrodách (obrázek 1.3). Tyto artefakty můžeme v EEG záznamu detekovat paralelním nahráváním očních pohybů pomocí elektrookulografie (EOG). Dalšími rušivými elementy jsou svalová a srdeční činnost. Do svalových artefaktů řadíme polykání, zatínání zubů, mluvení, třes, křeče apod. Kromě nahrávání očních pohybů se proto pro kvalitnější záznam EEG signálu doporučuje umístit na tělo pacienta i elektrody pro snímání svalové (EMG) a srdeční (EKG) aktivity. [11][12]

Druhou skupinou jsou artefakty technické, které mohou být způsobeny činností ostatních přístrojů v okolí nahrávacího zařízení nebo nahrávacím zařízením samotným. Pokud jsou při měření v blízkosti zapojené přístroje může se vlivem elektromagnetické indukce v záznamu objevovat síťové rušení 50 Hz, ačkoliv není pacient k síti přímo připojen. Takto vzniklé artefakty bývají nazývány jako interferenční a lze je eliminovat dostatečným stíněním nebo zkrácením elektrodových kabelů. Na vině bývá i špatné připojení zemnicí elektrody. Kromě síťové frekvence mohou interferenční artefakty způsobovat také mobilní telefony, rádia nebo televizní vysílání.



Obrázek 1.3: Artefakty způsobené mrkáním

Chyby však mohou být do měření zanášeny i nahrávacím zařízením, například špatnými kontakty či vadnými elektrodami. [11][12]

1.2.4 Sběr a předzpracování signálu

Jelikož je snímáný signál slabý a zatížen rušením, je potřeba ho vhodně zesílit. K těmto účelům se v EEG přístrojích využívá diferenciální zesilovač, jenž zesiluje pouze rozdílový signál, čímž do značné míry omezíme vznik interferenčních artefaktů. Pro optimální kvalitu signálu musí být zisk zesilovače 40–100 dB. Dále musí mít co nejlepší poměr signál/šum (signal-to-noise ratio) a vysokou vstupní impedanci – alespoň 100 MΩ. [11]

Signál je následně vzorkován, převeden do digitální podoby pomocí A/D převodníku a ukládán do paměti počítače. Doporučuje se použít alespoň 12 bitový převodník se schopností rozlišovat napěťové změny v hodnotě $0.5 \mu\text{V}$ a menší. Proces vzorkování probíhá většinou pomocí obvodu Sample and Hold, ve kterém je hodnota vzorku držena do příchodu následujícího vzorku. Při volbě vzorkovací frekvence nesmíme zapomínat, že její hodnota musí být alespoň dvakrát větší, než maximální hodnota frekvence obsažená v signálu (vzorkovací teorém). Při nedodržení vzorkovací podmínky dochází ke slévání spekter v kmitočtové oblasti neboli k aliasingu. Přesná rekonstrukce signálu z jeho vzorku pak již není možná. Před procesem vzorkování je proto nutné signál vyfiltrovat pomocí tzv. anti-aliasing filtru. Jedná se o analogový filtr typu dolní propust s mezním kmitočtem do poloviny kmitočtu vzorkovacího. Umístěním takového filtru před vzorkovací obvod zamezíme průchodu vyšších frekvencí, díky kterým by došlo k porušení vzorkovací podmínky. [9][11]

Před samotným zpracováním signálu je nutné odstranit jeho rušivé složky pomocí digitálních filtrů. Nejčastěji používané jsou filtry s konečnou impulzní odezvou (FIR), u kterých máme vždy zaručenou stabilitu. U EEG signálu většinou provádíme filtraci pomocí pásmové propusti, v rozmezí cca 1–40 Hz. Tím do značné míry eliminujeme vzniklé artefakty způsobené například činností svalů nebo dýcháním a zároveň se zbavíme síťového rušení. [9][11]

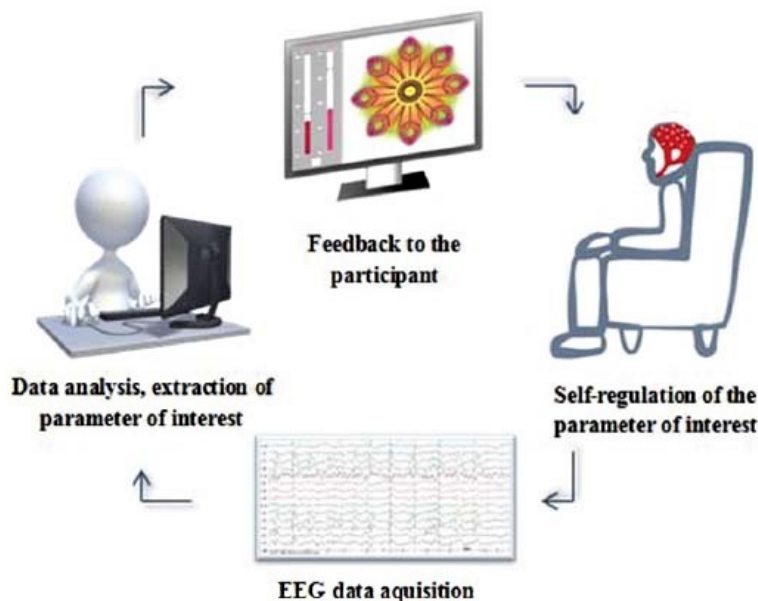
1.3 Neurofeedback

Neurofeedback (NFB) je typ biofeedbacku, při kterém se pacient učí regulovat a trénovat svou mozkovou aktivitu. Funguje na bázi operantního podmiňování, kdy je trénující osoba za správné výsledky odměňována, čímž se urychluje proces učení. Zpětná vazba bývá pacientovi zprostředkovávána zpravidla formou sluchového či vizuálního podnětu nebo jejich kombinací.

Schopnost samoregulace mozkové aktivity za pomoci zpětné vazby prokázal Joe Kamiya v roce 1962. Jako první předvedl, že jakmile člověk dostává informaci o své mozkové činnosti, je schopen naučit se rozpoznávat mentální stavy s ní spojené a po určité době činnost regulovat. Na jeho výzkum následně navázalo mnoho dalších, avšak některé studie naznačovaly, že NFB může mít vliv na pozměnění stavu vědomí. Kvůli těmto závěrům se NFB setkával spíše s kritikou a nedůvěrou. Až na přelomu 80. a 90. let 20. století se opět prokázala efektivita NFB tréninku a dnes je tato neinvazivní technika velmi oblíbenou a využívanou metodou jak v klinické praxi, tak u zdravých jedinců. [1][13]

1.3.1 Princip

NFB funguje na principu uzavřené zpětnovazební smyčky (obrázek 1.4). Prvním krokem je sběr signálu z určitých oblastí mozku pacienta, přičemž metoda snímání závisí na typu NFB tréninku. V nejběžnějším případě snímáme EEG signál pomocí 2 elektrod umístěných v pozicích dle systému 10–20. Takto vzniklý signál je dále zbaven různých artefaktů jako je mrkání nebo činnost svalů s využitím filtračních obvodů. Data jsou následně převedena do digitální podoby pomocí A/D převodníku a analyzována v závislosti na sledovaném parametru. Při snímání EEG je tímto parametrem většinou frekvence, tudíž se nabízí převod do kmitočtové oblasti pomocí rychlé Fourierovy transformace. Poté jsou data vyhodnocena a výsledky prezentovány pacientovi ve formě zpětnovazebního signálu. Takto popsany proces se opakuje po celou dobu tréninku. [14][15]



Obrázek 1.4: Zjednodušený diagram tréninkové smyčky, převzato z [14]

Nejnázornějším vysvětlením funkce NFB je trénink formou hry. Například, kdy pacient sedí před monitorem, na kterém je stojící auto a jeho úkolem je auto rozpo-
hybovat. Auto se však rozjede pouze v případě, že v pacientově EEG bude zastou-
pení žádoucí mozkové aktivity v dostatečném množství. Pacient je v tomto případě
odměňován úspěchem ve hře, což ho vybízí k lepšímu výkonu a soustředění. [1]

Na rozdíl od ostatních neuromodulačních technik je při NFB pacient do pro-
cesu modulace aktivně zapojen. Po celou dobu tréninku má možnost vymýšlet nové
strategie, které posunou jeho mozkovou aktivitu požadovaným směrem. V procesu
učení hraje významnou roli limbický systém, což je mozkový komplex zodpovědný
(mimo jiné) za kontrolu emočního chování. Úspěch pacienta u něj vyvolává pocit ra-
dosti a touhu prožít příjemný pocit znovu. Tím je proces učení urychlován a pacient
dosahuje stále lepších výsledků. [1][15]

1.3.2 Typy neurofeedbacku

Nejpoužívanějším typem NFB tréninku je trénink frekvence/výkonu, při kterém
se jedinec snaží ovlivňovat amplitudu určitého frekvenčního pásma. Tímto typem
tréninku můžeme buď posilovat nebo zeslabovat zastoupení různých frekvenčních
pássem v mozkové činnosti, a tím regulovat určité projevy chování. Můžeme také
snímat aktivitu ve dvou frekvenčních pásmech a snižovat či zvyšovat jejich poměr.
Detailnější popis frekvenčního tréninku je uveden v následující části této práce.
[6][14]

Další druh tréninku se soustřeďuje na změnu polarity pomalých korových po-
tenciálů (SCP), což jsou událostně vázané změny aktivity mozkové kůry trvající
zpravidla od stovek milisekund do několika sekund. Trénink je založen na zjištění,
že posun SCP k negativním hodnotám je odrazem snížení prahové hodnoty pro po-
dráždění neuronů, což vede ke zvýšení neurální aktivity korových oblastí. Naopak
posun SCP k pozitivním hodnotám je odrazem zvýšeného excitačního prahu koro-
vých neuronů a inhibice mozkové aktivity. Tento typ tréninku je určen zvláště pro
ty, kteří mají problém s regulací těchto pomalých potenciálů. Například u pacientů
s epilepsií pozorujeme několik sekund před záchvatem zvýšenou negativitu SCP a
ihned po záchvatu zvýšenou pozitivitu SCP. Proto trénink samoregulace SCP po-
mocí NFB vede k redukcí počtu záchvatů. SCP neurofeedback se ukázal být efektivní
i u pacientů s ADHD nebo migrénou. [13][14][16]

Relativně novým typem NFB je trénink využívající funkční magnetickou re-
zonanci v reálném čase (rtfMRI). Pomocí rtfMRI můžeme ve vysokém rozlišení
zobrazovat aktivované funkční oblasti mozku a výsledky téměř okamžitě prezen-
tovat pacientovi. Mezi nejčastěji procvičované regiony patří například motorické a
somatosenzorické oblasti, amygdala nebo sluchová či zraková oblast mozkové kůry.
Častou cílovou skupinou při studiích tohoto typu NFB tréninku jsou pacienti s naru-
šenou regulací emocí. Pozitivní efekt byl prokázán pacientů s depresemi či úzkostmi.
[17][18]

Mezi další druhy neurofeedbacku patří například koherenční trénink nebo HEG
neurofeedback. Při koherenčním tréninku je pozornost zaměřena na zlepšení ko-
munikace mezi jednotlivými mozkovými oblastmi. V souvislosti s koherencemi se
používá i zpětná vazba opřena o elektromagnetickou tomografii s nízkým rozlišením
(LORETA), pomocí které máme možnost odhadnout lokalizaci korových zdrojů a
můžeme tak působit i na hlubší korové struktury. Při tomto typu NFB je však nutné
nahrávat EEG alespoň z 19 kanálů. Trénink koherencí se používá při léčbě migrény,

závislosti nebo depresí. Pozitivních výsledků při léčbě migrény se dosáhne i tréninkem využívající hemoencefalografii (HEG). U tohoto druhu tréninku nás místo činnosti mozku zajímá jeho prokrvení v určité oblasti. Aplikací HEG NFB se pacienti časem naučí regulovat průtok krve v mozkových regionech, což vede k celkovému zlepšení aktivace mozku. [1][6][14]

1.3.3 Frekvenční trénink

Volba trénovací frekvence závisí na individuálním zastoupení frekvenčních pásem v mozkové činnosti pacienta nebo na stavu, který chceme u pacienta navodit. Zastoupení jednotlivých frekvencí v EEG signálu úzce souvisí s diagnózou pacienta. U pacientů trpících ADHD či epilepsií se ukázal být velmi efektivní trénink senzomotorického rytmu (SMR), což je subpásmo nižší beta aktivity v rozsahu cca 13–15 Hz. SMR je odrazem motorického klidu, proto jeho posilování má za následek snížení hyperaktivity u pacientů s ADHD. U pacientů s epilepsií vede posilování SMR ke zvýšení záchvatového prahu. [1][6]

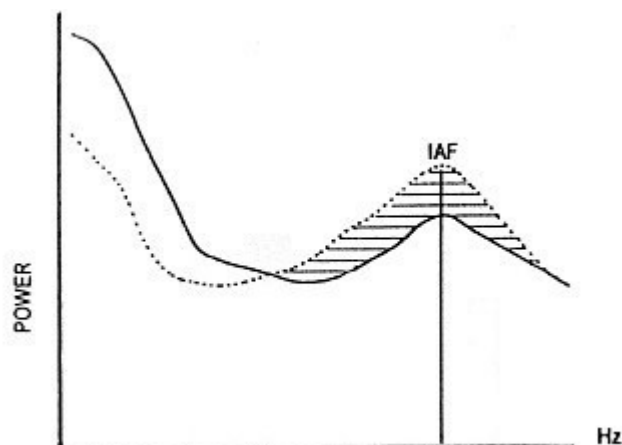
Jak již bylo zmíněno, u určitých onemocnění pozorujeme zvýšené zastoupení théta aktivity, proto její snižování může vést ke zmírnění některých příznaků. Naopak zvýšená produkce aktivity théta u zdravých jedinců bývá spojována s nástupem relaxace a zvýšenou kreativitou. Velmi oblíbeným typem tréninku je pak protokol alfa/théta, při kterém se jedinec snaží zvyšovat své zastoupení théta vln a zároveň snižovat zastoupení alfa vln. Výsledkem je postupný přechod do stavu hluboké relaxace, redukce stresu či vylepšení hudebního a výtvarného výkonu. Tento typ tréninku probíhá výhradně se zavřenýma očima. [1][6][19]

Trénink vyšší alfa aktivity

Zatímco u alfa aktivity je dobrá kognitivní výkonnost spojována s velkým výkonem při klidových podmínkách a malým výkonem během plnění úkolů (kognitivní zátěž), u aktivity théta platí pravý opak. Malý výkon při klidových podmínkách následovaný nárůstem při kognitivní zátěži je odrazem dobré kognitivní výkonnosti (obrázek 1.5). Pokles výkonu označujeme jako desynchronizaci, zatímco nárůst jako synchronizaci. Je dokonce dokázáno, že čím jsou tyto výkonové změny větší, tím lépe si povedeme při provádění kognitivních činností. Pokud si alfa pásmo rozdělíme pomocí IAF na nižší a vyšší alfa aktivitu, zjistíme, že desynchronizace vyšší alfa aktivity (přibližně 10–13 Hz) značně koreluje s výkonností během kognitivních procesů. [7][20]

Předmětem mnoha studií se proto stává NFB frekvenční trénink zaměřený na posílení vyšší alfa aktivity. Ačkoliv se výzkumy velmi liší svým designem naprostá většina z nich dospívá k závěru, že NFB trénink vyšší alfa aktivity má skutečně pozitivní vliv na zlepšení kognitivních funkcí člověka. Pásmo vyšší alfa aktivity bývá pro přesnější výsledky určováno individuálně jako $[IAF, IAF+2]$. Experimentováno bylo s počtem sezení, rozmístěním elektrod či délkou NFB tréninku. Elektrody bývají často umísťovány do okcipitálních a parietálních oblastí, neboť tam lze alfa aktivitu naměřit nejvíce. Na druhou stranu bývá kognitivní výkon spojován s aktivací frontoparietální mozkové sítě, a proto se setkáme i s umístěním elektrod na frontoparietální pozice. Počet NFB sezení se většinou pohybuje mezi 1–5, přičemž jedno sezení trvá zpravidla 20–40 minut. Vyšší počet tréninkových sezení má za následek větší nárůst vyšší alfa aktivity, což souvisí s lepším výkonem při kognitivních úkolech. Je

však zdokumentováno, že i jeden NFB trénink má vliv na zvýšení amplitudy vyšší alfa aktivity a zlepšení kognitivních funkcí. Kromě zvyšování vyšší alfa aktivity byl zkoumán i NFB trénink snižování théta aktivity – nebyla však prokázána významná souvislost mezi théta tréninkem a kognitivní výkonností. [20][21][22][23][24]



Obrázek 1.5: Desynchronizace a synchronizace mozkových aktivit při klidových podmínkách (tečkovaná křivka) a kognitivní zátěži (plná křivka), *převzato a upraveno z [7]*

Trénink vyšší alfa aktivity byla také zkoumán v souvislosti s psychomotorikou u hudebníků. V experimentu byl studován vliv biofeedbacku na zastoupení alfa aktivity v mozkové činnosti a úroveň svalového napětí při hře. Pro trénink byl použit jak neurofeedback, tak EMG biofeedback. Účastníci měli během tréninku za úkol zvyšovat zastoupení své vyšší alfa aktivity a zároveň snižovat napětí svalů. Jakmile dosáhli požadovaných úrovní dostali zpětnou vazbu ve formě zvukového podnětu. U všech subjektů bylo po tréninku zaznamenáno snížení svalového napětí a zvýšení alfa aktivity (optimální psychomotorická úroveň). Efektivita biofeedbacku spolu se zlepšením psychomotorických dovedností však závisela na počátečním individuálním zastoupení frekvenčních pásem v mozkové činnosti. [25]

2 Metody analýzy EEG signálu

2.1 Fourierova transformace

Analýza signálu se značně zjednoduší využitím Fourierovy transformace. Je to jedna z integrálních transformací, která časově závislý signál $x(t)$ rozkládá na součet harmonických funkcí, čímž dostáváme jeho frekvenční vyjádření $X(\omega)$ neboli spektrum (2.1). Převod z frekvenční oblasti zpět do časové oblasti provádíme pomocí inverzní Fourierovy transformace (2.2).

$$X(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)e^{-j\omega t} dt \quad (2.1)$$

$$x(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} X(\omega)e^{j\omega t} d\omega \quad (2.2)$$

2.1.1 Diskrétní Fourierova transformace

Jelikož pracujeme s diskrétními signály, je nutné definovat Fourierovu transformaci v diskrétním čase (DTFT), která diskrétní posloupnosti $x[n]$ přiřazuje spojité spektrum $X(\omega)$ (2.3) a naopak (2.4).

$$X(\omega) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x[n]e^{-j\omega n} \quad (2.3)$$

$$x[n] = \frac{1}{2\pi} \int_{2\pi} X(\omega)e^{j\omega n} d\omega \quad (2.4)$$

V reálu však máme k dispozici pouze konečný počet vzorků N , proto pro praktický výpočet spektra používáme diskrétní Fourierovu transformaci (DFT) a její inverzi. DFT tedy udává vztah mezi dvěma konečnými obecně komplexními posloupnostmi $x[n]$ a $X[k]$ o stejné délce N .

$$X[k] = \sum_0^{N-1} x[n]e^{-j\frac{2\pi}{N}kn} \quad (2.5)$$

$$x[n] = \frac{1}{N} \sum_0^{N-1} X[k]e^{j\frac{2\pi}{N}kn} \quad (2.6)$$

K výpočtu DFT se využívá rychlá Fourierova transformace (FFT), což je efektivní algoritmus, díky němuž lze redukovat výpočetní složitost DFT z $O(n^2)$ na $O(n \log n)$

V dalších částech této bakalářské práce budou některé vzorce kvůli jednoduchosti definovány pomocí Fourierovy transformace v diskrétním čase (DTFT), avšak při praktickém výpočtu by se vždy použila diskrétní Fourierova transformace (DFT).

2.2 Vlnková transformace

Fourierova transformace nám sice poskytne přehled o zastoupení jednotlivých frekvenčních složek v signálu, neposkytne nám však informaci o jejich výskytu v čase. Tento problém řeší vlnková transformace, která nám umožňuje získat časově-frekvenční reprezentaci signálu. U tohoto typu transformace nejsou bazové funkce harmonickými signály, jde totiž o speciální vlnky, u kterých měníme měřítko (dilatace) a zároveň je posouváme v čase (translace). Prvním krokem je proto vhodná volba tzv. mateřské vlnky $\psi(t)$, od které budou následně odvozeny další vlnky stejného tvaru, avšak roztažené/stlačené a posunuté. Mateřská vlnka musí mít nulovou střední hodnotu a konečnou energii. Mezi nejznámější vlnkové funkce patří například vlnka Morletova, Shannonova či Poissonova. V závislosti na změně měřítka s a časovém posunu τ můžeme všechny vlnky vzniklé z vlnky mateřské vyjádřit vzorcem

$$\psi_{s,\tau}(t) = \frac{1}{\sqrt{s}} \psi\left(\frac{t-\tau}{s}\right), \quad (2.7)$$

přičemž koeficient $1/\sqrt{s}$ nám zaručuje, že energie vlnky bude po změně měřítka stále stejná. Koeficienty spojitě vlnkové transformace pak získáme výpočtem následujícího integrálu

$$c(s, \tau) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi_{s,\tau}^*(t) dt, \quad (2.8)$$

ve kterém symbol $*$ značí komplexní sdružení. Zjednodušený princip výpočtu tedy můžeme shrnout do několika základních kroků.

1. Výběr vhodné mateřské vlnky.
2. Porovnání vlnky s analyzovaným signálem a výpočet koeficientu vlnkové transformace. Čím je koeficient větší, tím větší shoda byla zaznamenána mezi signálem a danou vlnkou.
3. Vlnka se posune vzhledem k signálu a druhý krok se opakuje pro všechna časová posunutí.
4. Změní se měřítko vlnky a opakuje se druhý a třetí krok pro všechna měřítka.

Tímto způsobem jsme tedy schopni s určitou rezervou zjistit zastoupení jednotlivých frekvenčních složek v signálu a zároveň odhalit jejich lokalizaci v čase. Ve skutečnosti samozřejmě není možné měnit parametry s a τ spojitě, proto jsou při praktickém výpočtu hodnoty diskretizovány. [26][27]

2.3 Spektrální výkonová hustota

Spektrální výkonová hustota neboli PSD (Power Spectral Density) udává distribuci výkonu signálu v závislosti na frekvenci. Definiční vztah pro výpočet PSD obsahuje nekonečný počet vzorků, kterého nelze ve skutečnosti docílit a musíme se proto uchýlovat k jejím odhadům. Nejjednodušší odhad PSD uděláme pomocí periodogramu, který vypočítáme jako kvadrát modulu DTFT signálu $x[n]$ vydělený počtem vzorků N .

$$\hat{S}(\omega) = \frac{1}{N} \left| \sum_{n=0}^{N-1} x[n] e^{-j\omega n} \right|^2 = \frac{1}{N} |X(\omega)|^2 \quad (2.9)$$

Analogicky můžeme definovat i vzájemnou spektrální výkonovou hustotu neboli CPSD (Cross Power Spectral Density), která se používá za účelem posouzení vztahu dvou signálů $x[n], y[n]$.

$$\hat{S}_{xy}(\omega) = \frac{1}{N} X(\omega) Y^*(\omega) \quad (2.10)$$

Tyto odhady jsou však velmi nepřesné, proto se přistupuje k jiným, spolehlivějším metodám. [26][27]

2.3.1 Welchova metoda

Místo toho abychom periodogram počítali z celého signálu, můžeme si signál rozdělit na menší úseky, které se mohou překrývat, a pro každý segment určit periodogram zvlášť. Výsledný odhad PSD pak získáme zprůměrováním dílčích výsledků. Před aplikací DTFT se jednotlivé úseky přenásobí váhovacím oknem, čímž se omezí prosakování ve spektru. Tím nám vznikne modifikovaný periodogram, který můžeme vyjádřit vzorcem

$$\hat{S}_i(\omega) = \frac{1}{MU} \left| \sum_{m=0}^{M-1} w[m] x_i[m] e^{-j\omega m} \right|^2, \quad i = 0, \dots, N-1 \quad (2.11)$$

$$U = \frac{1}{M} \sum_{m=0}^{M-1} w^2[m]$$

přičemž jsme si signál $x[n]$ rozdělili na N segmentů o M vzorcích, každý převážili okénkovou funkcí $w[m]$ a výsledek podělili normalizačním faktorem U . Mezi nej-používanější typy oken patří například Hammingovo, Hanningovo či Blackmanovo. Výsledný odhad spektrální hustoty výkonu získáme zprůměrováním dílčích periodogramů.

$$\hat{S}(\omega) = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} \hat{S}_i(\omega) \quad (2.12)$$

Popsaná metoda povolující překrývání segmentů, které převažuje pomocí oken se nazývá Welchova metoda. [27]

2.4 Konektivita

Studium konektivity nám pomáhá s popisem mozkových vazeb, pomocí kterých spolu populace neuronů komunikují napříč jednotlivými anatomickými celky. Konektivitu dělíme na funkční (korelace, koherence) a efektivní (Grangerova kauzalita). Zatímco funkční konektivita měří statistické závislosti mezi odlišnými signály, efektivní konektivita se zaměřuje na kauzální interakce mezi nimi. [28]

2.4.1 Korelace

Pomocí korelační funkce můžeme měřit podobnost dvou signálů v závislosti na jejich časovém posunu. Vzájemná korelační funkce $R[m]$ je pak pro diskrétní signály $x[n], y[n]$ a časový posun m definována pomocí vzorce (2.13).

$$R[m] = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x[n+m] y^*[n] \quad (2.13)$$

Pokud platí, že $y[n] = x[n]$ hovoříme o autokorelační funkci, která měří závislost hodnot jednoho signálu. Hlavním využitím autokorelace je detekce periodického signálu v šumu či určování periody signálu. [26]

2.4.2 Koherence

Další důležitou veličinou při vyhodnocování závislosti dvou signálů je koherence, která měří míru korelace v závislosti na frekvenci. Je definovaná jako podíl vzájemné spektrální výkonové hustoty dvou signálů $x[n], y[n]$ a odmocniny ze součinu jejich jednotlivých spektrálních výkonových hustot.

$$\gamma_{xy}(\omega) = \frac{S_{xy}(\omega)}{\sqrt{S_{xx}(\omega)S_{yy}(\omega)}} \quad (2.14)$$

Velmi využívaný je pak kvadrát modulu koherence, zvaný Magnitude Squared Coherence (MSC), což už je čistě reálná hodnota nabývající hodnot [0,1], přičemž 1 značí úplnou lineární závislost. [26][29]

$$|\gamma_{xy}(\omega)|^2 = \frac{|S_{xy}(\omega)|^2}{S_{xx}(\omega)S_{yy}(\omega)} \quad (2.15)$$

2.4.3 Imaginární část koherence

Hlavním problémem při vyhodnocování konektivity mezi kanály u skalpového EEG je fakt, že aktivitu jednoho zdroje můžeme zachytit na více elektrodách. Tento jev je v zahraniční literatuře nazýván jako volume conduction. Speciálně na blízkých si elektrodách pak pozorujeme vysoký nárůst koherence, který je však falešný. [30]

Obecně komplexní signál můžeme vyjádřit pomocí jeho amplitudy A a fáze φ jako $Ae^{j\varphi}$. Aplikací tohoto zápisu můžeme CPSD ze vzorce pro koherenci vyjádřit, nehledě na normalizační konstanty, pomocí následujícího vztahu.

$$S_{xy}(\omega) = X(\omega)Y^*(\omega) = A_x(\omega)A_y(\omega)e^{j(\varphi_x - \varphi_y)} \quad (2.16)$$

Pokud promítneme koherenci na imaginární osu, dostaneme imaginární část koherence, která bude zohledňovat pouze takové signály, které jsou vůči sobě fázově posunuty. Toto tvrzení vyplývá ze skutečnosti, že aktivita jednoho zdroje zachycená ve stejný čas na dvou odlišných místech nebude fázově rozdílná, což po dosazení do vzorců (2.16, 2.14) a následném promítnutí na imaginární osu vede k nulové hodnotě imaginární části koherence. Oproti tomu aktivita dvou a více zdrojů bude zachycena s nenulovým fázovým rozdílem, což po dosazení dá nenulovou hodnotu imaginární části koherence. Jestliže tedy budeme analyzovat pouze imaginární část koherence, předejdeme problémům s volume conduction a zároveň neztratíme informaci o vzájemných interakcích. [29][30]

2.4.4 Grangerova kauzalita

Ačkoliv je koherence velmi využívanou veličinou při určování vzájemných vazeb mezi jednotlivými mozkovými oblastmi, neposkytuje nám informaci o směrovosti těchto interakcí. Pokud tedy chceme odhalit směr šíření toku informací, musíme přistoupit k jiným metodám. Mezi takové metody patří například Grangerova kauzalita, která nám umožňuje určit dva odhady konektivity pro daný pár signálů, přičemž samostatně vyhodnocuje vliv signálu x na signál y a vliv signálu y na signál x .

Grangerova kauzalita je založena na porovnávání autoregresních modelů, ve kterých jsou budoucí hodnoty časových řad modelovány jako vážená kombinace jejich minulých hodnot. Hodnoty signálu x můžeme tedy předpovídat následovně

$$x[n] = \sum_{i=1}^m a_x[i]x[n-i] + \varepsilon_{xx}[n], \quad (2.17)$$

přičemž n značí pořadí vzorku, $a_x[i]$ je autoregresní koeficient, $\varepsilon[n]$ představuje chybu predikce a m je počet hodnot, pomocí kterých predikujeme hodnotu signálu $x[n]$ (řád modelu). Tento autoregresní model nazýváme jako univariетní. Hodnoty signálu x se však můžeme pokusit predikovat i na základě minulých hodnot signálu y . Působení signálu y na signál x pak považujeme za kauzální, pokud nám minulé hodnoty signálu y pomohou lépe předpovědět budoucí hodnoty signálu x .

$$x[n] = \sum_{i=1}^m a_x[i]x[n-i] + \sum_{i=1}^m a_y[i]y[n-i] + \varepsilon_{yx}[n], \quad (2.18)$$

Kvalita autoregresních modelů je reprezentována predikčními chybami $\varepsilon_{xx}[n]$ a $\varepsilon_{yx}[n]$. Pokud tedy bude rozptyl chyby predikce $\varepsilon_{xx}[n]$ větší než rozptyl chyby predikce $\varepsilon_{yx}[n]$, můžeme interakci $y \rightarrow x$ považovat za kauzální. Grangerova kauzalita je pak definována jako přirozený logaritmus podílu těchto dvou rozptylů.

$$GC_{y \rightarrow x} = \ln \left(\frac{\text{var}(\varepsilon_{xx}[n])}{\text{var}(\varepsilon_{yx}[n])} \right) \quad (2.19)$$

Pokud nám minulé hodnoty signálu y zajistí lepší odhad predikce hodnot signálu x , bude zlomek ze vztahu (2.19) větší než 1 a velikost Grangerovy kauzality větší než 0. Autoregresnímu modelu, ve kterém jsou kromě minulých hodnot signálu x použity i minulé hodnoty signálu y říkáme bivariетní. Je důležité podotknout, že zlomek nikdy nebude menší jak 1, neboť přidáním nové informace do modelu dosáhneme nejhůře stejného výsledku jako při použití univariетního modelu. Velikost Grangerovy kauzality tudíž nebude nikdy nabývat záporných hodnot. [29]

Grangerovu kauzalitu můžeme zavést i ve spektrální oblasti. Odvození je však zdoluhavější a komplikovanější, než vyjádření Grangerovy kauzality v časové oblasti, proto zde uvedeme pouze finální vztah a odvození vynecháme.

$$GC_{y \rightarrow x}(\omega) = \ln \left(\frac{S_x(\omega)}{S_x(\omega) - \left(\Sigma_{yy} - \frac{\Sigma_{xy}^2}{\Sigma_{xx}} \right) |H_{xy}(\omega)|^2} \right) \quad (2.20)$$

Čitatel ve vzorci reprezentuje výkon signálu x a jmenovatel rozdíl výkonu signálu x a kauzálního výkonu, jakým signál y působí na signál x . Kauzální výkon je zde vyjádřen pomocí kovarianční matice predikčních chyb Σ a spektrální přenosové matice H . Pokud existuje kauzální působení signálu y na signál x , je kauzální výkon nenulový a velikost Grangerovy kauzality v závislosti na frekvenci větší než nula. Naopak, pokud signál y nijak nepůsobí na signál x je zlomek ve vztahu rovný jedné a výsledek rovný nule. [29]

3 Praktická část

Měření, kterého se zúčastnilo celkem 5 zdravých subjektů, probíhalo na 3. lékařské fakultě Univerzity Karlovy. Skupinu tvořili 3 muži a 2 ženy jejichž průměrný věk byl 21.6 ± 0.8 (průměr \pm SD) roku. Všichni zúčastnění byli praváci.

Pro nahrávání EEG bylo použito zařízení *Starstim 20* od společnosti Neuroelectrics (specifikace v Příloze A), který je kromě nahrávání EEG využíván i k transkraniální elektrické stimulaci. Přístroj zaznamenával mozkovou činnost celkem z 18 kanálů, rozmístěných podle systému 10–20. Jmenovitě byly použity kanály Fp1, Fp2, F3, F4, F7, F8, C3, C4, Cz, T7, T8, P3, P4, P7, P8, O1, O2, Oz. Referenční i zemnicí elektroda byly umístěny na pravém uchu. Zařízení bylo ovládáno pomocí softwaru *NIC2* (Neuroelectrics Instrument Controller), díky kterému jsme také mohli nahrávaná data sledovat v reálném čase na monitoru. *NIC2* umožňuje sestavení měřicího protokolu z několika po sobě jdoucích kroků. Výstupem jsou pak data z každé části protokolu ve formátu *.edf.

Frekvenční NFB trénink probíhal pomocí zařízení *Brainfeedback Pro* (specifikace v Příloze B) a softwaru *Brainfeedback 3*, vše od společnosti Deymed Diagnostic. Pro snímání elektrické aktivity byly použity elektrody na pozicích Fz a Pz, přičemž za trénované pásmo byla zvolena vyšší alfa aktivita s pevně stanovenými hranicemi 10–13 Hz. Zemnicí a referenční elektroda byly umístěny na pravém a levém ušním lalůčku. Zpětná vazba probíhala primárně ve formě audia, zastoupení alfa aktivity však bylo možné sledovat i na obrazovce.

Veškeré procesy jako je předzpracování, zpracování a vizualizace dat proběhly následně v Brainstormu, což je volně dostupný software implementovaný v prostředí Matlab. [31]

3.1 Protokol a proces měření

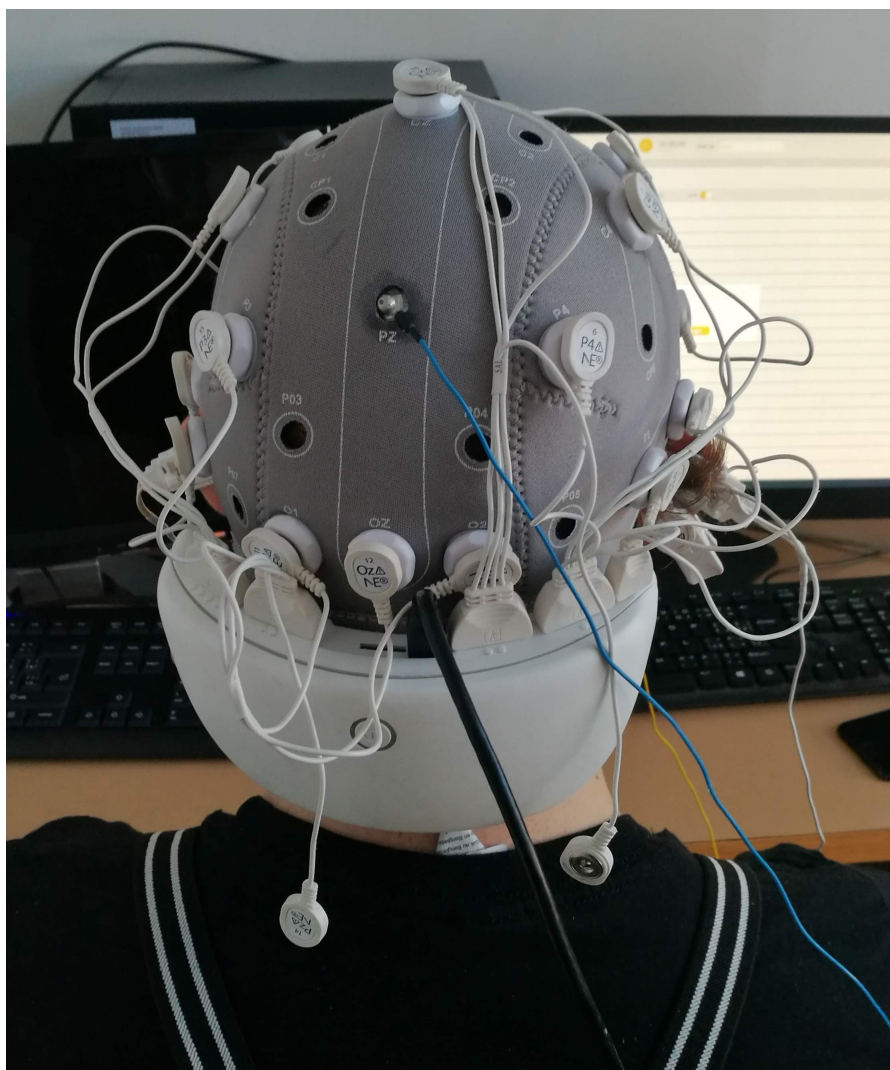
Finální protokol se skládal ze tří hlavních částí, které byly odděleny krátkými pauzami.

1. Nahrávání klidového EEG – 5 minut
2. Pauza – 10 vteřin
3. NFB trénink vyšší alfa aktivity + nahrávání EEG – 10 minut
4. Pauza – 10 vteřin
5. Nahrávání klidového EEG – 10 minut

Při nahrávání EEG měli účastníci oči zavřené, při NFB tréninku otevřené. Nahrávání EEG při zavřených očích bylo zvoleno kvůli eliminaci artefaktů způsobených pohyby očí, jelikož nebyla možnost zároveň nahrávat EOG.

Před měřením byl účastníkům vysvětlen cíl experimentu a princip NFB tréninku. Subjektům byla následně nasazena EEG čepice s Ag–AgCl elektrodami, přičemž ke snížení impedance mezi elektrodami a pokožkou byl použit vodivý gel. Kalíškové Ag–AgCl elektrody pro NFB trénink byly umístěny do volných otvorů v čepici a kromě vodivého gelu byla na snížení impedance použita i vodivá pasta. Hodnoty impedancí se po celou dobu měření pohybovaly v rozsahu 0–10 k Ω . Účastníci byli požádáni, aby během experimentu byli v klidu a nedělali zbytečné pohyby, kvůli eliminaci artefaktů. Před začátkem měření proběhla také krátká zkuška samotného NFB tréninku, aby měl subjekt představu o principu fungování zařízení a tréninkového softwaru.

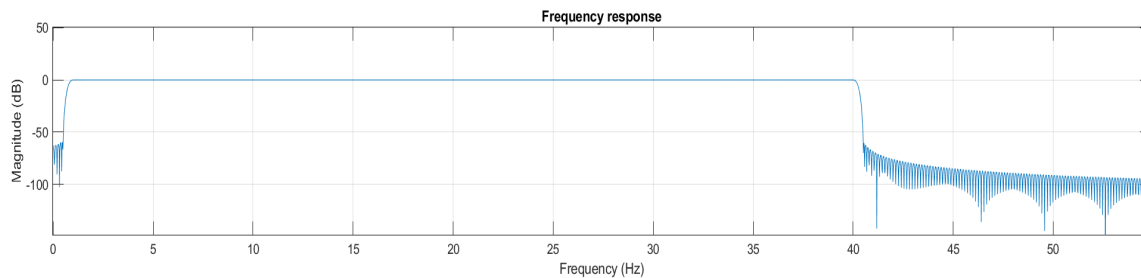
Následně byl spuštěn měřicí protokol, přičemž o přechodech mezi fázemi protokolu byl subjekt slovně informován v době pauz. Po skončení experimentu proběhla vždy krátká debata s účastníkem o jeho pocitech a stavech, které jim NFB trénink navodil. 4 účastníci absolvovali jedno měření. Zbýlý subjekt absolvoval měření dvě, přičemž pro statistické zpracování bylo použito pouze první měření.



Obrázek 3.1: Ukázka snímání elektrické aktivity během experimentu – na obrázku vidíme zařízení pro snímání EEG *Starstim 20* a několik připevněných elektrod včetně jedné z elektrod pro NFB trénink (Pz)

3.2 Předzpracování signálu

Signály byly vyfiltrovány pomocí pásmové propusti s mezními kmitočty 1 Hz a 40 Hz. Použit byl FIR filtr s útlumem 60 dB na kmitočtech 0,5 Hz a 40,5 Hz. Frekvenční charakteristika filtru je znázorněna na obrázku 3.2. Záznamy byly následně pečlivě zkontrolovány a případné biologické či technické artefakty manuálně odstraněny.



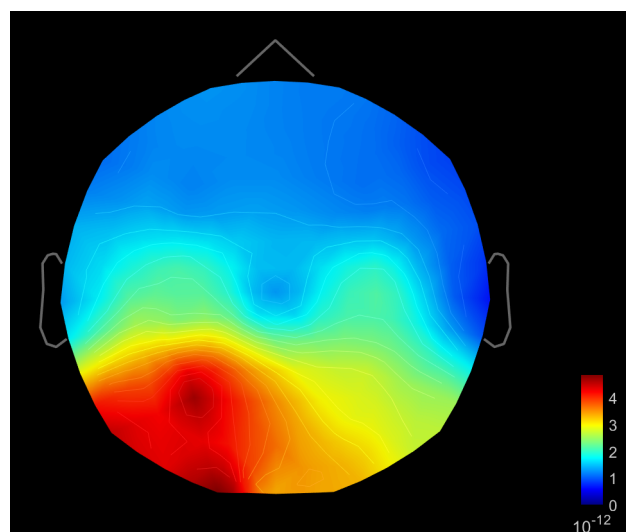
Obrázek 3.2: Frekvenční charakteristika použitého filtru (*Brainstorm*)

3.3 Analýza signálu

Pro analýzu signálu byly využity metody popsané v teoretické části této práce. Konkrétně spektrální výkonová hustota, vlnková transformace, korelace, koherence a Grangerova kauzalita. Frekvence u kmitočtově závislých veličin byly následně rozděleny do jednotlivých frekvenčních pásmech, přičemž alfa pásmo bylo rozděleno na dvě subpásma – **Delta** (1–4 Hz), **Théta** (4–8 Hz), **Nižší Alfa** (8–10 Hz), **Vyšší Alfa** (10–13 Hz), **Beta** (13–30 Hz).

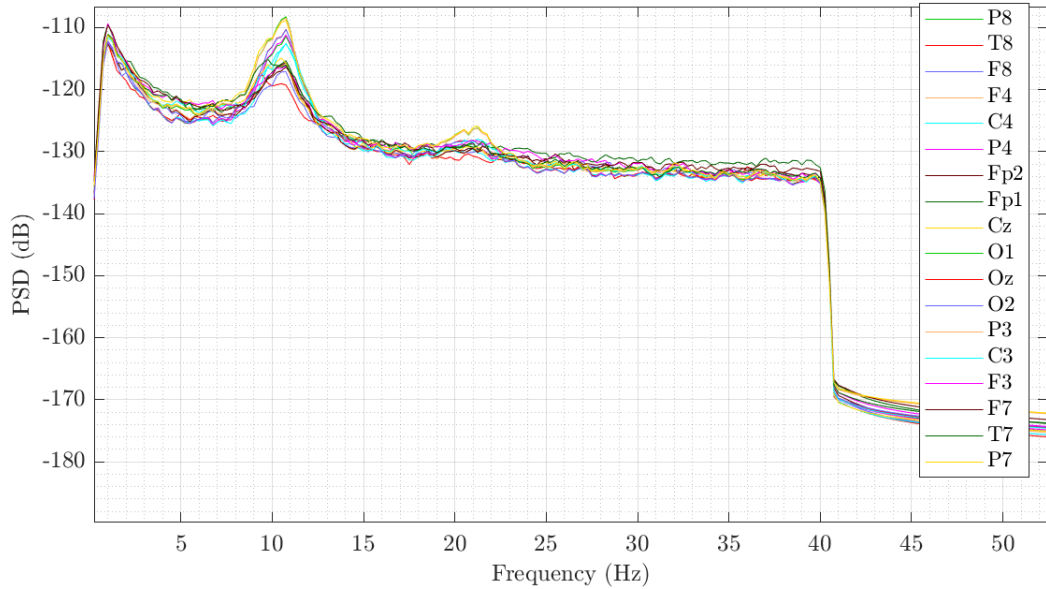
3.3.1 Spektrální výkonová hustota

Pro všechny signály byla vypočtena a vykreslena spektrální výkonová hustota. Použita byla Welchova metoda s délkou okna 4 sekundy a překryvem 50 %. Jednotlivé segmenty byly před výpočtem převáženy Hammingovým oknem.



Obrázek 3.3: Ukázka mapování výkonu v pásmu vyšší alfa aktivity (*Brainstorm*)

Pro vizualizaci výsledků využíváme topografické mapování elektrické aktivity neboli Brain Mapping (obrázek 3.3). Díky této metodě získáváme přehledný popis plošných projevů mozkové činnosti. Princip spočívá v zakódování naměřených hodnot do barevné stupnice a jejich následné interpolaci do oblastí, kde signál nebyl naměřen. [9]

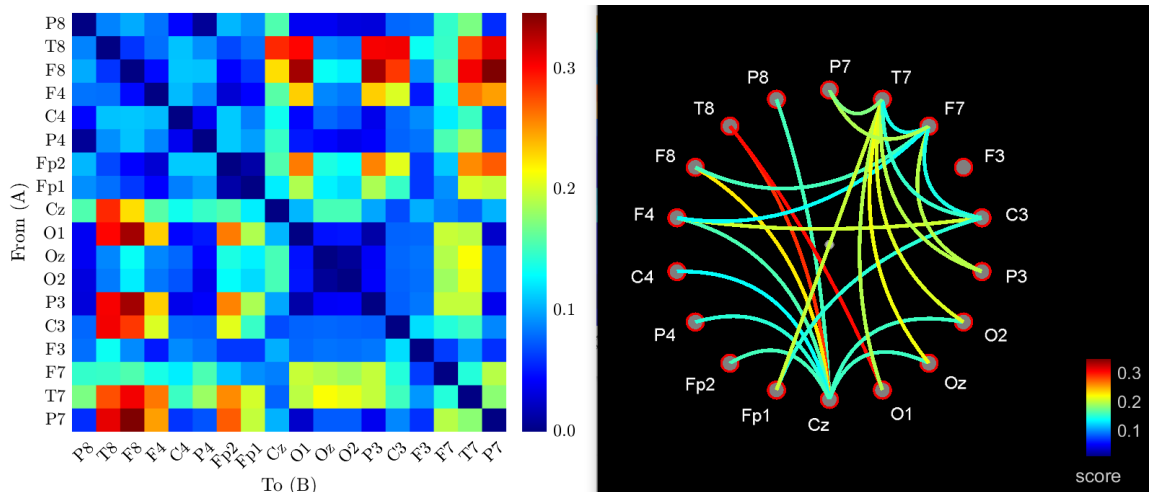


Obrázek 3.4: Ukázka vykreslení PSD pro všechny kanály. Na obrázku vidíme vrchol v pásmu alfa aktivity (IAF). (*Brainstorm*)

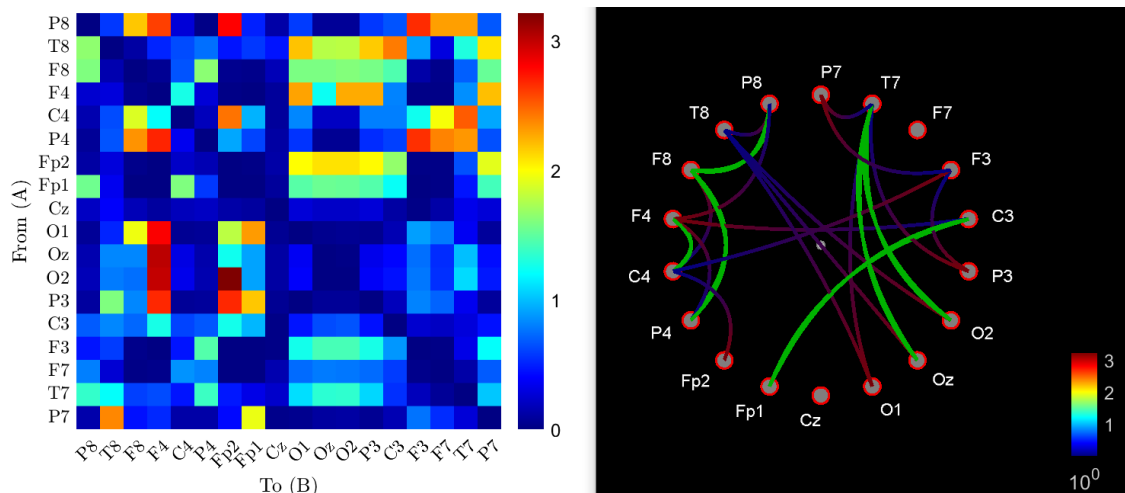
3.3.2 Konektivita

Z konektivních měř byla použita korelace, koherence a Grangerova kauzalita. Při výpočtu koherence byl využit jen modul její imaginární části, abychom předešli problémům s volume conduction.

$$iCoh_{xy}(\omega) = |\text{Im}\{\gamma_{xy}(\omega)\}| \quad (3.1)$$



Obrázek 3.5: Vykreslení koherencí v pásmu vyšší alfa aktivity pomocí matice (vlevo) a pomocí grafu (vpravo) (*Brainstorm*)



Obrázek 3.6: Vykreslení Grangerovy kauzality v pásmu vyšší alfa aktivity pomocí matice (vlevo) a grafu (vpravo) (*Brainstorm*)

Grangerova kauzalita byla vyhodnocována pouze ve spektrální oblasti, neboť nás nejvíce zajímají změny konektivity v jednotlivých frekvenčních pásmech. Pokud porovnáme obrázek 3.5 a obrázek 3.6 můžeme si povšimnout, že matice vyjadřující velikost Grangerovy kauzality již není symetrická, jako tomu je u matice koherencí. Asymetrii lze pozorovat i na grafu – zelená barva značí obousměrné interakce, jedno- směrný tok je pak znázorněný pomocí modročervených spojnic (modrá → červená).

3.3.3 Vlnková transformace

Záznamy byly zpracovány také pomocí spojité vlnkové transformace. Tato transformace byla zvolena, abychom získali přehled o výskytu jednotlivých frekvenčních pásem v čase, a tím například demonstrovali zda během NFB tréninku došlo k procesu učení. Za mateřskou vlnku byla zvolena komplexní Morletova vlnka, která má tvar komplexní sinusoidy modulované Gaussovým oknem.

$$w = e^{2\pi i f t} e^{-\frac{t^2}{2\sigma^2}} \quad (3.2)$$

Tvar a chování vlnky v časové a frekvenční doméně tedy můžeme ovlivňovat dvěma parametry – frekvencí sinusoidy a šířkou Gausiánu. V literatuře najdeme dva způsoby jak tvar Gausiánu v časové doméně nadefinovat. Můžeme využít parametru, který se nazývá počet cyklů, nebo parametru Full Width at Half Maximum (FWHM), který reprezentuje plnou šířku Gausiánu v polovině jeho maximální výšky. Pro FWHM (h) platí následující vztah

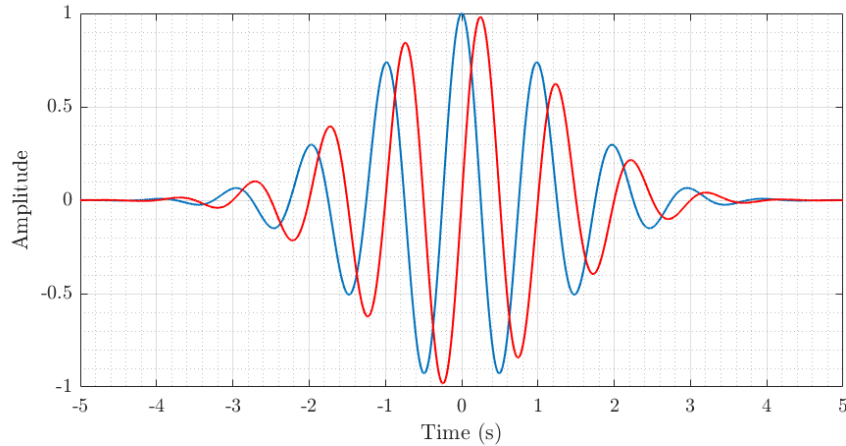
$$h = 2\sqrt{2 \ln 2} \sigma, \quad (3.3)$$

pomocí kterého můžeme vzorec (3.2) přepsat následujícím způsobem.

$$w = e^{2\pi i f t} e^{-\frac{4 \ln(2) t^2}{h^2}} \quad (3.4)$$

Parametr h je lépe interpretovatelný z hlediska rozlišení v časové a frekvenční doméně, přičemž platí, že jeho zvětšováním dostaneme lepší frekvenční rozlišení, ale horší časové rozlišení a naopak. [32]

V programu Brainstorm je možné nadefinovat komplexní Morletovu vlnku právě pomocí parametru h a centrální frekvence f . Parametry byly zvoleny jako $f = 1$ Hz a $h = 3$ s, neboť poskytovaly dobrý kompromis mezi frekvenčním a časovým rozlišením pro frekvence v trénovaném pásmu.



Obrázek 3.7: Reálná (modrá) a imaginární (červená) část komplexní Morletovy vlnky, parametry: $f = 1$ Hz, $h = 3$ s

3.4 Statistické zpracování dat

Statistická analýza dat proběhla v Matlabu. Vzhledem k malému počtu vzorků ($N = 5$) byl při testování hypotéz zvolen neparametrický test, který nevyžaduje ověření normality dat. Konkrétně byl použit Kruskal–Walisův test, který je neparametrickou obdobou jednofaktorové analýzy rozptylu (ANOVA) pro nezávislá měření.

Porovnávány byly pokaždé dvě skupiny dat, většinou stav před stimulací a stav po stimulaci. Testována byla vždy nulová a alternativní hypotéza ve tvaru:

H_0 : Data v každé ze skupin pocházejí ze stejného rozdělení.

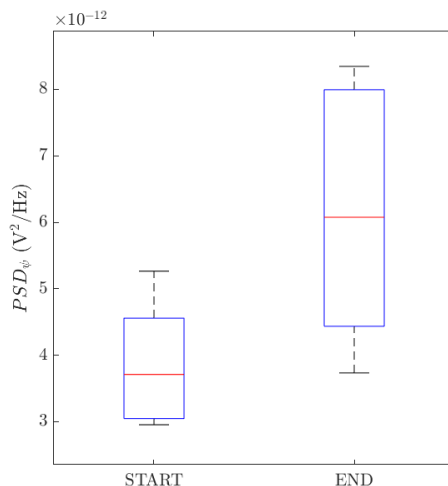
H_A : Data v každé ze skupin nepocházejí ze stejného rozdělení.

Grafické zobrazení rozložení dat proběhlo pomocí tzv. boxplotů. Spodní a horní hranice grafu reprezentují 1. a 3. kvartil, 2. kvartil neboli medián je vyznačen červenou vodorovnou čarou. Černé vousky znázorňují nejmenší a největší hodnotu datového souboru, kterou nepovažujeme za odlehlou. Pokud je hodnota klasifikována jako odlehlá, je v grafu vyznačena červeným křížkem.

Cílem statistického zhodnocení je rozpoznat významné změny v mozkové činnosti, které nastaly po NFB tréninku na hladině významnosti $\alpha = 10$ %. Nejprve bude testována hypotéza, zda během NFB tréninku došlo k procesu učení – neboli zda zastoupení trénovaného pásma bylo na konci NFB tréninku vyšší než na začátku. Dále budou vyhodnocovány změny výkonu v jednotlivých frekvenčních pásmech, neboť očekáváme, že po NFB tréninku vyšší alfa aktivity se výkon alespoň v tomto pásmu zvýší. Očekáváme také nález signifikantních změn v konektivitě. Změny veličin budou nejprve testovány globálně (přes všechny elektrody) a poté po jednotlivých anatomických oblastech. Konkrétně ve frontální (**F**), centrální (**C**), parietální (**P**), temporální (**T**) a okcipitální (**O**) oblasti.

3.4.1 Změny během NFB tréninku

V případě posuzování, zda došlo či nedošlo během NFB tréninku k procesu učení byla porovnávána data ze začátku a konce NFB tréninku. Z EEG záznamu porízeného během stimulace bylo pomocí koeficientů vlnkové transformace vypočítáno výkonové spektrum trénovaného pásma v závislosti na čase. Dále byly u každého subjektu zprůměrovány hodnoty v první a poslední minutě výkonové spektra přes všechny kanály. Výsledky ukazují, že zastoupení trénovaného pásma bylo v poslední minutě významně vyšší než v první minutě ($p = 0.0472$).

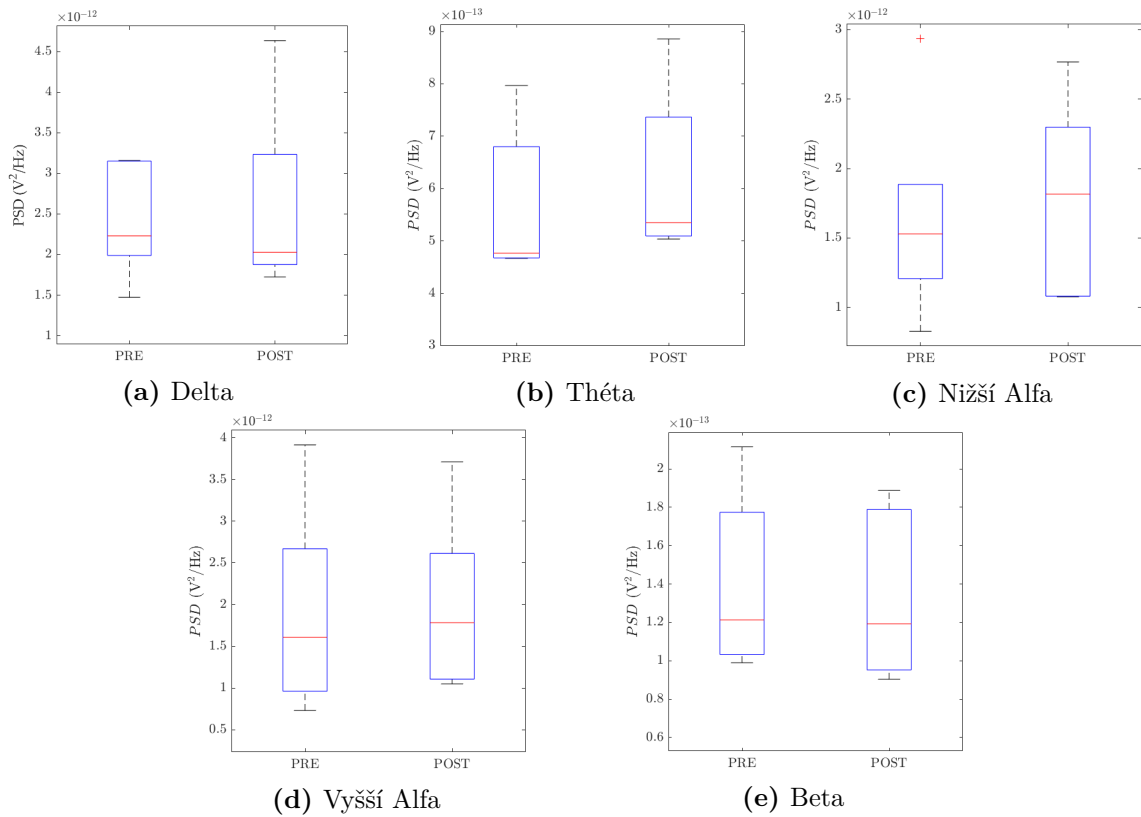


Obrázek 3.8: Porovnání průměrných výkonů v první (START) a poslední minutě (END) během NFB tréninku. Mezi skupinami byl nalezen signifikantní rozdíl. Výkonové spektrum bylo získáno pomocí vlnkové transformace.

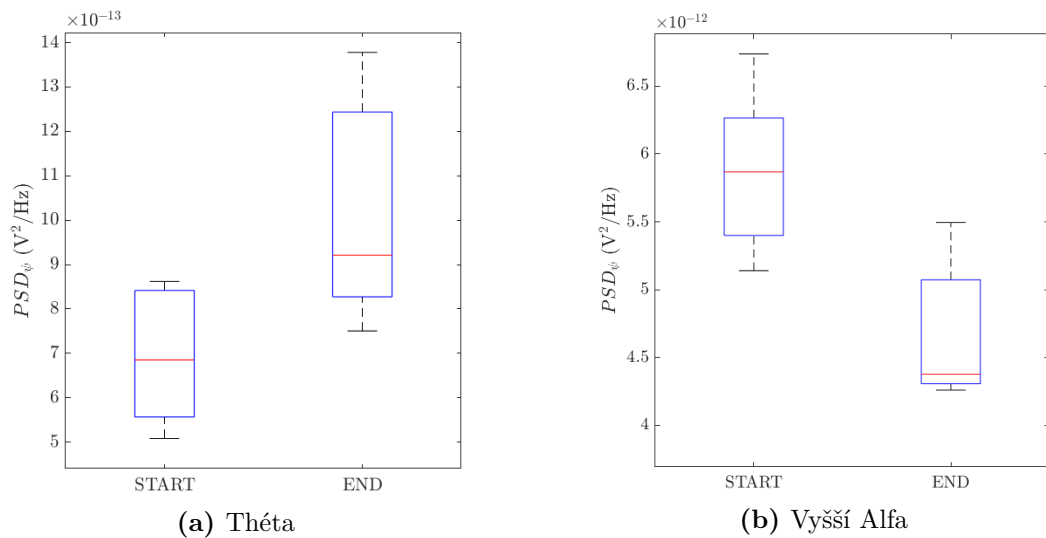
3.4.2 Výkonové změny

Pokud spočítáme průměrný výkon (PSD) od všech elektrod, zjistíme, že po stimulaci nedošlo k žádným statisticky významným výkonovým změnám v jednotlivých frekvenčních pásmech (obrázek 3.9). K nárůstu v pásmu vyšší alfa aktivity sice došlo, změna však není natolik velká aby mohla být považována za významnou. K největšímu nárůstu došlo v pásmu théta, změna ovšem opět není výrazná ($p = 0.2506$). Hypotéza, že dojde k signifikantnímu nárůstu výkonu v pásmu vyšší alfa aktivity se tedy nepotvrdila. Významné změny nepotvrdila ani analýza výkonů v jednotlivých regionech.

Jestliže však budeme posuzovat změny výkonu mezi stavem před stimulací a stavem minutu po stimulaci zaznamenáme největší nárůst v pásmu vyšší alfa aktivity, přičemž nárůst théta aktivity se vůbec neprojeví. Nárůst vyšší alfa aktivity pozorujeme pak nejvíce v centrální ($p = 0.0163$) a parietální ($p = 0.0782$) oblasti. Nabízí se tedy vysvětlení, že po NFB tréninku opravdu došlo ke zvýšení výkonu vyšší alfa aktivity, avšak během nahrávání EEG po stimulaci efekt NFB postupně odezněl. Porovnáním první a poslední minuty EEG signálu nahrávaném po stimulaci, zjistíme, že během nahrávání opravdu došlo k redukcí výkonu na vyšších frekvencích a naopak k nárůstu výkonu na frekvencích nižších, přičemž největší změna byla zaznamenána právě v pásmu vyšší alfa ($p = 0.0283$) a théta ($p = 0.0782$) aktivity (obrázek 3.10). Při vyhodnocování změn mezi první a poslední minutou záznamu získaného po stimulaci bylo opět využito vlnkové transformace.

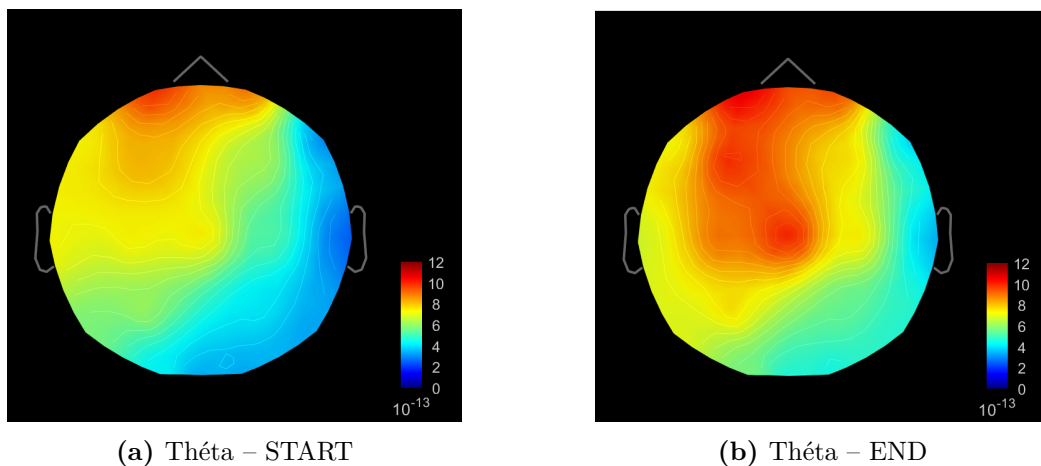


Obrázek 3.9: Porovnání průměrných výkonů v jednotlivých frekvenčních pásmech před (PRE) a po (POST) stimulaci. Nebyl nalezen signifikantní rozdíl.

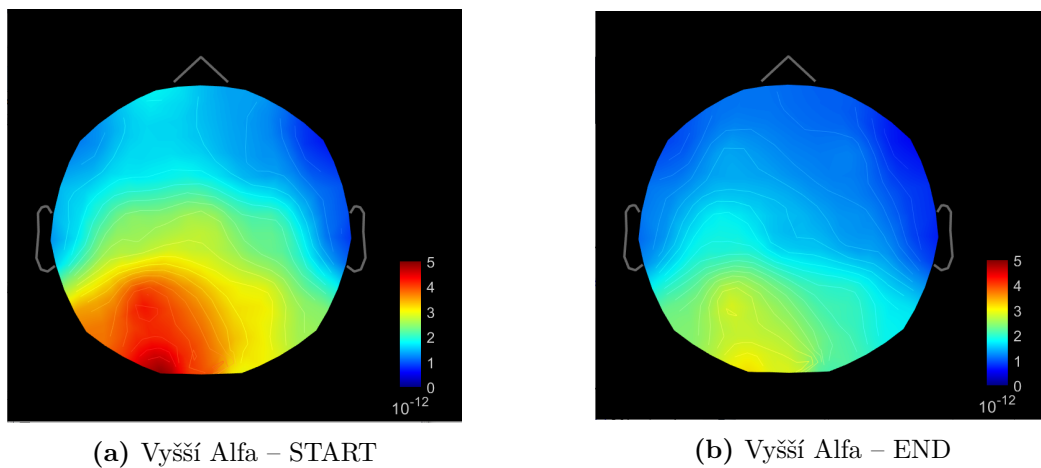


Obrázek 3.10: Porovnání průměrných výkonů v první (START) a poslední (END) minutě po stimulaci v pásmech théta a vyšší alfa. V obou pásmech byl nalezen mezi skupinami významný rozdíl. Výkonové spektrum bylo získáno pomocí vlnkové transformace.

Popsané změny můžeme demonstrovat i na topografických mapách získaných zprůměrováním výkonů od všech subjektů během první a poslední minuty po stimulaci. Využitím topografických map dostáváme lepší představu o zvýšení théta aktivity a snížení vyšší alfa aktivity během záznamu po stimulaci (obrázky 3.11, 3.12).



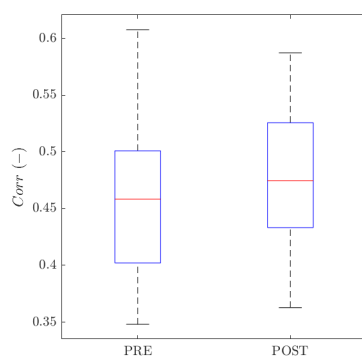
Obrázek 3.11: Topografické mapy průměrných výkonů v pásmu théta naměřených první (START) a poslední minutu (END) po stimulaci (*Brainstom*).



Obrázek 3.12: Topografické mapy průměrných výkonů v pásmu vyšší alfa aktivity naměřených první (START) a poslední minutu (END) po stimulaci (*Brainstom*).

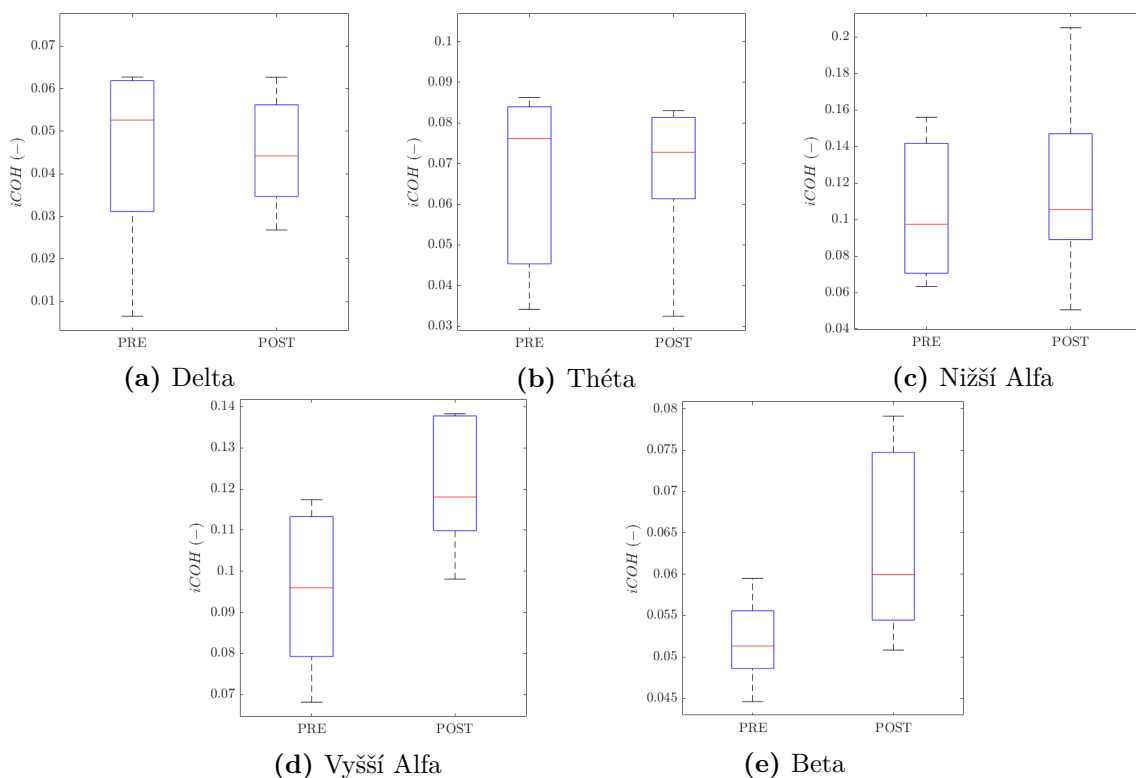
3.4.3 Změny korelace a koherence

Při vyhodnocování korelací nenacházíme výrazné změny způsobené NFB tréninkem, a to jak při globálním hodnocení (obrázek 3.13), tak při rozboru po jednotlivých regionech.



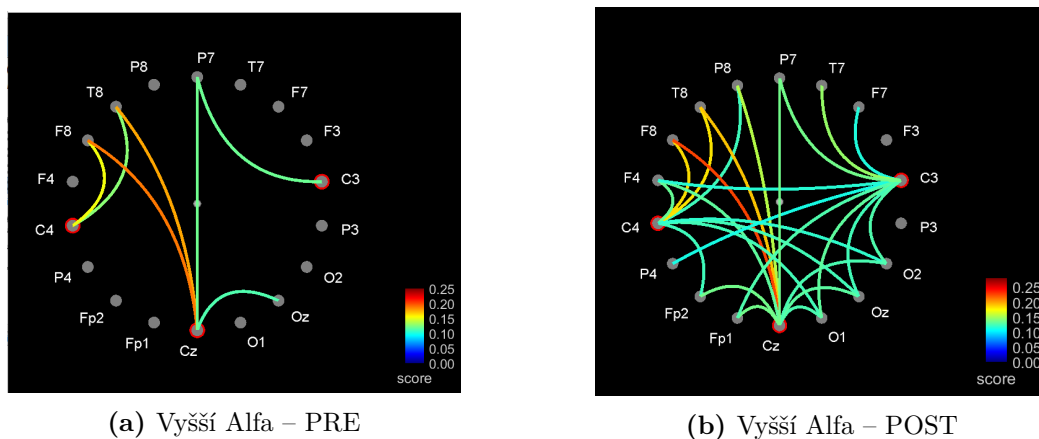
Obrázek 3.13: Porovnání korelací průměrovaných přes všechny elektrody před (PRE) a po (POST) stimulaci. Nebyl nalezen statisticky významný rozdíl.

Významné zvýšení koherence se globálně projevilo v pásmu vyšší alfa aktivity ($p = 0.0472$) a v pásmu beta ($p = 0.0758$). Změny koherence ve všech zkoumaných frekvenčních pásmech jsou zobrazeny na následujících grafech.

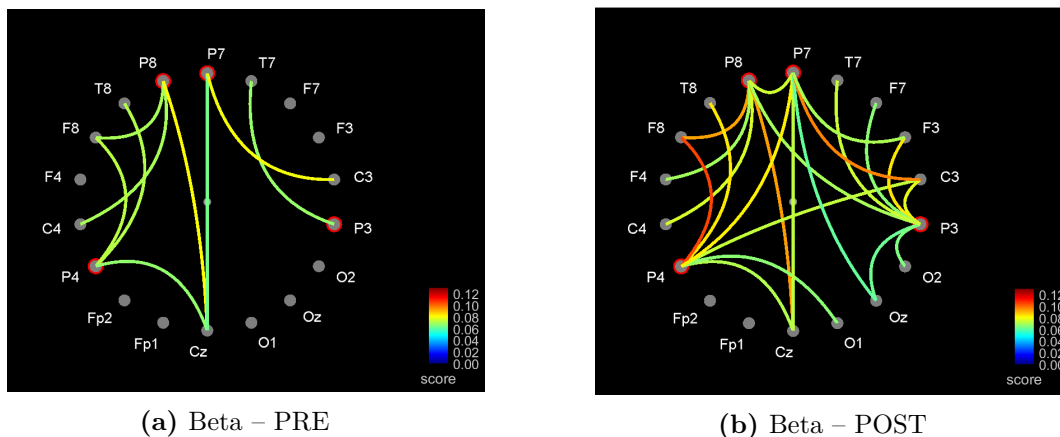


Obrázek 3.14: Porovnání koherencí průměrovaných přes všechny elektrody před (PRE) a po (POST) stimulaci. Významný rozdíl byl nalezen v pásmu vyšší alfa a beta aktivity.

Analýza koherencí v jednotlivých anatomických celcích odhalila, že k signifikantnímu nárůstu v pásmu vyšší alfa aktivity došlo mezi centrální a parietální oblastí ($p = 0.0758$) a také mezi centrální a temporální oblastí ($p = 0.0758$). V pásmu beta aktivity pak mezi parietální a temporální oblastí ($p = 0.0472$) a mezi parietální a frontální oblastí ($p = 0.0758$). Zvýšení opět můžeme demonstrovat vizuálně pomocí konektivních grafů, které získáme zprůměrováním koherencí od všech subjektů.



Obrázek 3.15: Průměrné koherence v pásmu vyšší alfa vykreslené pomocí konektivních grafů. Porovnáván je stav před (PRE) a po (POST) stimulaci v centrální oblasti (*Brain-stom*).



Obrázek 3.16: Průměrné koherence v pásmu beta vykreslené pomocí konektivních grafů. Porovnáván je stav před (PRE) a po (POST) stimulaci v parietální oblasti (*Brainstom*).

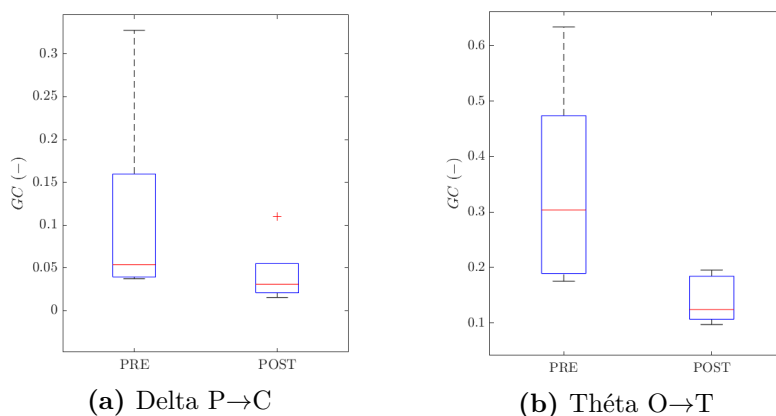
3.4.4 Změny v Grangerově kauzalitě

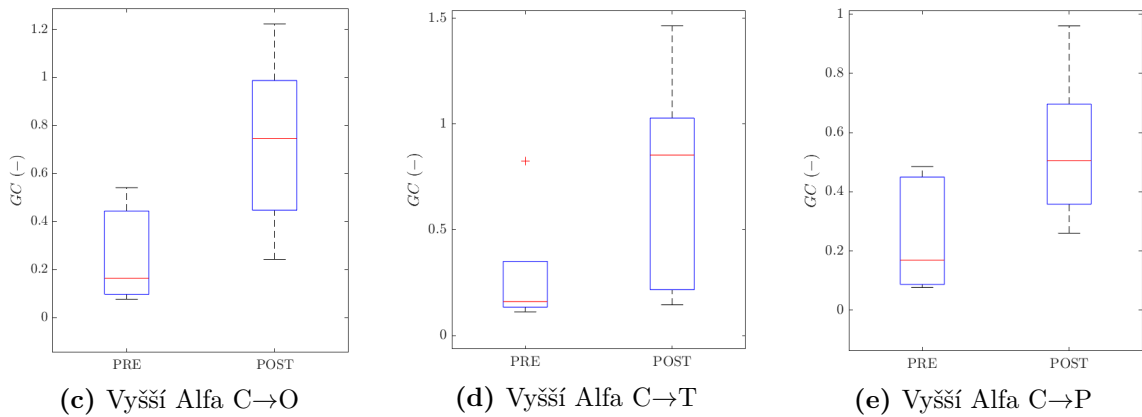
Globální analýza kauzality nám žádné efekty tréninku neprokázala. Při analýze interakcí mezi jednotlivými regiony však byly detekovány významné změny uvedené v následující tabulce.

Pásmo	Oblast \rightarrow Oblast	p -hodnota
Delta	P \rightarrow C	0.0758
Théta	O \rightarrow T	0.0472
Vyšší Alfa	C \rightarrow O	0.0472
	C \rightarrow T	0.0758
	C \rightarrow P	0.0758

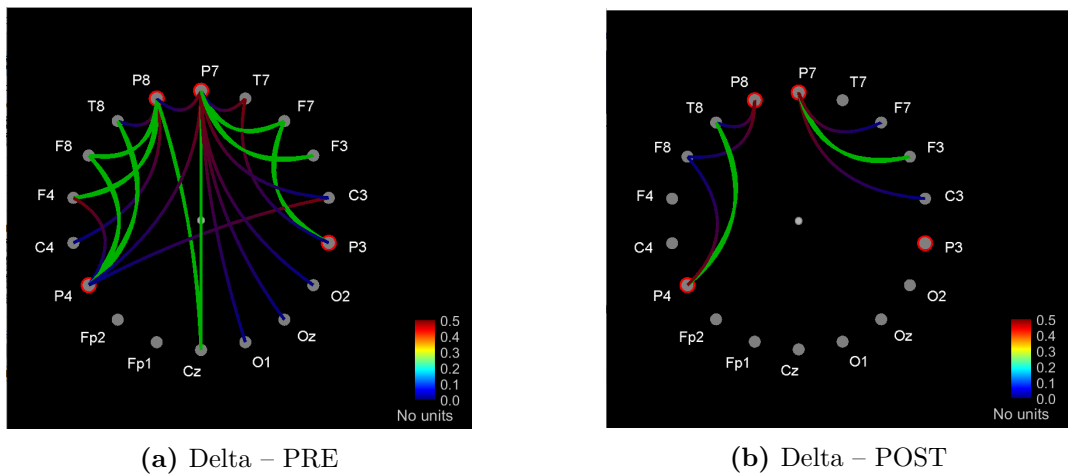
Tabulka 3.1: Tabulka statisticky významných změn při vyhodnocování spektrální Grangerovy kauzality

U pásem delta a théta bylo objeveno snížení toku informací mezi danými oblastmi, naopak u vyšší alfa aktivity se změna projevila zvýšením (obrázek 3.17). Uvedené výsledky jsou opět viditelné na konektivních grafech získaných průměrováním kauzálních interakcí 5 subjektů (obrázky 3.18, 3.19, 3.20).

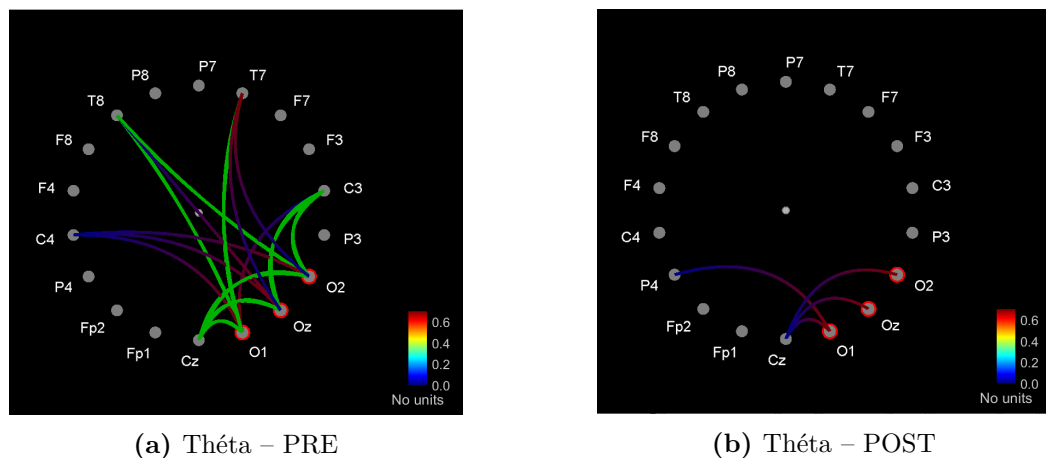




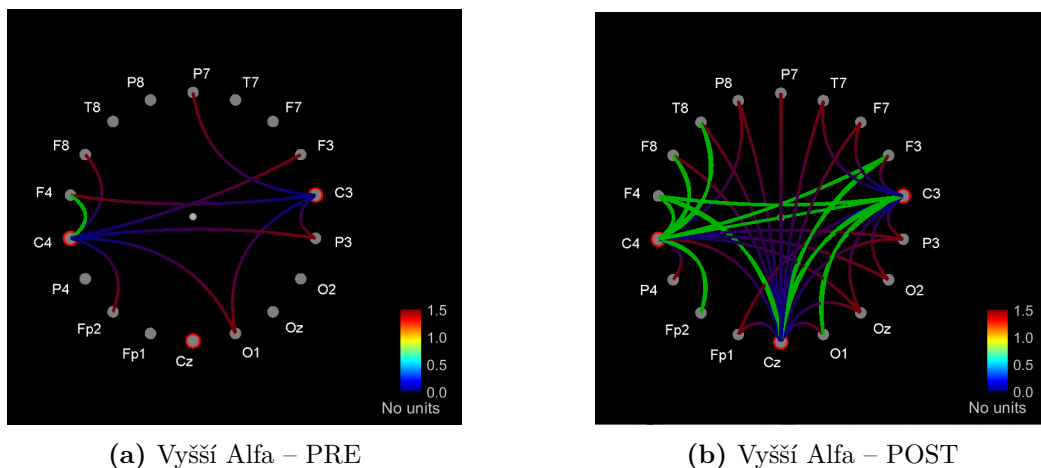
Obrázek 3.17: Změny kauzálních interakcí v pásmech delta, théta a vyšší alfa. a) Z parietální do centrální oblasti – Delta. b) Z okcipitální do temporální oblasti – Théta. c) Z centrální do okcipitální oblasti – Vyšší Alfa. d) Z centrální do temporální oblasti – Vyšší Alfa. e) Z centrální do parietální oblasti – Vyšší alfa



Obrázek 3.18: Průměrné kauzální interakce v pásmu delta vykreslené pomocí konektivních grafů. Porovnáván je stav před (PRE) a po (POST) stimulaci v parietální oblasti (*Brainstom*).



Obrázek 3.19: Průměrné kauzální interakce v pásmu théta vykreslené pomocí konektivních grafů. Porovnáván je stav před (PRE) a po (POST) stimulaci v okcipitální oblasti (*Brainstom*).



Obrázek 3.20: Průměrné kauzální interakce v pásmu vyšší alfa vykreslené pomocí konektivních grafů. Porovnáván je stav před (PRE) a po (POST) stimulaci v centrální oblasti (*Brainstom*).

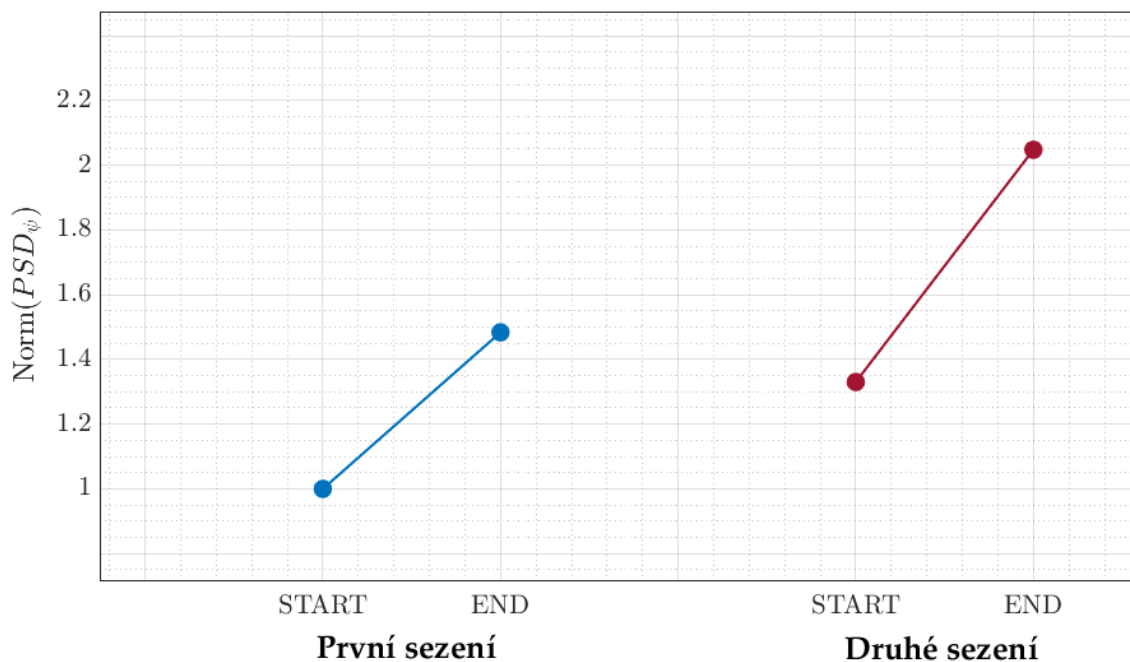
3.5 Efekty dvou sezení

Jeden ze subjektů absolvoval měření dvě, přičemž mezi prvním a druhým měřením nastala jednodenní pauza. Účastník popisoval, že druhý NFB trénink byl pro něj jednodušší a příjemnější, tudíž sám na sobě pozoroval zlepšení. Pozitivnější pocity po druhém měření mohly být samozřejmě způsobeny i jinými vlivy než samotným tréninkem. I přes to se však pokusíme analýzou těchto záznamů prokázat, zda po druhém NFB měření pozorujeme výraznější změny ve výkonu či konektivitě, a tím demonstrovat trénovatelnost mozku. Pozornost bude zaměřena na výkonové změny v pásmu vyšší alfa aktivity během tréninku a změny v koherencích před stimulací a po stimulaci.

Ze záznamů bylo pomocí vlnkové transformace opět vyextrahováno průměrné výkonnostní zastoupení trénovaného pásma v první a poslední minutě během tréninku. Hodnoty výkonů jsou uvedeny v tabulce 3.2. Z rozdílů mezi první a poslední minutou daného tréninku můžeme vyčíst, že během druhého sezení opravdu došlo k výraznějšímu pokroku z hlediska zastoupení vyšší alfa aktivity. Hodnoty byly následně znormovány vzhledem k první minutě prvního sezení a výsledky vyneseny do grafu (obrázek 3.21). Pokud porovnáme začátek prvního sezení s koncem druhého sezení zjistíme, že došlo k více než dvojnásobnému zvýšení výkonu v trénovaném pásmu.

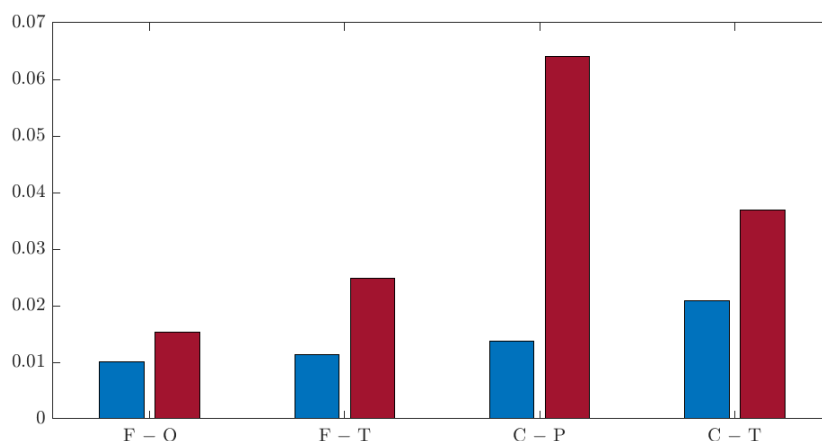
	START ($\mu\text{V}^2/\text{Hz}$)	END ($\mu\text{V}^2/\text{Hz}$)	Rozdíl ($\mu\text{V}^2/\text{Hz}$)
1. sezení	3.88	5.76	1.88
2. sezení	5.16	7.94	2.78

Tabulka 3.2: Tabulka hodnot průměrných výkonů od všech elektrod v trénovaném pásmu během 2 měření. První a druhý sloupec značí výkon v první (START) a poslední (END) minutě během NFB tréninku, třetí sloupec pak rozdíl těchto hodnot.

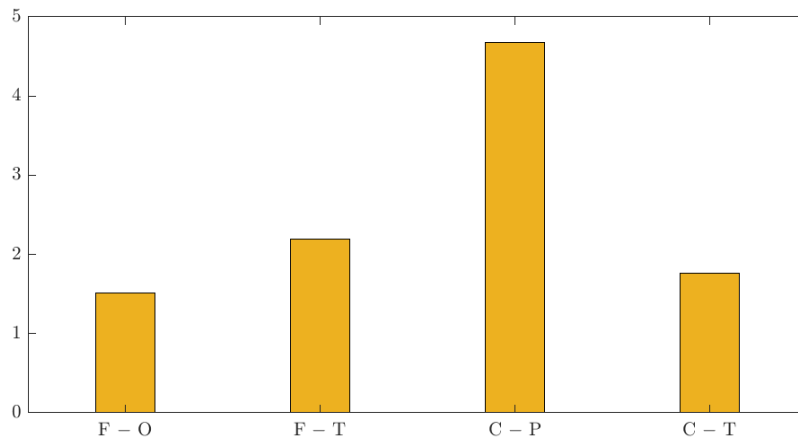


Obrázek 3.21: Normované hodnoty výkonů v pásmu vyšší alfa aktivity v první (START) a poslední (END) minutě dvou NFB tréninků. Z grafu lze vyčíst, že od první minuty prvního sezení po poslední minutu druhého sezení se výkon více než zdvojnásobil.

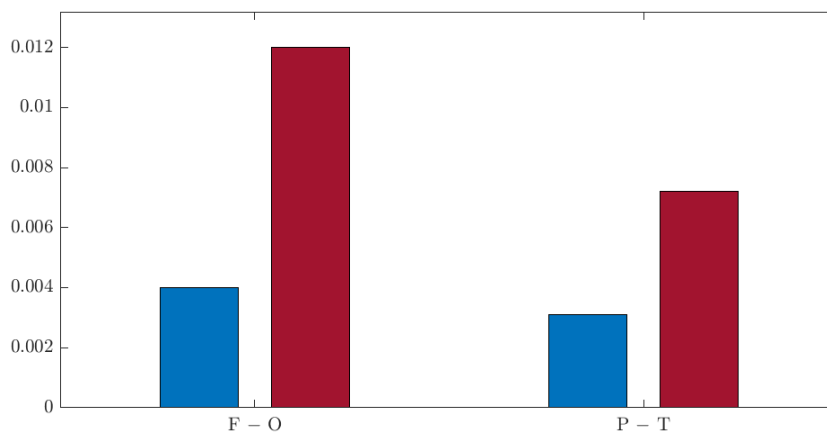
Dále byly z obou sezení vyhodnoceny rozdíly v koherenci pro každé frekvenční pásmo. V potaz byly brány pouze změny, které nastaly u obou měření a mohly tak být způsobeny NFB tréninkem (např. pokud při prvním měření došlo po tréninku ke snížení koherence a při druhém měření ke zvýšení, změnou jsme se dále nezabývali). Největší změny nastaly opět v pásmu vyšší alfa aktivity a beta aktivity, přičemž u obou pásem došlo ke zvýšení koherence po tréninku. V pásmu vyšší alfa aktivity byl zaznamenán nárůst mezi frontální a okcipitální oblastí (F – O), frontální a temporální oblastí (F – T), centrální a parietální oblastí (C – P) a centrální a temporální oblastí (C – T). V pásmu beta pak mezi frontální a okcipitální oblastí (F – O) a mezi parietální a temporální oblastí (P – T). Rozdíly mezi průměrnou konečnou a průměrnou počáteční hodnotou během dvou tréninků můžeme vidět na obrázcích 3.22 a 3.24. Pro lepší představu změn během dvou sezení byly do grafu vyneseny také podíly těchto rozdílů (obrázky 3.23, 3.25)



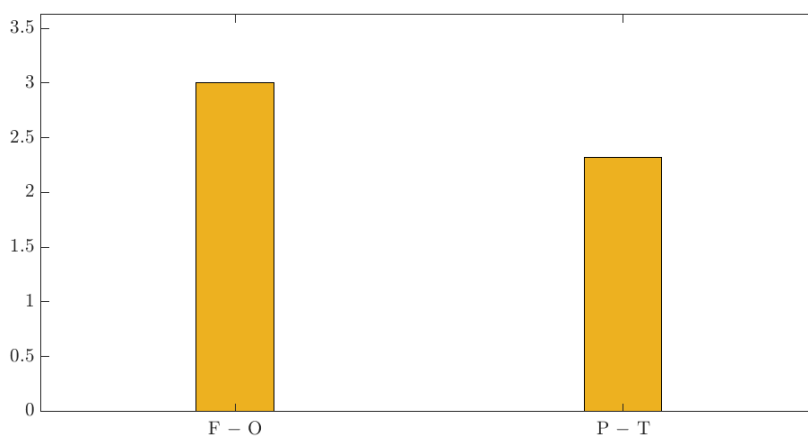
Obrázek 3.22: Rozdíly průměrných koherencí mezi stavem po stimulaci a stavem před stimulací v pásmu vyšší alfa aktivity během prvního (modrá) a druhého (červená) sezení.



Obrázek 3.23: Poměry rozdílů koherencí v pásmu vyšší alfa aktivity zaznamenané během druhého a prvního sezení.



Obrázek 3.24: Rozdíly průměrných koherencí mezi stavem po stimulaci a stavem před stimulací v pásmu beta aktivity během prvního (modrá) a druhého (červená) sezení.



Obrázek 3.25: Poměry rozdílů koherencí v pásmu beta aktivity zaznamenané během druhého a prvního sezení.

4 Diskuze

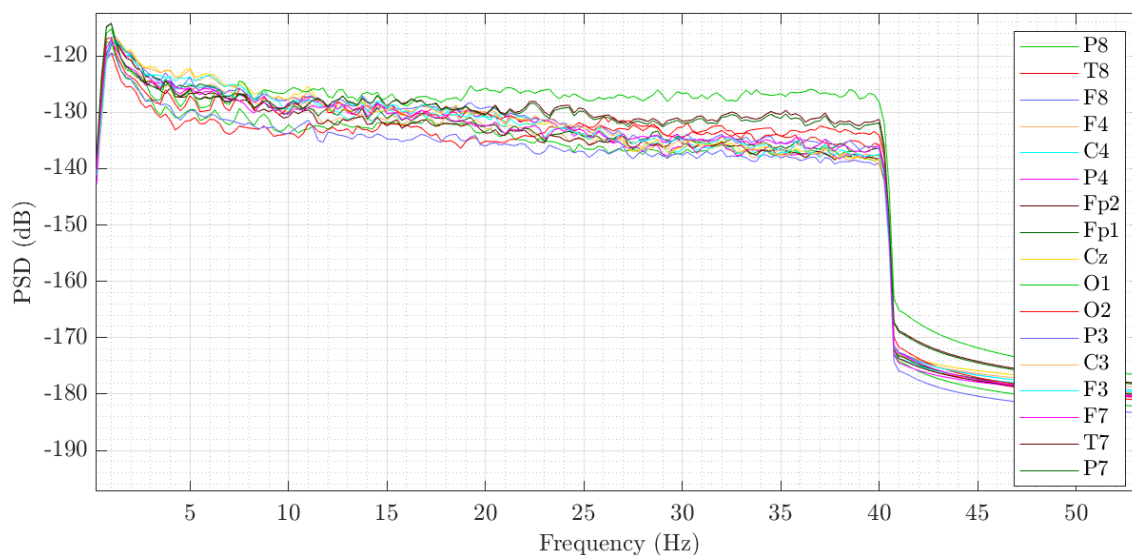
Výstupem mnoha studií specializujících se na frekvenční NFB trénink vyšší alfa aktivity je zvýšení výkonu právě v tomto trénovaném pásmu. Tento výsledek byl očekáván i v tomto výzkumu, nám se však hypotéza, že dojde k významnému nárůstu výkonu v pásmu vyšší alfa aktivity bohužel nepotvrdila. Významné zvýšení však pozorujeme pokud budeme místo celého záznamu analyzovat pouze první minutu. Toto pozorování nasvědčuje tomu, že vlivem NFB tréninku se opravdu zvýšil výkon v pásmu vyšší alfa aktivity, avšak následně během 10 minutového nahrávání EEG odezněl. Teorii potvrzuje i fakt, že během tréninku došlo k významnému nárůstu výkonu v trénovaném pásmu ($p < 0.05$), tudíž byl prokázán proces učení. Porovnáním první a poslední minuty záznamu po stimulaci zjistíme, že během nahrávání opravdu došlo k významné redukci v pásmu vyšší alfa aktivity ($p < 0.05$) a naopak k nárůstu aktivity théta ($p < 0.1$).

Důvodů, proč nebyla potvrzena hypotéza o nárůstu vyšší alfa aktivity po tréninku, může být hned několik. Za prvé byla pravděpodobně chyba nahrávat EEG po stimulaci při zavřených očích. Zdá se, že se účastníci během nahrávání dostali do relaxovaného stavu, ve kterém začala dominovat théta aktivita. Nahráváním EEG při zavřených očích jsme tedy do jisté míry eliminovali vznik artefaktů, ale zároveň jsme nejspíše ztratili mnoho informací o výkonových změnách způsobených NFB tréninkem. Za druhé byl trénink prováděn v pásmu vyšší alfa aktivity s pevně stanovenými hranicemi, trénink tedy nebyl uzpůsoben individuálně pro každého účastníka. Dalším faktorem může být krátká doba tréninku – u ostatních studií byla průměrná doba tréninku 20 minut, což je dvojnásobek trvání našeho tréninku. Lepších výsledků bychom možná také dosáhli umístěním elektrod na parietookcipitální pozice, na kterých je alfa aktivita nejvíce měřitelná.

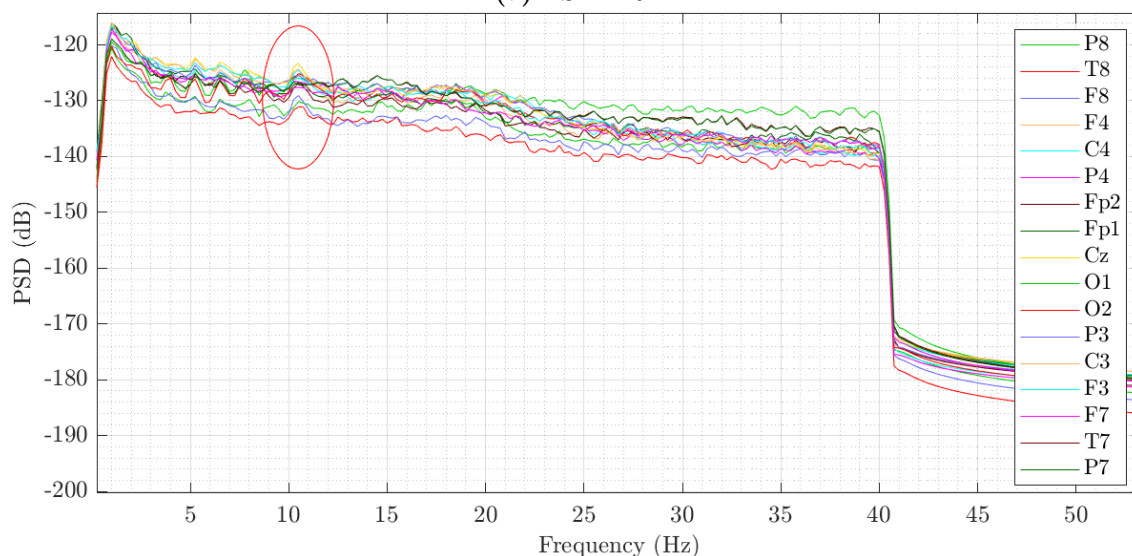
Dominantním frekvenčním pásmem při klidových podmínkách byla u všech subjektů ve studii alfa aktivita. Při dřívějším měření byl také získán záznam od subjektu, u kterého alfa nedominuje (obrázek 4.1a). Po tréninku vyšší alfa aktivity se však ve spektru objevil vrchol, právě na frekvenci 10.5 Hz (obrázek 4.1b). Po zprůměrování výkonů všech elektrod pak pozorujeme na frekvenci 10.5 Hz téměř dvojnásobné zvýšení výkonu. Nicméně EEG tohoto účastníka bylo nahráváno za jiných podmínek (jiný protokol), a proto nemohl být do studie zařazen. Výsledek analýzy demonstrující efekt NFB tréninku je tu proto předložen pouze pro zajímavost.

Při konektivní analýze byl objeven významný nárůst koherence v pásmu vyšší alfa aktivity ($p < 0.05$) a beta aktivity ($p < 0.1$). Po hlubším zkoumání koherencí mezi jednotlivými anatomickými oblastmi byl v pásmu vyšší alfa aktivity zaznamenán nárůst mezi centrální a parietální oblastí ($p < 0.1$) a mezi centrální a temporální oblastí ($p < 0.1$). V pásmu beta pak mezi parietální a temporální oblastí ($p < 0.05$) a mezi parietální a frontální oblastí ($p < 0.1$). Pomocí Grangerovy kauzality bylo v pásmu vyšší alfa aktivity odhaleno zvýšení toku informací z centrální oblasti do

oblasti okcipitální ($p < 0.05$), temporální ($p < 0.1$) a parietální ($p < 0.1$). Centrální oblast tedy ve zvýšení konektivity v pásmu vyšší alfa aktivity figuruje, což se dá vysvětlit frontoparietálním umístěním NFB elektrod. Změny v pásmu vyšší alfa aktivity jsou nejlépe viditelné na přiložených konektivních grafech (obrázky 3.15, 3.20), na kterých jsou interakce mezi jednotlivými elektrodami reprezentovány barevnými spojnicemi. V pásmech delta a théta pozorujeme naopak snížení kauzálních interakcí. U delta aktivity konkrétně mezi parietální a centrální oblastí ($p < 0.1$), u théta aktivity mezi okcipitální a temporální oblastí ($p < 0.05$).



(a) PSD PRE



(b) PSD POST

Obrázek 4.1: Ukázka efektu NFB tréninku na subjekt s nedominující alfa aktivitou. Zobrazen je stav před (PRE) a po (POST) stimulaci. Vidíme, že po NFB tréninku se u subjektu vytvořil vrchol (červená elipsa) na frekvenci 10.5 Hz.

Na rozdíl od hodnocení koherencí neprokázala analýza korelací žádné významné rozdíly mezi stavem před stimulací a stavem po stimulaci. Důvodem může být to, že korelace nevyhodnocuje změny v jednotlivých frekvenčních pásmech a neposkytuje nám proto hlubší schopnosti analýzy, které při studiu změn vzájemných mozkových

interakcí potřebujeme. Pro naše měření nebyla tedy korelace tou nejvhodnější konektivní veličinou, což se projevilo i na výsledku.

Subjekt, který se zúčastnil dvou měření popisoval, že druhý trénink byl pro něj snazší a příjemnější. Pokud vyneseme do grafu průměrné hodnoty výkonů vyšší alfa aktivity v první a poslední minutě záznamu během tréninku, vidíme u druhého sezení větší rozdíl mezi těmito dvěma hodnotami (obrázek 3.21). Subjektu se tedy podařilo při druhém sezení více ovlivnit zastoupení vyšší alfa aktivity v jeho mozkové činnosti. Po druhém tréninku došlo rovněž k většímu nárůstu koherencí v pásmu vyšší alfa aktivity a beta aktivity (obrázky 3.22 a 3.24). Pokud porovnáme rozdíly v koherencích ke kterým došlo během prvního a druhého sezení, zjistíme, že k největšímu navýšení došlo v pásmu vyšší alfa aktivity mezi centrální a parietální oblastí (více než 4.5krát) a v pásmu beta aktivity mezi frontální a okcipitální oblastí (3krát). Celkově můžeme konstatovat, že subjekt dosahoval při druhém měření výraznějších výsledků a pozorujeme tedy značné zlepšení již po druhém NFB tréninku.

O uvedených výsledcích však můžeme pouze spekulovat, neboť výzkum proběhl na velmi malém počtu subjektů a každý vzorek statistiku velmi ovlivnil. Rovněž nebyla vytvořena kontrolní skupina subjektů, která by dostávala pouze falešnou zpětnou vazbu o jejich mozkové aktivitě, tudíž nemůžeme s jistotou říci, zda jsou uvedené změny v mozkové činnosti skutečně způsobeny NFB tréninkem. Dosažené výsledky je proto nutné ověřit naměřením většího počtu účastníků, což nám vzhledem ke ztíženým podmínkám nebylo umožněno.

Závěr

Cílem teoretické části bylo nejprve poskytnout přehled o základech měření mozkové aktivity pomocí EEG a následně představit stále se rozvíjející neuromodulační techniku s názvem neurofeedback. Popsány byly různé druhy NFB tréninků i se základními oblastmi jejich využití, přičemž nejvíce byl rozebrán trénink frekvence. Následně byly probrány základní metody, které využíváme při analýze EEG signálu.

Praktickou část práce tvořilo měření jehož součástí byl NFB trénink vyšší alfa aktivity. Výzkumu se zúčastnilo celkem 5 zdravých subjektů. Cílem tohoto měření bylo vyhodnotit vliv frekvenčního NFB tréninku na mozkovou činnost účastníka. Získané signály byly hodnoceny z hlediska výkonu v jednotlivých frekvenčních pásmech a konektivity mezi anatomickými oblastmi. Pro konektivní analýzu byla použita korelace, imaginární část koherence a spektrální Grangerova kauzalita.

Bylo prokázáno, že výkon v trénovaném pásmu byl u účastníků na konci tréninku mnohem vyšší než na začátku, což znamená že během NFB dochází k procesu učení. Rovněž byl zaznamenán nárůst koherence v pásmu vyšší alfa aktivity a beta aktivity. Dále byly nalezeny změny kauzálních interakcí v pásmech delta, théta a vyšší alfa. U subjektu, který absolvoval dvě měření nastaly výraznější změny v koherenci a v zastoupení vyšší alfa aktivity během tréninku. Vzhledem k malému počtu testovaných subjektů však nemůžeme s jistotou říci, zda bychom ke stejným závěrům došli při analýze většího počtu účastníků.

V této bakalářské práci jsme pouze dokázali, že po jednom NFB tréninku lze nalézt určité změny v mozkové činnosti 5 zdravých účastníků. Mnohem důležitější však bude odhalit, jaký mají tyto změny skutečný dopad na jejich projevy chování. Další již připravovaný výzkum proto do protokolu zařadí také kognitivní testy, aby byl vyzorován opravdový vliv NFB tréninku vyšší alfa aktivity na kognitivní funkce člověka.

Bibliografie

1. PTÁČEK, Radek; NOVOTNÝ, Miroslav et al. *Biofeedback v teorii a praxi*. Praha: Grada Publishing, 2017. ISBN 978-80-247-5694-3.
2. OREL, Miroslav; PROCHÁZKA, Roman et al. *Vyšetření a výzkum mozku: pro psychology, pedagogy a další nelékařské obory*. 1. vyd. Praha: Grada, 2017. ISBN 978-80-247-5539-7.
3. BUSKILA, Yossi; BELLOT-SAEZ, Alba; MORLEY, John W. Generating Brain Waves, the Power of Astrocytes. *Frontiers in Neuroscience*. 2019, roč. 13, s. 1125. ISSN 1662-453X. Dostupné z DOI: 10.3389/fnins.2019.01125.
4. WARD, Lawrence M. The thalamus: gateway to the mind. *WIREs Cognitive Science*. 2013, roč. 4, č. 6, s. 609–622. Dostupné z DOI: <https://doi.org/10.1002/wcs.1256>.
5. SHERMAN, S. Murray. The thalamus is more than just a relay. *Current opinion in neurobiology*. 2007, roč. 17, s. 417–22. Dostupné z DOI: 10.1016/j.conb.2007.07.003.
6. MARZBANI, Hengameh; MARATEB, Hamid; MANSOURIAN, Marjan. Methodological Note: Neurofeedback: A Comprehensive Review on System Design, Methodology and Clinical Applications. *Basic and Clinical Neuroscience Journal*. 2016, roč. 7, s. 143–158. Dostupné z DOI: 10.15412/J.BCN.03070208.
7. KLIMESCH, Wolfgang. EEG alpha and theta oscillations reflect cognitive and memory performance: a review and analysis. *Brain Research Reviews*. 1999, roč. 29, č. 2, s. 169–195. ISSN 0165-0173. Dostupné z DOI: [https://doi.org/10.1016/S0165-0173\(98\)00056-3](https://doi.org/10.1016/S0165-0173(98)00056-3).
8. *Role of Brainwaves in Neurofeedback for our thoughts & emotion formation* [<https://biofeedback-neurofeedback-therapy.com/brainwaves-in-neurofeedback/>]. [N.d.]. (Accessed on 04/06/2021).
9. KRAJČA, Vladimír; MOHYLOVÁ, Jitka; ČVUT. *Číslíkové zpracování neurofyziologických signálů*. 1. vyd. České vysoké učení technické, 2011. ISBN 978-80-01-04721-7.
10. CHENANE, Kathia; TOUATI, Youcef; BOUBCHIR, Larbi; DAACHI, Boubaker. Neural Net-Based Approach to EEG Signal Acquisition and Classification in BCI Applications. *Computers*. 2019, roč. 8, č. 4. ISSN 2073-431X. Dostupné z DOI: 10.3390/computers8040087.
11. TEPLAN, Michal. Fundamental of EEG Measurement. *Measurement Science Review*. 2002, roč. 2.

12. TANDLE, Avinash; JOG, Nandini; D'CUNHA, Pancham; CHHETA, Monil. Classification of Artefacts in EEG Signal Recordings and EOG Artefact Removal using EOG Subtraction. *Communications on Applied Electronics*. 2016, roč. 4, s. 12–19. Dostupné z DOI: 10.5120/cae2016651997.
13. KOPŘIVOVÁ, Jana; BRUNOVSKÝ, Martin; PRAŠKO, Ján; HORÁČEK, Jiří. EEG biofeedback a jeho využití v klinické praxi. *Psychiatrie*. 2008, roč. 12, s. 10–17.
14. OMEJC, Nina; ROJC, Bojan; BATTAGLINI, Piero Paolo; MARUSIC, Uros. Review of the therapeutic neurofeedback method using electroencephalography: EEG Neurofeedback. *Bosnian Journal of Basic Medical Sciences*. 2019, roč. 19, č. 3, s. 213–220. Dostupné z DOI: 10.17305/bjbms.2018.3785.
15. ENRIQUEZ-GEPPERT, Stefanie; HUSTER, René J.; HERRMANN, Christoph S. EEG-Neurofeedback as a Tool to Modulate Cognition and Behavior: A Review Tutorial. *Frontiers in Human Neuroscience*. 2017, roč. 11, s. 51. ISSN 1662-5161. Dostupné z DOI: 10.3389/fnhum.2017.00051.
16. STREHL, Ute; LEINS, Ulrike; GOTH, Gabriella; KLINGER, Christoph; HINTERBERGER, Thilo; BIRBAUMER, Niels. Self-regulation of Slow Cortical Potentials: A New Treatment for Children With Attention-Deficit/Hyperactivity Disorder. *Pediatrics*. 2006, roč. 118, č. 5, e1530–e1540. ISSN 0031-4005. Dostupné z DOI: 10.1542/peds.2005-2478.
17. LINHARTOVÁ, Pavla; LÁTALOVÁ, Adéla; KÓŠA, Barbora; KAŠPÁREK, Tomáš; SCHMAHL, Christian; PARET, Christian. fMRI neurofeedback in emotion regulation: A literature review. *NeuroImage*. 2019, roč. 193, s. 75–92. ISSN 1053-8119. Dostupné z DOI: <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2019.03.011>.
18. DEWIPUTRI, Wan Ilma; AUER, Tibor. Functional Magnetic Resonance Imaging (fMRI) Neurofeedback: Implementations and Applications. *The Malaysian journal of medical sciences : MJMS*. 2013, roč. 20, s. 5–15.
19. GRUZELIER, John. A theory of alpha/theta neurofeedback, creative performance enhancement, long distance functional connectivity and psychological integration. *Cognitive processing*. 2009, roč. 10 Suppl 1, S101–9. Dostupné z DOI: 10.1007/s10339-008-0248-5.
20. HANSLMAYR, Simon; SAUSENG, Paul; DOPPELMAYR, Michael; SCHABUS, Manuel; KLIMESCH, Wolfgang. Increasing Individual Upper Alpha Power by Neurofeedback Improves Cognitive Performance in Human Subjects. *Applied psychophysiology and biofeedback*. 2005, roč. 30, s. 1–10. Dostupné z DOI: 10.1007/s10484-005-2169-8.
21. BOBBY, Sofia; SAVARIMUTHU, Prakash. Upper alpha neurofeedback training enhances working memory performance using LabVIEW. *International Journal of Biomedical Engineering and Technology*. 2017, roč. 25, s. 120. Dostupné z DOI: 10.1504/IJBET.2017.087716.
22. ESCOLANO, Carlos; NAVARRO-GIL, M; GARCIA-CAMPAYO, Javier; MINGUEZ, Javier. The Effects of a Single Session of Upper Alpha Neurofeedback for Cognitive Enhancement: A Sham-Controlled Study. *Applied psychophysiology and biofeedback*. 2014, roč. 39. Dostupné z DOI: 10.1007/s10484-014-9262-9.

23. HSUEH, Jen-Jui; CHEN, Tzu-Shan; CHEN, Jia-Jin; SHAW, Fu-Zen. Neurofeedback training of EEG alpha rhythm enhances episodic and working memory. *Human brain mapping*. 2016, roč. 37. Dostupné z DOI: 10.1002/hbm.23201.
24. ESCOLANO, Carlos; AGUILAR, Monica; MINGUEZ, Javier. EEG-based Upper Alpha Neurofeedback Training Improves Working Memory Performance. In: 2011, sv. 2011, s. 2327–30. Dostupné z DOI: 10.1109/IEMBS.2011.6090651.
25. BAZANOVA, OM; MERNAYA, EM; SHTARK, MB. Biofeedback in psychomotor training. Electrophysiological basis. *Neuroscience and behavioral physiology*. 2009, roč. 39, č. 5, s. 437–447. ISSN 0097-0549. Dostupné z DOI: 10.1007/s11055-009-9157-z.
26. SMUTNÝ, Jaroslav; PAZDERA, Luboš. *Časově frekvenční analýza reálných signálů*. 1. vyd. Brno: ECON, 2003. ISBN 80-86433-234.
27. SMĚKAL, Zdeněk. *Systémy a signály: 1D a 2D diskrétní a číslicové zpracování*. 1. vyd. Praha: Sdělovací technika, 2013. ISBN 9788086645230;
28. LANG, Elmar; TOMÉ, Ana; KECK, Ingo; GORRIZ, Juan; PUNTONET, Carlos. Brain Connectivity Analysis: A Short Survey. *Computational intelligence and neuroscience*. 2012, roč. 2012, s. 412512. Dostupné z DOI: 10.1155/2012/412512.
29. BASTOS, André M.; SCHOFFELEN, Jan-Mathijs. A Tutorial Review of Functional Connectivity Analysis Methods and Their Interpretational Pitfalls. *Frontiers in Systems Neuroscience*. 2016, roč. 9, s. 175. ISSN 1662-5137. Dostupné z DOI: 10.3389/fnsys.2015.00175.
30. BAI, Ou; WHEATON, Lewis; MARI, Zoltan; VORBACH, Sherry; HALLETT, Mark. Identifying true brain interaction from EEG data using the imaginary part of coherency. *Clinical neurophysiology : official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*. 2004, roč. 115, s. 2292–307. Dostupné z DOI: 10.1016/j.clinph.2004.04.029.
31. TADEL, Francois; BAILLET, Sylvain; MOSHER, John; PANTAZIS, Dimitrios; LEAHY, Richard. Brainstorm: A user-friendly application for MEG/EEG analysis. *Computational intelligence and neuroscience*. 2011, roč. 2011, s. 879716. Dostupné z DOI: 10.1155/2011/879716.
32. COHEN, Michael X. A better way to define and describe Morlet wavelets for time-frequency analysis. *NeuroImage*. 2019, roč. 199, s. 81–86. ISSN 1053-8119. Dostupné z DOI: <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2019.05.048>.

Přílohy

A Specifikace EEG přístroje *Starstim 20*

Počet kanálů	až 20
Vzorkovací frekvence	500 S/s
Dynamický rozsah	24 bitů – 0,05 μV
Vstupní impedance	$> 1 \text{ G}\Omega$
CMRR	–115 dB

B Specifikace NFB přístroje *Brainfeedback Pro*

Počet kanálů	2
Vzorkovací frekvence	256 S/s
Maximální vstup DC offset	$\pm 240 \text{ mV}$
Měřitelná přechodová impedance	1 – 50 $\text{k}\Omega$
Přesnost měření napětí	$\pm 2 \%$