

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta elektrotechnická

Katedra kybernetiky

DIPLOMOVÁ PRÁCE



Bc. Vladislav Trnka

EEG koreláty funkce zrcadlových neuronů v rehabilitaci

EEG Correlates of Mirror Neurons Function in Rehabilitation

Vedoucí práce: Ing. Václav Gerla, Ph.D.

Studijní program: Otevřená informatika

Obor: Počítačové vidění a digitální obraz

Praha

leden 2023

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Trnka** Jméno: **Vladislav** Osobní číslo: **466025**
Fakulta/ústav: **Fakulta elektrotechnická**
Zadávající katedra/ústav: **Katedra kybernetiky**
Studijní program: **Otevřená informatika**
Specializace: **Počítačové vidění a digitální obraz**

II. ÚDAJE K DIPLOMOVÉ PRÁCI

Název diplomové práce:

EEG koreláty funkce zrcadlových neuronů v rehabilitaci

Název diplomové práce anglicky:

EEG Correlates of Mirror Neurons Function in Rehabilitation

Pokyny pro vypracování:

Zrcadlové neurony jsou specifické asociační neurony, které umožňují učení kopírováním vzoru a hrají důležitou roli ve schopnosti imitace. Podle nových studií jsou důležitou podmínkou rehabilitace pohybového systému. Cílem diplomové práce je zjistit, jak se v EEG aktivitě projevuje aktivace funkce zrcadlových neuronů.

Student ve své práci naváže na výzkum prováděný MUDr. Davidem Pánkem, Ph.D. (Katedra fyzioterapie, Fakulta tělesné výchovy a sportu, Univerzita Karlova, Praha), se kterým bude mít možnost úzce spolupracovat. Ke své práci použije data, které byly pořízeny za účelem zjištění rozdílů v EEG mezi vlastním aktivním provedením určitého pohybu a pasivním sledováním stejného pohybu, který provádí před probandem terapeut.

Hlavní cíle práce:

1. Zpracujte rešerši dostupné a relevantní literatury v této oblasti.
2. Navrhněte metodologii zpracování EEG záznamů nasnímaných za účelem zkoumání aktivace zrcadlových neuronů.
3. Implementujte navržené řešení v prostředí programu Matlab, nebo Python.
4. Otestujte sestavené řešení nad reálnými EEG záznamy.
5. Popište nalezené rozdíly v EEG aktivitě během aktivace zrcadlových neuronů a bez ní.
6. Porovnejte své výstupy s jinými dostupnými pracemi.

Seznam doporučené literatury:

[1] Niedermeyer E, Lopes da Silva F. Electroencephalography – Basic principles, clinical applications and related field. Philadelphia: Lippincott William & Wilkins., Oxford University Press., 2017.

[2] Sanei S., Chambers J.A., EEG Signal Processing, In Centre of Digital Signal Processing, Cardiff University, UK, John Wiley & Sons Ltd, 2007.

[3] Dubová D. Cerebrální projekce haptického kontaktu zobrazená v sLORETA, Diplomová práce. Fakulta tělesné výchovy a sportu, Univerzita Karlova, 2020.

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) diplomové práce:

Ing. Václav Gerla, Ph.D. kognitivní neurověda CIIRC

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

Datum zadání diplomové práce: **21.01.2022**

Termín odevzdání diplomové práce: **10.01.2023**

Platnost zadání diplomové práce: **30.09.2023**

Ing. Václav Gerla, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) práce

prof. Ing. Tomáš Svoboda, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry

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

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Diplomant bere na vědomí, že je povinen vypracovat diplomovou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací. Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je třeba uvést v diplomové práci.

Datum převzetí zadání

Podpis studenta

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 10.1.2023

Vladislav Trnka
podpis autora práce

Poděkování

Děkuji vedoucímu mé práce, Ing. Václavovi Gerlovi, Ph.D., za vstřícnost, věcné konzultace, cenné rady, a hlavně za celkovou podporu. Dále bych chtěl poděkovat své rodině a přítelkyni za neutuchající podporu při práci.

Abstrakt

Diplomová práce se zabývá tématem zrcadlových neuronů a jejich aktivace v závislosti na prováděné zrcadlové terapii. Zrcadlový neuron je speciálním typem mozkové buňky, která se aktivuje nejen v případě aktivního pohybu, ale také pokud zaznamenává provádění daného pohybu jinou osobu. *Zrcadlí* tedy aktivitu jiného člověka.

Zrcadlových neuronů lze příhodně využívat v rámci zrcadlové terapie (ZT) pro regeneraci mozku po úrazu senzomotorické oblasti. Byl proto sestaven experiment za účelem ověření, zda se při ZT zrcadlové neurony aktivují, a pokud ano, tak jestli lze jejich aktivitu zvýšit pomocí taktilního nebo haptického kontaktu. Zvýšením aktivace by bylo možné zefektivnit prováděnou terapii.

Práce popisuje teorii zpracování EEG signálu, jeho specifika a jakým způsobem se tato specifika projeví v automatizovaném zpracování dat. Rovněž popisuje teorii statistického testování hypotéz se speciálním zaměřením na EEG data a zrcadlové neurony. Celá práce byla zpracována v prostředí Matlab a Jupyter za použití běžně dostupných knihoven na datovou analýzu – SciPy, Pandas, NumPy.

Statistické testování potvrdilo, že v EEG datech jsou statisticky významné rozdíly ve stavu, kdy je účastník experimentu v klidu (s otevřenýma očima), oproti stavu, kdy provádí zrcadlovou terapii. Naopak nebyly prokázány statisticky významné rozdíly, pokud se při průběhu zrcadlové terapie terapeut účastníka experimentu dotýkal či nikoli.

Klíčová slova

Zrcadlová terapie, zrcadlové neurony, mu rytmus, Brodmannova mozková mapa, EEG, statistické testování, t-test

Abstract

The thesis deals with the topic of mirror neurons and their activation depending on the mirror therapy. A mirror neuron is a special type of brain cell that is activated not only in the case of active movement, but also when it observes another person performing a given movement. It therefore mirrors the activity of another person.

Mirror neurons can conveniently be used in mirror therapy (MT) for the recovery of the brain after injury to the sensorimotor area. Therefore, an experiment was designed to test whether mirror neurons are activated during MT and, if so, whether their activity can be increased by tactile or haptic contact. By increasing the activation, it would be possible to make the therapy performed more effective.

The thesis describes the theory of EEG signal processing, its specifics and how these specifics are reflected in automated data processing. It also describes the theory of statistical hypothesis testing with special focus on EEG data and mirror neurons. The entire work was processed in Matlab or Jupyter using commonly available data analysis libraries - SciPy, Pandas, NumPy.

Statistical testing confirmed that there are statistically significant differences in the EEG data when the participant of experiment is at rest (with eyes open) versus when they are performing mirror therapy. Conversely, there were no statistically significant differences when the therapist did or did not touch the patient during mirror therapy.

Key words

Mirror therapy, Mirror neurons, mu rhythm, Brodmann brain map, EEG, statistical testing, t-test

Obsah

1.	ÚVOD	13
2.	LIDSKÝ MOZEK	15
2.1.	Zrcadlový neuron	17
2.2.	Zrcadlová terapie	18
3.	POPIS EXPERIMENTU	20
4.	EEG	21
4.1.	Artefakty při měření	22
4.2.	EEG vlny	24
4.3.	Mu rytmus	25
5.	PŘEDZPRACOVÁNÍ, VYČIŠTĚNÍ DAT A VÝPOČET PŘÍZNAKŮ	26
5.1.	EDF – European Data Format	26
5.2.	Načtení a čištění dat	27
5.3.	Výpočet zajímavých příznaků	32
5.3.1.	Příznaky ve frekvenční doméně signálu	32
6.	STATISTICKÉ TESTOVÁNÍ	33
6.1.	Problém vícenásobného testování (MCP)	33
6.2.	Stanovení testovacích hypotéz pro zjištění aktivity ZN	35
6.3.	Stanovení testovacích hypotéz pro porovnání s prací K. Pilátové.....	36
7.	VÝSLEDKY STATISTICKÉHO TESTOVÁNÍ	38
7.1.	Porovnání modifikace: Otevřené oči X ZT bez kontaktu terapeuta.....	39
7.2.	Porovnání modifikace: Otevřené oči X ZT s haptickým kontaktem terapeuta.....	40
7.3.	Porovnání modifikace: Otevřené oči X ZT s taktilním kontaktem pomocí molitanového válečku	41
7.4.	Porovnání modifikace: ZT bez kontaktu terapeuta X ZT s haptickým kontaktem terapeuta	42
7.5.	Porovnání modifikace: ZT bez kontaktu terapeuta X ZT s taktilním kontaktem pomocí molitanového válečku	43
7.6.	Porovnání všech tří modifikací v případě této práce a práce Kateřiny Pilátové....	45
8.	DISKUSE	46
8.1.	Porovnání s prací Kateřiny Pilátové	47
8.2.	Limity práce	48
9.	ZÁVĚR	49

Seznam zkratek

DP	Diplomová práce
EDF, EDF+	European data format
EEG	Elektroencefalografie
EKG	Elektrokardiografie
EOG	Elektrookulografie
ERP	Event related potential
FFT	Rychlá Fourierova transformace
FIR filtr	Filtr s konečnou impulzní odezvou
fMRI	Funkční magnetická rezonance
FWER	Family-wise error rate
HAND	Název experimentálního stavu, kdy účastník experimentu provádí zrcadlovou terapii a je při tom na něj aplikován haptický stimul pomocí terapeutovy ruky
HAPPE	Název sekvence na zpracování EEG signálu
ICA	Independent component analysis
ICLabel	Název algoritmu pro klasifikování ICA komponent
MARA	Název algoritmu pro klasifikování ICA komponent
MCP	Problém vícenásobného testování
OE	Název experimentálního stavu s klidovým EEG
PREP	Název sekvence na zpracování EEG signálu
ROLLER	Název experimentálního stavu, kdy účastník experimentu provádí zrcadlovou terapii a je při tom na něj aplikován taktilní stimul pomocí molitanového válečku
sLORETA	Standardized low resolution brain electromagnetic tomography
ZERO	Název experimentálního stavu, kdy účastník experimentu provádí zrcadlovou terapii a není při tom na něj aplikován dotekový stimul
ZN	Zrcadlový neuron
ZT	Zrcadlová terapie
10-20	Název systému rozmístění EEG elektrod

Seznam obrázků

Obrázek 1 – Brodmannova mozková mapa (Mark Dubin, 2014)	16
Obrázek 2 - Sensory homunculus (Betts, 2013)	17
Obrázek 3 - Ilustrační obrázek, jak probíhá zrcadlová terapie. (FiveSteps s.r.o., 2022)	19
Obrázek 4 - Ukázka artefaktu, který byl způsoben ztrátou kontaktu elektrody. (Sazgar, Young, 2019)	23
Obrázek 5 - Ukázka aplikace EDFbrowser určené pro vizualizaci EDF dat. Program kromě signálu umí zobrazovat i frekvenční spektra a jiné užitečné vlastnosti signálu.	27
Obrázek 6 - Porovnání dvou výkonostních spekter EEG signálu. Spektrum nalevo je před filtrací síťově složky 50 Hz, spektrum napravo poté po filtraci.	29
Obrázek 7 - Diagram předzpracovací sekvence.....	31
Obrázek 8 - Ukázka ICA komponenty, která jasně představuje oční artefakt. (ICLabel Tutorial: EEG Independent Component Labeling)	31
Obrázek 9 - Graf FWER v závislosti na počtu provedených testů. (John Clements, 2020)	34
Obrázek 10 - Přehled všech elektrod s barevně vyznačenými shluky. Červený shluk je v levé hemisféře a žlutý v pravé.	35
Obrázek 11 - Zobrazení relativního výkonu mu rytmu na všech snímaných elektrodách. Lze vidět výrazný pokles mu aktivity modifikací ZERO, HAND a ROLLER oproti modifikaci OE. Pro lepší přehlednost jsou všechny 4 topografy se stejně neškolovanou osou z.....	44

Seznam grafů

Graf 1 - Přehled krabicových grafů příznaku relMu v modifikaci OE/ZERO rozdělený dle porovnávaných shluků. Lze vidět, že při provádění ZT klesá průměrný relativní mu rytmus.....	39
Graf 2 - Přehled krabicových grafů příznaku relMu v modifikaci OE/HAND rozdělený dle porovnávaných shluků. Lze vidět, že při provádění ZT klesá průměrný relativní mu rytmus.....	40
Graf 3 - Přehled krabicových grafů příznaku relMu v modifikaci OE/ROLLER rozdělený dle porovnávaných shluků. Lze vidět, že při provádění ZT klesá průměrný relativní mu rytmus.....	41
Graf 4 - Přehled krabicových grafů příznaku relMu v modifikaci ZERO/HAND rozdělený dle porovnávaných shluků. Lze vidět, že při provádění ZT s/bez pomoci taktilního dotek neklesá průměrný relativní mu rytmus, takže taktilní dotek nemá vliv na aktivaci zrcadlových neuronů.	42
Graf 5 - Přehled krabicových grafů příznaku relMu v modifikaci ZERO/ROLLER rozdělený dle porovnávaných shluků. Lze vidět, že provádění ZT s/bez pomoci haptického doteku nemá vliv na aktivaci zrcadlových neuronů.....	43

Seznam tabulek

Tabulka 1 - Přehled mozkových vln a jejich význam. (Sanei, Chambers, 2009, Nayak, Anilkumar, 2022).....	24
Tabulka 2 - Přehled všech testovaných hypotéz zaměřených na aktivaci ZN společně s výsledky statistického testování. Jelikož haptický kontakt byl podáván na jednu ruku, tak může být zajímavé sledovat i rozdíly v odezvě jednotlivých mozkových hemisfér.	37
Tabulka 3 - Porovnání naměřených výsledků této práce s prací Kateřiny Pilátové. Tabulka je rozdělena dle oblastí mozku a EEG pásem. V případě, že byla nalezena statisticky signifikantní změna, tak je uvnitř tabulky písmeno x. Zkratky. TP – tato práce, KP – práce Kateřiny Pilátové	45

1. Úvod

Diplomová práce je zpracována v návaznosti na diplomovou práci Kateřiny Pilátové z roku 2022 s názvem *Změny mozkové aktivity při terapii s taktilním stimulem a terapií programem Ruka Ruk v porovnání se zrcadlovou terapií u rehabilitace horní končetiny* z Fakulty tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy v Praze. Cílem bylo zpracovat již naměřená data jinou metodou a rozšířit o nové hypotézy.

Klíčovým tématem obou prací je výzkum zrcadlových neuronů a jejich aktivace v závislosti na prováděné zrcadlové terapii. Zrcadlový neuron je speciálním typem mozkové buňky, která se aktivuje nejen v případě aktivního pohybu, ale také pokud registruje provádět daný pohyb jinou osobu. *Zrcadlí* tedy aktivitu jiného člověka.

Zrcadlová terapie je určena pro pacienty s postiženou jednou párovou končetinou a běžně se používá pro zmírnění tzv. fantomových bolesti. Pacient totiž *cítí* svoji končetinu, i když už ji fyzicky nemá, což se projevuje např. nepříjemným brněním (paresteziemi). Děje se to kvůli tomu, že v mozku jsou stále aktivní neurony dříve určené pro ovládání dané končetiny. Ty, když vyšlou signál k pohybu, tak očekávají zpětný signál. Potřebný signál však není možné detekovat, a v mozku dochází k sensorickému konfliktu. Pomocí zrcadlové terapie je možné potřebný signál získat pomocí zraku. Při zrcadlové terapii se totiž postižená končetina schová za zrcadlem položeném sagitálně před pacientem, což vytváří potřebnou iluzi.

Ve výše odkazované práci byl proveden experiment na 12 účastnících, při kterém se při zrcadlové terapii měřilo EEG. Měření mělo 4 fáze, kde první záznam byl stav v klidu bez zrcadlové terapie. Další 3 záznamy jsou poté při zrcadlové terapii a mění se dle toho, jakým způsobem se terapeut účastníka experimentu dotýká – nijak, svojí rukou, molitanovým válečkem.

Hlavním cílem mé práce je revize výsledků té prvotní, neboť se na naměřená data aplikují jiné výzkumné metody s cílem ověřit výsledek. Další odlišností mé práce je poté přidání nové výzkumné otázky, která byla v prvotní práci opomenuta. Budu tedy nejen zkoumat, zda se při zrcadlové terapii aktivují zrcadlové neurony, a pokud ano, tak jestli je možné zvýšit jejich aktivitu pomocí doteku.

Celá práce je psána spíše z pohledu technického/statistického než medicinského. Při psaní a výzkumu je však nutné mít povědomí o podstatě celé problematiky,

neboť by při jejím oddělení mohlo dojít ke zbytečným chybám. Zkoumání lidského mozku v závislosti na vnějších stimulech je komplexní činnost, při které je třeba spojit informace z mnoha oblastí. Proto bude v první části představen lidský mozek, jeho anatomie a různé funkční celky pomocí Brodmannova atlasu. Hlavně znalost umístění jednotlivých funkčních celků v rámci mozku umožní lépe interpretovat zjištěné výsledky. Jsou totiž oblasti, kde jsou změny očekávané, ale zároveň i oblasti, kde již méně.

Společně s mozkem jsou představeny i zrcadlové neurony včetně jejich krátké historie a teoretizované funkce. V další části je popsána teorie zpracování EEG signálu, jaká jsou jeho specifika a jakým způsobem se to projeví v automatizovaném zpracování dat. Znalost způsobu, jakým EEG snímá mozek, umožní lepší přípravu na možné chyby, které při měření mohou vzniknout. Dále je popsána teorie statistického testování se speciálním zaměřením na EEG data a zrcadlové neurony.

V závěru práce je uvedeno, že v EEG datech byly nalezeny statisticky významné rozdíly ve stavu, kdy je účastník experimentu v klidu (s otevřenýma očima) oproti stavu, kdy provádí zrcadlovou terapii. Naopak nebyly prokázány rozdíly, pokud při průběhu zrcadlové terapie byl aplikován haptický podnět nebo nebyl. Nemá tedy smysl při zrcadlové terapii aplikovat haptický podnět.

2. Lidský mozek

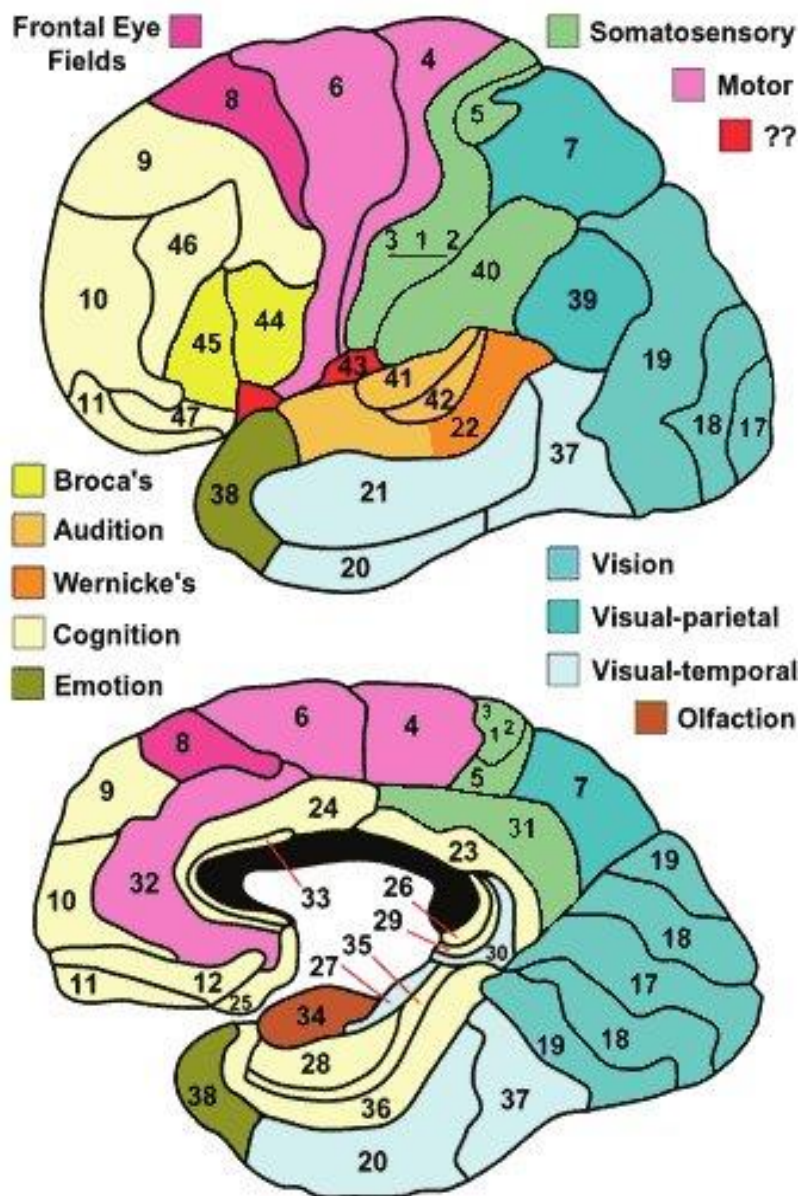
Lidský mozek je nejsložitější orgán v lidském těle a společně se zbytkem nervové soustavy se stará o správné fungování celého těla. Mozek přijímá informace z vnějšího světa, které následně zpracovává a vytváří na ně odpovídající reakci. Skládá se ze spousty oblastí, ale základně jsou děleny na mozkový kmen, mozeček, mezimozek a koncový mozek. Žádná oblast však není v řízení osamocena, neboť mozek funguje jako komplexní propojený systém. Hlavní funkční buňkou mozku je neuron – nervová buňka, která pomocí elektrických a chemických signálů dokáže přeposílat informace v rámci mozku. Je k tomu speciálně uzpůsobená svou stavbou, která kromě klasického buněčného těla nese také výběžky – dendrity a axony. Zmíněné výběžky umožňují vytváření synapsí, které slouží jako elektrický komunikační kanál. (Ambler, Bednařík, Růžička, 2008)

Pro potřeby této práce není nutné znát dopodrobna celý mozek. Je však výhodné znát umístění jednotlivých funkčních celků, pro správné stanovení a následné vyhodnocení testovaných hypotéz. Ve statistické části totiž bude představen *problém vícenásobného testování (MCP – multiple comparison problem)*, jenž bude částečně mitigován právě pomocí znalosti mozku a jeho funkčních oblastí. Mozkovou mapu sestavil německý neurolog Korbinian Brodmann již v roce 1909. Nejaktuálnější verze obsahuje u člověka 43 okrsků (areae), kde každý má svoje umístění na povrchu mozku a svoji funkci. (Guy-Evans, 2021) Vytýčené oblasti jsou však pouze přibližné, neboť každý jedinec je unikátní. Vizualizaci mapy lze nalézt jako Obrázek 1.

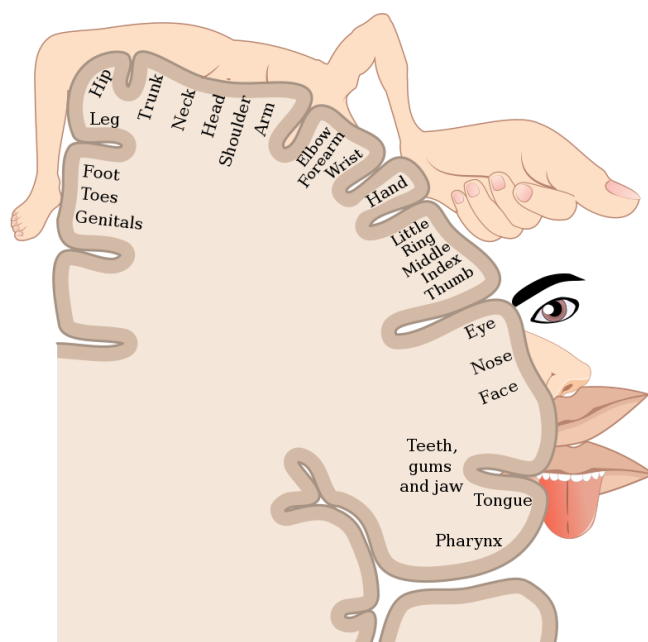
Brodmannovy arey vyznačeny růžovou barvou jsou zodpovědné za motorické funkce. Jedná se o arey č.4, č.6, č.8 a nacházejí se v dorzální oblasti čelního laloku. Hlavním úkolem těchto oblastí je plánování vědomého pohybu. (Yip, Lui, 2022) Je zajímavé, že levá hemisféra mozku je zodpovědná za ovládání pravé části těla a naopak. V rámci motorického centra má každá vědomě pohybovatelná část těla vyhrazenou svoji podoblast, která je zodpovědná za pohyb té dané části těla. Typicky čím důležitější a obratnější část těla to je, tím zabírá větší povrch v rámci celého motorického centra.

Druhá zde popsaná oblast mozku je složena z areí č.1, č.2, č.3, č.5 a č.40 a je na Obrázku 1 vyznačena světle zelenou barvou. Jedná se o 5 areí, které spolu fyzicky sousedí, neboť se všechny podílí na jedné funkci – příjem a zpracování smyslových vjemů. Podobně jako u motorického centra jsou definované menší podoblasti, které se specializují na jednotlivé části těla. Čím jemnější vzruchy je daný smysl schopen pocítit, tím větší plochu v rámci celé

oblasti zabírá, proto např. obličejové části zabírají velkou plochu. V rámci této práce, která se zabývá zkoumáním mozkové aktivity v závislosti na doteku na ruce, je důležité, že i ruka zabírá velkou část mozkové plochy. Je tedy velmi pravděpodobné, že bude možné detekovat změnu mozkové aktivity při doteku. Vizuální znázornění tohoto celého konceptu se nazývá *Sensory homunculus* a je součástí této práce jako Obrázek 2.



Obrázek 1 – Brodmannova mozková mapa (Mark Dubin, 2014)



Obrázek 2 - Sensory homunculus (Betts, 2013)

2.1. Zrcadlový neuron

Speciálním druhem neuronu je tzv. zrcadlový neuron (ZN). Oproti *běžným* neuronům, které se aktivují pouze v případě, že člověk vykonává nějakou činnost, se zrcadlový neuron aktivuje i v případě, že daný člověk pouze vidí tuto činnost provádět někoho jiného. Jejich jméno je pro ně příhodné, neboť v mozku *zrcadlí* činnost, kterou provádí někdo jiný.

Zrcadlové neurony byly poprvé objeveny v roce 1992 při výzkumu opic. Byly nalezeny převážně v senzomotorické oblasti opičího mozku a odhaduje se, že zhruba 20 % neuronů v této oblasti má zrcadlicí schopnosti. Zrcadlové neurony v těchto oblastech samovolně reagují na vnější podněty, které souvisí s pohybem. Jedná se tedy např. o používání ruky při činnostech jako chytání a pokládání věcí nebo manipulace s jídlem. Druhá velká kategorie má poté souvislost s ústy, jedná se o činnosti jako žvýkání nebo usmívání. Primárně se tyto neurony aktivují pomocí vizuálního podnětu, ale je možné využít i jiné smysly, např. sluch. (Heyes, Catmur, 2022)

Objevení zrcadlových neuronů u opic vedlo k otázce, jestli se podobné neurony nacházejí i u lidí. Tato otázka byla zodpovězena za využití funkční magnetické rezonance (fMRI). ZN byly nalezeny v senzomotorické oblasti mozku (stejně jako u opic), ale také v jiných oblastech mozku, např. v temenním laloku. Z umístění těchto neuronů vychází i jejich funkce, jsou dávány do souvislosti s prováděním vědomého pohybu a vnímáním vnějších podnětů. Jsou jim však připisovány i jiné funkce, jako např. empatie nebo rozpoznávání emocí. (Bauer, 2016) Je velmi pravděpodobné, že vývoj zrcadlových neuronů

stojí za rychlým evolučním vývojem lidí jako druhu. Umožňují totiž efektivně předávat znalosti v rámci populace. (Heyes, Catmur, 2022)

2.2. Zrcadlová terapie

Zrcadlová terapie byla poprvé použita v roce 1995 ve výzkumu vedeném V. S. Ramachandranem. Úkolem terapie bylo vyléčit lidi s tzv. fantomovou bolestí. Fantomová bolest vzniká v případech, kdy pacient ztratil nějakou končetinu, avšak stále má pocity jakoby v ní něco cítil. Je to z důvodu, že neurony v mozku původně určené pro pohyb dané končetiny jsou stále aktivní. Takové neurony vždy po vyslání signálu očekávají zpětnovazební signál, že byl pohyb proveden. Ten jim však po amputaci není doručen, čímž vzniká negativní smyčka. (Ramachandran, Rogers-Ramachandran, Cobb, 1995)

Úkolem zrcadlové terapie je ošálit mozek, aby dostal tuto zpětnou vazbu jiným způsobem. Při zrcadlové terapii je před pacienta sagitálně postaveno zrcadlo tak, aby viděl pouze svoji zdravou končetinu. Afektovanou končetinu má schovanou za zrcadlem, nicméně díky zrcadlu to z jeho pohledu vypadá, že má končetiny obě.

Pacient při pohybu své zdravé končetiny vidí v odrazu, jak se mu zdánlivě hýbe i druhá postižená končetina. Díky tomu je možné ošálit mozek a doručit zpětnou vazbu pomocí zraku. Když je totiž hmat v konfliktu se zrakem, zrak má vyšší prioritu. (ROCK, VICTOR, 1964) Aby byla iluze co nejpřesvědčivější, doporučují se odstranit náramky nebo prstýnky. Zároveň musí být pacient dostatečně při vědomí, aby dokázal pochopit smysl celé terapie. (Rothgangel, 2013)

Teoretizuje se, že zrcadlová terapie se dá využít i pro nácvik mozku v případech, že došlo k poranění motorické oblasti. Jelikož je mozek neuroplastický, tak je možné ho do jisté míry trénovat a měnit. Sledování pohybu končetiny při zrcadlové terapii může aktivovat zrcadlové neurony v poškozené oblasti mozku. Tím mozek získává jakousi vnitřní představu o tom, jak provést daný pohyb. Získané *představy* je poté možno využít i při reálném provádění daného pohybu. (Thieme, 2018)(Faure, Limballe, Kerhervé, 2019, Arya, 2016)



Obrázek 3 - Ilustrační obrázek, jak probíhá zrcadlová terapie. (FiveSteps s.r.o., 2022)

3. Popis experimentu

Celá tato diplomová práce (DP) navazuje na experiment ohledně zrcadlových neuronů provedený jako DP Bc. Kateřiny Pilátové z roku 2022 pod vedením MUDr. Davida Pánka. Nejprve bude popsáno, jak experiment proběhl, jak již byla data vyhodnocena a následně jaké jsou přínosy této DP.

Cílem odkazované DP bylo vyzkoumat, zda se nějakým způsobem mění (a případně jak a kde) mozková aktivita, pokud je v průběhu zrcadlové terapie na účastníka experimentu aplikován vnější stimul. Experimentu se zúčastnilo celkem 12 zdravých lidí, jejichž dominantní horní končetinou je pravá ruka. EEG bylo měřeno pomocí EEG čepice Electro-Cap s 32 zabudovanými elektrodami rozmístěnými dle mezinárodního systému 10/20.

Na začátku celého sezení se změnila klidová aktivita účastníka experimentu s otevřenými očima. Následně byly měřeny tři modifikace, jejichž pořadí bylo randomizováno mezi všemi účastníky experimentu. První modifikace s názvem ZERO je záznam ze zrcadlové terapie bez kontaktu terapeuta. Druhá modifikace s názvem HAND je záznam ze ZT, kdy terapeut provádí haptický kontakt s účastníkem. Poslední a třetí modifikace s názvem ROLLER spočívá v aplikování taktilního stimulu pomocí molitanového válečku. Dle dostupného záznamu z měření se každá modifikace prováděla po dobu 2 minut s krátkou pauzou mezi nimi. Haptický i taktilní kontakt byl aplikován na hřbetu levé, tedy neaktivní, ruky. Součástí celého experimentu bylo i měření EEG, pokud se zrcadlová terapie prováděla v prostředí virtuální reality. Takto naměřená data však nebyla v této DP zpracovávána.

Data již byla v rámci odkazované práce vyhodnocena pomocí programu sLORETA. Ten dokáže ze záznamů EEG naměřených na povrchu vytvořit 3D model jejich vzniku. Cílem této DP je prozkoumat naměřená data bez pomoci programu sLORETA. Zkoumané hypotézy jsou uvedeny v dalších kapitolách. V případě, že by data indikovala významnou změnu v mozkové aktivitě, tak by se dalo předpokládat, že aplikace haptického kontaktu může ZT zefektivnit a stát se běžnou součástí ZT. V konečném důsledku napomoci pacientům k rychlejšímu posunu v terapii.

4. EEG

Elektroencefalografie (EEG) je lékařská metoda používaná k záznamu mozkové aktivity. EEG funguje na principu měření elektrických signálů, které uvnitř mozku přenášejí informace. Tyto vnitřní signály je možné změřit pomocí elektrod připevněných na povrchu lebky. Z důvodu, že se měření provádí na povrchu, tak nelze přesně změřit přesný akční potenciál jednotlivých neuronů, ale pouze jejich společný sumační signál. (Tamura, 2018) Proto se pomocí EEG měří nejlépe potenciál na vnějších okrajích mozku, neboť jsou zdroje signálu fyzicky poblíž elektrodám. Takto změřený signál je frekvenčně utlumený, neboť lidská lebka funguje jako přírodní dolní propust. Díky tomu má výsledný signál frekvenční maximum kolem 100 Hz. (Sanei, Chambers, 2009) EEG záznam se jmenuje elektroencefalogram.

Zmíněné nevýhody EEG jsou však vykompenzovány pozitivními vlastnostmi. Mezi něž patří vysoká časová přesnost nasnímaných dat. Dnešní profesionální EEG přístroje jsou schopny pracovat s časovým rozlišením v řádu milisekund. Další výhodou EEG je jeho finanční dostupnost, kdy levnější skenery se dají sehnat již od několika tisíc Kč. V rámci výhod je nutné zmínit také celkovou neinvazivnost řešení. Vyšetřovaný pacient si pouze nasadí čepici s elektrodami, ty se připojí do snímacího zařízení a je možné začít nahrávat. V dnešní době již dosáhla miniaturizace takové úrovně, že je možné provádět snímání i mimo specializovaná pracoviště. Lze toho využít např. pro zkoumání mozkové aktivity při pohybu ve venkovním prostředí. (Soterix Medical Inc., 2022) Hlavním využitím EEG v dnešní době je měření spánkových poruch či při detekci epilepsie. (Smith, 2005)

Prostorovou přesnost lze částečně kompenzovat vhodným rozmístěním senzorů na hlavě, příp. zvýšením jejich počtu. V dnešní době se za standardní rozestavení považuje tzv. 10-20 rozmístění. Název 10-20 vychází z faktu, že senzory jsou od sebe vzdáleny buďto 10 nebo 20 procent z délky celého obvodu hlavy. Každý senzor má svůj název, který je jednoznačně určen pomocí písmena určující snímanou oblast hlavy a čísla značící pořadí elektrody v rámci oblasti. Sudá čísla jsou určena pro pravou polovinu hlavy a lichá poté pro levou. Příkladem může být senzor Fp1 značící oblast první levou elektrodu v prefrontální oblasti. (Klem, Lüders, Jasper, Elger, 1999) Standard 10-20 je však dnes již starý, neboť pochází z roku 1949. Je však základem pro všechna moderní rozmístění, která využívají více elektrod pro lepší zmapování celého povrchu lebky. Spojením znalostí o rozmístění

jednotlivých senzorů společně s Brodmannovým atlasem lze teoreticky odhadnout, které elektrody budou na základě vnějšího stimulu aktivnější a naopak.

EEG data mají svá specifika, která je třeba zohlednit při jejich zpracování. Prvním specifikem je vysoký počet dat. Dnešní vysokofrekvenční přístroje umí vygenerovat stovky MB záznamu pro jedno měření. Vysoký počet dat představuje problém při zpracování, neboť se mnohdy celý dataset nevejde do paměti RAM a je třeba data zpracovávat po menších částech. Výraznějším důsledkem tohoto problému je pak statistická nejednoznačnost. S vysokým počtem dat se zvyšuje i šance, že se v datech objeví statisticky významné úseky, které však nemají žádné opodstatnění v realitě a jsou pouhým náhodným šumem. Tímto problémem a jeho možným řešením se budou podrobněji zabývat další kapitoly. (Luck, Gaspelin, 2017)

Dalším specifikem EEG dat je jejich *mezielektrová* provázanost. Elektrody, které jsou blízko sebe, přijímají podobné signály a jejich data jsou vzájemně korelovaná. Toho lze efektivně využít např. pro hledání elektrod s artefakty, kdy se porovnává vzájemná korelace sousedních elektrod, a pokud jedna z nich překročí nějaký porovnávací limit, tak je vyřazena. Její hodnota se poté typicky dopočítá jako interpolace sousedních hodnot.

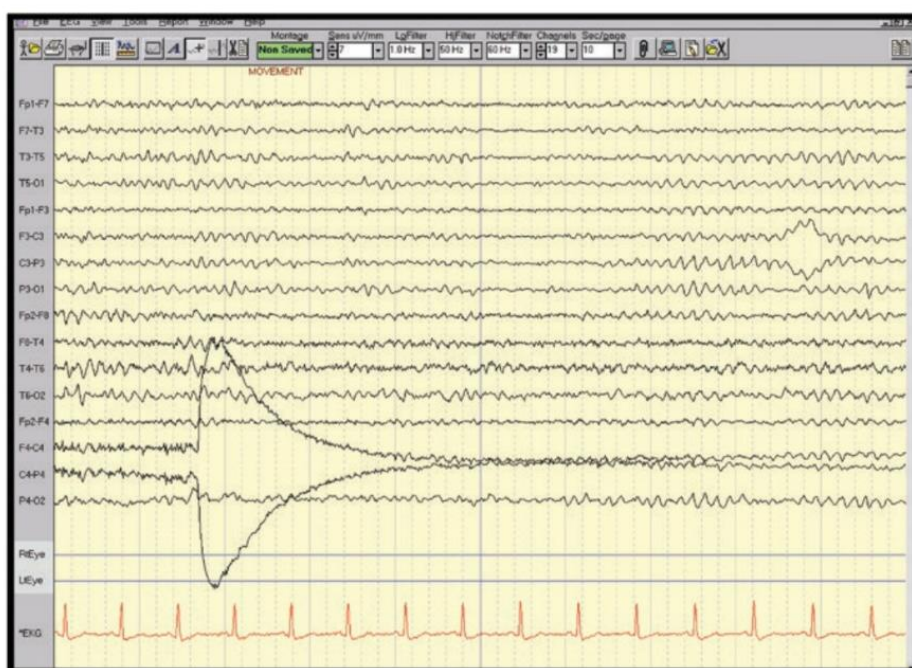
Třetím specifikem EEG dat je jejich chaotičnost. Mozkové neurony pracují neustále, autonomně provádějí procesy na pozadí, které drží člověka naživu. Všechny tyto procesy se samozřejmě také projeví ve výsledném záznamu a představují šum. Mnohdy je šum výrazně silnější než samotná mozková odezva na vnější podnět a je třeba na to reagovat.

4.1. Artefakty při měření

Při snímání EEG záznamu je možné narazit na různé chyby (artefakty), které ovlivňují kvalitu i následnou použitelnost celého záznamu. Při záznamu EEG je třeba mít možné artefakty v paměti a pokusit se jim zamezit již v počátku. Artefakty totiž dokáží vygenerovat výrazně silnější signál, než jakým je EEG. Klasické EEG měřené na povrchu má amplitudu zhruba 20 mV, zatímco např. oční artefakt ji má větší až desetinásobně. (Patel, et al., 2016) Chtěný EEG signál je potom výrazně přehlušen a je velmi obtížné až nemožné ho zpětně rekonstruovat. Některé artefakty ani odstranit nelze, jako např. artefakt, kdy v průběhu nahrávání dojde ke ztrátě kontaktu elektrody. V ideálním případě se měření ukončí, elektroda se znovu připevní a měří se znovu od začátku. Některé artefakty se však přesto dostanou do výsledného měření a je tedy třeba s nimi počítat i při zpracování signálu.

Níže v práci je podrobně popsán celý proces předzpracování dat, který se snaží artefakty najít a utlumit.

Artefakty se dají rozdělit na dva typy – technické a biologické. Technické artefakty vznikají nedokonalostí měřicích přístrojů. Jedná se například o šum přístroje nebo rušení z elektrické sítě. To se v naměřeném signálu projeví jako výrazná frekvenční špička kolem 50 Hz – frekvence sítě. Artefakty může způsobit i telefonní hovor vedený ve stejné místnosti, kde probíhá EEG měření.



Obrázek 4 - Ukázka artefaktu, který byl způsoben ztrátou kontaktu elektrody. (Sazgar, Young, 2019)

Biologické artefakty jsou poté způsobeny měřeným probandem a patří mezi ně např. pohyb očí. Oko svým pohybem vytváří silný elektrický dipól, který je poté zaznamenán v rámci EEG. Na oční artefakty jsou nejvíce náchylné elektrody v přední části lebky, avšak elektrickou aktivitu lze zaznamenat i na vzdálenějších elektrodách. Podobně jako oči, EEG měření ovlivňují i pohyby jiných svalů, jako např. při žvýkání. Poslední zde zmíněný biologický artefakt je tlukot srdce, který šíří vlny do celého těla a lze jej zachytit i na EEG záznamu. Jedním ze způsobů, jak vyčistit biologické artefakty, je mít pro ně speciální měření, a to poté signálově odečíst. Tzn. že při měření EEG se zároveň měří i srdeční aktivita pomocí EKG a oční aktivita pomocí EOG. Tato možnost však není v rámci této práce aplikovatelná, neboť takové záznamy nejsou k dispozici. (The Bitbrain Team, 2022, Sazgar, Young, 2019)

4.2. EEG vlny

Při zkoumání EEG signálu se osvědčilo signál rozdělit do několika frekvenčních pásem. Tato pásma je těžké přesně definovat, jelikož každý mozek pracuje trochu jinak. Jejich definiční určení se však shoduje v rámci jednotek Hz. Obecně lze říci, že čím rychlejší vlny jsou, tím je mozek aktivnější a ostrážitější. Význam jednotlivých mozkových vln se mění s věkem. Jelikož celá diplomová práce je založena na datech dospělých účastníků experimentu, tak i níže vypsané vlastnosti jsou platné pouze pro dospělé jedince. Všechna frekvenční pásma jsou pojmenována písmeny řecké abecedy. Nejsou však seřazena vzestupně, neboť jim byly dávány názvy dle objevení. V jednu chvíli lze v EEG datech nalézt všechny možné frekvence, jde však o jejich výkon a lokalizaci, který udává, jak moc dominantní je která vlna v dané chvíli. Rozdělení zkoumaného signálu podle těchto vln a následný výpočet síly signálu v daném spektru je jedním z nejběžnějších příznaků při strojovém zpracování EEG dat. Doporučuje se však zkoumat relativní výkony pro jednotlivá pásma místo absolutních. Umožní to poté lepší porovnání záznamů mezi měřenými subjekty. Každý člověk má totiž klidové absolutní hodnoty jiné, použitím relativních hodnot dochází k normalizaci dat.

Název	Frekvenční vymezení	Popis
Delta	1-3 Hz	stav hlubokého spánku
		výrazná přítomnost při bdělém stavu může značit mozkovou poruchu
Theta	4-7 Hz	obecně stav snížené pozornosti
		např. relaxace, ospalost, lehký spánek
Alpha	8-12 Hz	stav běžného vnímání, bdělý, ale uvolněný stav
		při zavření očí se alfa vlny zvýrazní, naopak otevření očí je částečně utlumí
Beta	13-30 Hz	stav přemýšlení, nadšení, soustředění, ale i ostrážitosti
		frekvence v horním rozpětí značí pocit stresu, paniky
		nejčastěji pozorovatelný rytmus u zdravých dospělých
Gamma	30-45+ Hz	může znamenat silnější soustředění než v případě beta vln, ale také značit některé mozkové nemoci

Tabulka 1 - Přehled mozkových vln a jejich význam. (Sanei, Chambers, 2009, Nayak, Anilkumar, 2022)

4.3. Mu rytmus

Mimo základní výše popsané EEG vlny existuje také *mu rytmus*. Ten má frekvenční vymezení od 8 do 13 Hz a je možné ho naměřit hlavně pomocí skalpových elektrod odpovídajícím senzomotorické oblasti mozku. Typicky jsou to elektrody C3, C1, Cz, C2, C4.

Mu rytmus má výrazný měřitelný výkon v případě, že je člověk v klidu. Je to díky tomu, že neurony pracují tzv. synchronně. Když však člověk začne provádět nějaký pohyb nebo dokonce jenom pozorovat nějaký pohyb, tak se neurony desynchronizují. Díky tomu se zmenší i měřitelný výkon v daném pásmu.

Protože *mu rytmus* má podobné vlastnosti i lokaci v rámci mozku, tak se začal používat jako indikátor aktivity zrcadlových neuronů. V rámci výzkumu jsou vždy naměřeny dva stavy – klidový stav a zkoumaný stav. Pokud byla v rámci výzkumu zjištěna redukce *mu rytmu* při zkoumaném stavu, bylo to interpretováno jako aktivace zrcadlových neuronů. Doposud však nebylo ověřeno, jestli je to pravda nebo ne. Postupný vývoj je podrobně popsán v (Hobson, Bishop, 2017).

Jedním z hlavních problémů *mu rytmu* je jeho podoba s *alfa rytmem*. Mají totiž stejné frekvenční vymezení; kvůli tomu je těžké, je od sebe odlišit. Mimo stejné frekvence se však liší v očekávaném stimulu a umístění v rámci mozku. Alfa rytmus reaguje na vizuální podněty a nachází se převážně v týlní oblasti mozku. Naopak *mu rytmus* se nachází v senzomotorické oblasti mozku a reaguje na prováděný pohyb. Zde však vystává ještě jedna podoba, neboť *mu rytmus* reaguje i v případě zprostředkovaného pohybu pomocí zraku. Je tedy možné, že jsou oba rytmy na sobě nezávislé, ale také je možný přesný opak.

V této práci bude předpokládáno, že *redukce mu rytmu* je příznakem aktivace zrcadlových neuronů. Není totiž doposud znám lepší způsob, jak pomocí EEG zrcadlové neurony zkoumat. Je však třeba stále myslet na to, že *redukce mu rytmu* může, ale také nemusí, být dobrým příznakem.

5. Předzpracování, vyčištění dat a výpočet příznaků

Jak již bylo zmíněno, tak EEG data mají svoje specifika, která částečně předurčují, jakým způsobem se data zpracovávají. Pro práci s EEG daty existují speciální algoritmy zaměřené na EEG specifické problémy, jako filtrování artefaktů. Současně s tím se však používají i obecné způsoby pro zpracování digitálního signálu, jako FIR filtrování nebo Fourierova transformace. V dalších kapitolách bude popsán formát EDF vhodný pro EEG data a veškeré zpracovávací sekvence, které ze surových dat vytvoří příznaky vhodné pro následné statistické zpracování.

5.1. EDF – European Data Format

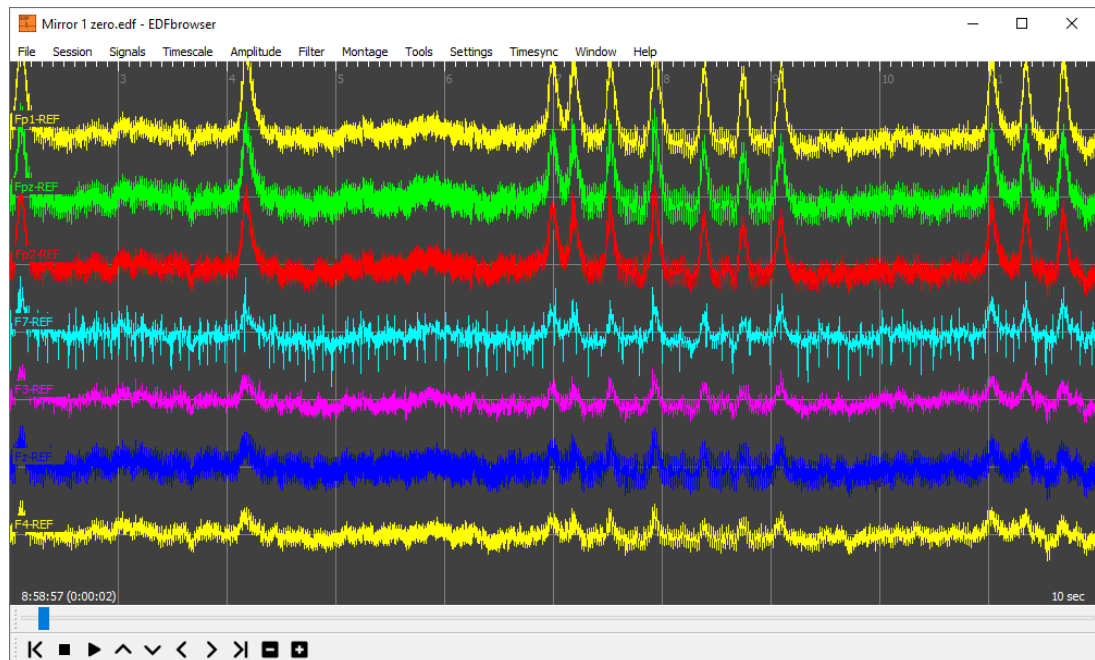
Pro zápis EEG existuje mnoho rozličných formátů. Jenom Fieldtrip (softwarová knihovna na zpracování EEG) na svých webových stránkách prezentuje podporu více než 20 různých formátů. Je běžné, že každý výrobce hardwaru na měření EEG má svůj proprietární formát.

Data pro tuto DP byla zaznamenána ve formátu EDF. Ten mezi ostatními formáty vyniká hlavně svojí jednoduchostí a také vysokou mírou softwarové podpory dané svou dlouhou historií. První verze formátu EDF – European Data Format – vyšla v roce 1992. Vzešla z potřeby vědeckých institucí zkoumajících spánková EEG, které si chtěly předávat data na test spánkových algoritmů. Každý soubor EDF je rozdělen na dvě části – hlavičku a samotná EEG data. Hlavička má pevně stanovenou strukturu (jak pořadí, tak velikost v bajtech), aby bylo možné ji jednoduše strojově přečíst. Hlavička obsahuje takové informace jako název pacienta, datum a čas měření nebo počet signálů a jejich zdrojovou elektrodu. (8)

Druhá verze EDF vyšla roku 2003 s názvem EDF+. Hlavním přínosem nové verze je podpora segmentovaných dat; doposud musel být každý záznam v kuse. Dalším vylepšením je poté přidání podpory pro variabilní časové značky, např. čas aplikování vnějšího stimulu. Mimo funkční vylepšení je formát EDF+ také lépe specifikován po formální stránce, např. ascii znaky v hlavičce mohou být pouze v rozsahu 32 až 126, tedy v rozsahu tisknutelných znaků.

Dnes je formát EDF velmi rozšířený a je jedním z nejčastěji používaných formátů pro přenos EEG dat. Existuje mnoho aplikací, které EDF nějakým způsobem implementují a umí ho číst nebo zapisovat. Seznam takových aplikací, čítající přes 100 položek, je možné

vidět na oficiálních stránkách formátu EDF. Ve skutečnosti jich však bude víc. Matlab má od verze R2021a podporu pro EDF, do té doby bylo třeba používat jiné veřejně dostupné funkce na čtení a zápis EDF dat.



Obrázek 5 - Ukázka aplikace EDFbrowser určené pro vizualizaci EDF dat. Program kromě signálu umí zobrazovat i frekvenční spektra a jiné užitečné vlastnosti signálu.

5.2. Načtení a čištění dat

Datové zpracování bude probíhat v programu EEGLAB (Delorme, Makeig, 2004), což je interaktivní toolbox do Matlabu určený na zpracování EEG dat. Nabízí podporu pro filtrování dat, frekvenční analýzu či detekci a odstraňování artefaktů. EEGLAB se používá primárně pomocí grafického prostředí, avšak je možné ho používat čistě přes skripty a příkazovou řádku. To je důležité hlavně při hromadném zpracování dat. Další výhodou EEGLABu je jeho rozšiřitelnost pomocí externích pluginů, které přidávají funkce nad rámec základního balíku. Rozšiřitelnosti je hojně využíváno a existuje mnoho pluginů pro všechny možné operace nad daty.

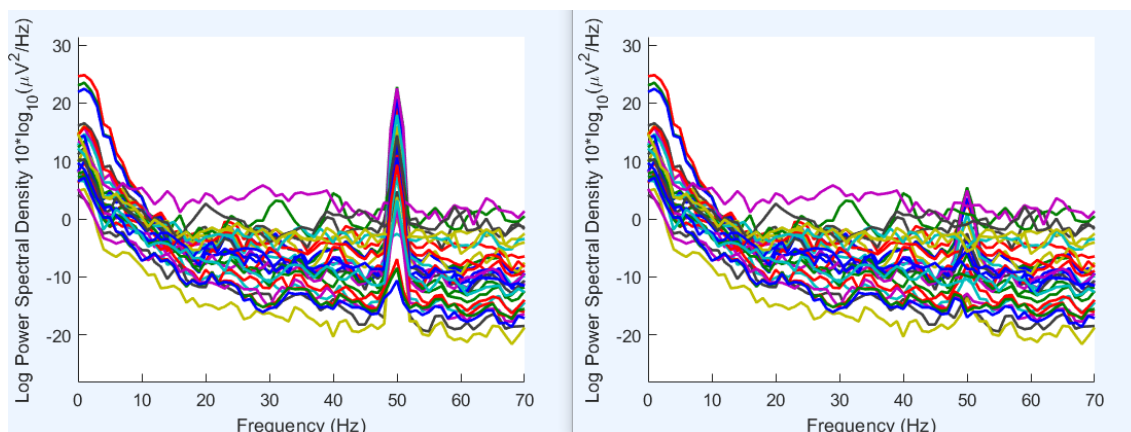
Předlohou pro celou předzpracovací sekvenci jsou dvě již navržené sekvence veřejně dostupné na internetu. Základním požadavkem bylo, aby byly plně automatické. Některé jiné sekvence vyžadují vstup výzkumného pracovníka, převážně při hodnocení artefaktů. Ruční metoda však byla zavrhnuta již v počátku, neboť nevýhody převažují nad výhodami. Ruční detekce může mít lepší senzitivitu na artefakty, ale zároveň zhoršuje objektivitu porovnávání, neboť každý specialista hodnotí EEG artefakty trochu jinak. Problém je i lidský

kapitál, neboť aby člověk mohl správně identifikovat zašuměná EEG data, tak by měl mít patřičný výcvik. Ruční detekce je také časově náročná, zvláště z důvodu rychlého vývoje EEG vybavení, a s tím spojeným nárůstem dat.

Obě výše zmíněné sekvence mají podobný základ a průběh, neboť řeší stejný problém. Někdy pouze prohodí pořadí jednotlivých kroků, jindy na daný problém nahlíží z jiného úhlu. Budou zde krátce představeny a porovnány dvě sekvence - *The Harvard Automated Processing Pipeline for Electroencephalography (HAPPE)* (Gabard-Durnam, et al., 2018) a *The PREP Pipeline (Bigdely-Shamlo, et al., 2015)*. Obě v úvodu zmiňují, že standardizace dat je potřeba a její důležitost bude narůstat, i s rozvojem strojového učení.

První krok sekvence HAAPE je odfiltrování pomalých frekvencí pomocí horní propusti nastavené na 1 Hz. Je to běžná technika na odstranění tzv. *wandering baseline*. U EEG je jejím hlavním důvodem, že postupem času vysychá vodivý gel u elektrod a mírně mění svoje vlastnosti. (Sanei, Chambers, 2009) doporučuje filtrovat na 0,5 Hz, existují však i jiné techniky než frekvenční filtrování, např. mediánové filtrování. Sekvence PREP na začátku pomalé frekvence nefiltruje. Zmiňují sice pozitivní vliv při odstraňování síťového artefaktu, jelikož FFT obecně pracuje lépe, pokud je signál stacionární, avšak nevýhody se projeví u výzkumu ERP (event related potential). To však není problém, neboť práce nezkoumá ERP.

Další krok je u obou sekvencí stejný, a to odstranění síťového artefaktu. Shodně k tomu nepoužívají klasickou pásmovou zádrž na 50 Hz, ale plugin pro EEGLAB nazvaný *Cleanline*. Ten má oproti pásmové zádrži lepší vlastnosti díky specializaci, odstraní z dat pouze šum a podstatná data zachová. Cleanline funguje na principu rozdělení kontinuálních dat pomocí časových oken, na kterých je aplikována frekvenční transformace. V každém okně se hledá sinusoidní signál na předpokládané frekvenci. Z důvodu, že přesná frekvence sítě neustále kolísá, tak se algoritmus na daném okně spustí vícekrát s různou předpokládanou frekvencí sítě a pomocí statistického F-testu se hledá nejlepší shoda. Nejlepší nalezené parametry síťového signálu (frekvence, fázový posun a amplituda) slouží k následnému generování nového signálu, který je odečten od signálu původního. Pro zahlazení nespojitostí po použití časových oken je na signál aplikována funkce sigmoid. (Mullen, 2012)



Obrázek 6 - Porovnání dvou výkonostních spekter EEG signálu. Spektrum nalevo je před filtrací síťové složky 50 Hz, spektrum napravo poté po filtraci.

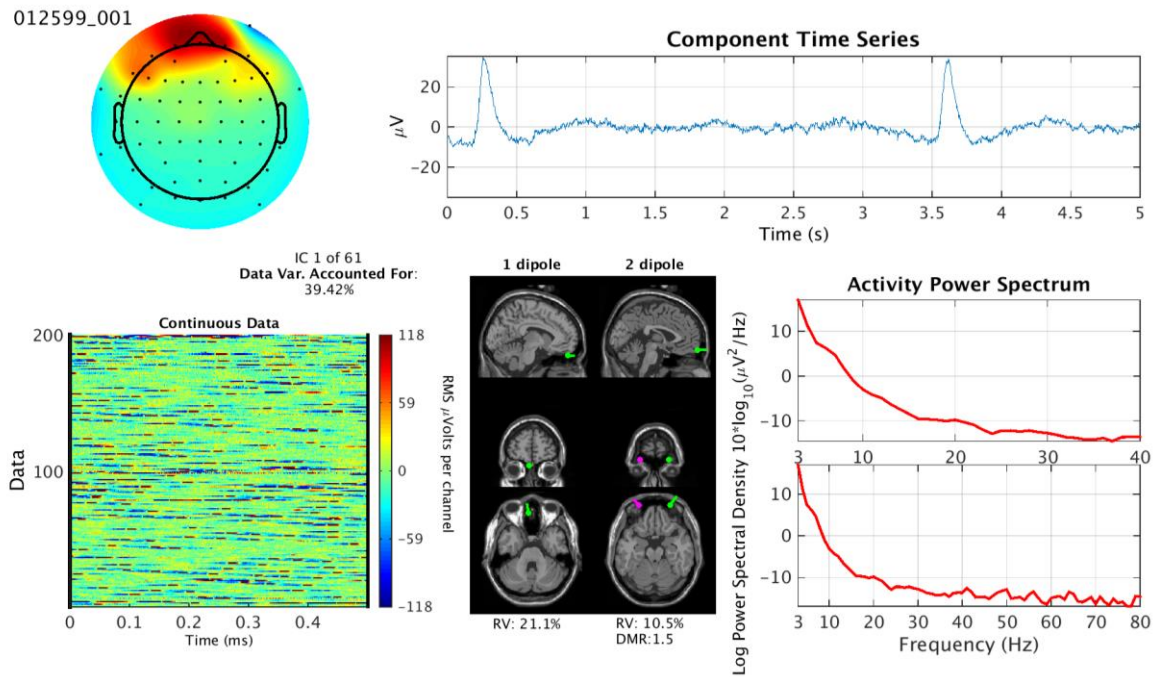
Následně obě sekvence v datech naleznou špatné či zarušené signálové kanály. Ke každému kanálu se spočítají rozličné metriky kvality. PREP využívá celkem 4 - extremitu amplitud, korelaci s okolními kanály, predikovatelnost pomocí ostatních kanálů a neobvyklou zarušenost ve vysokých frekvencích. Pomocí těchto 4 metrik je možné vypočítat statistické rozložení a v případě vysoké deviace kanály označit jako špatné. HAPPE využívá podobného principu – tedy spočítání metrik a následné statistické vyhodnocení - akorát metriku má pouze jednu – porovnání výkonového frekvenčního spektra sousedních kanálů.

Následující fázi provádí pouze HAPPE, jedná se o aplikování algoritmu jménem ICA – *independent component analysis*. Algoritmus ICA se snaží o rozdělení signálu do nezávislých složek, které ho generují. Každá elektroda totiž obsahuje smíchané signály z celého mozku. Ty se však na každé elektrodě projeví jinak silně, neboť signál musel putovat z menší/větší vzdálenosti. Algoritmus ICA převádí data ze světa *kanálů/elektrod* do světa *událostí v mozku*. Pomocí ICA je možné odhalit některé artefaktové zdroje – jako např. oční signál atd. Je tedy možné ve světě *událostí* danou událost utlumit a poté zpětně rekonstruovat signál do světa *elektrod*, který již daný artefakt neobsahuje.

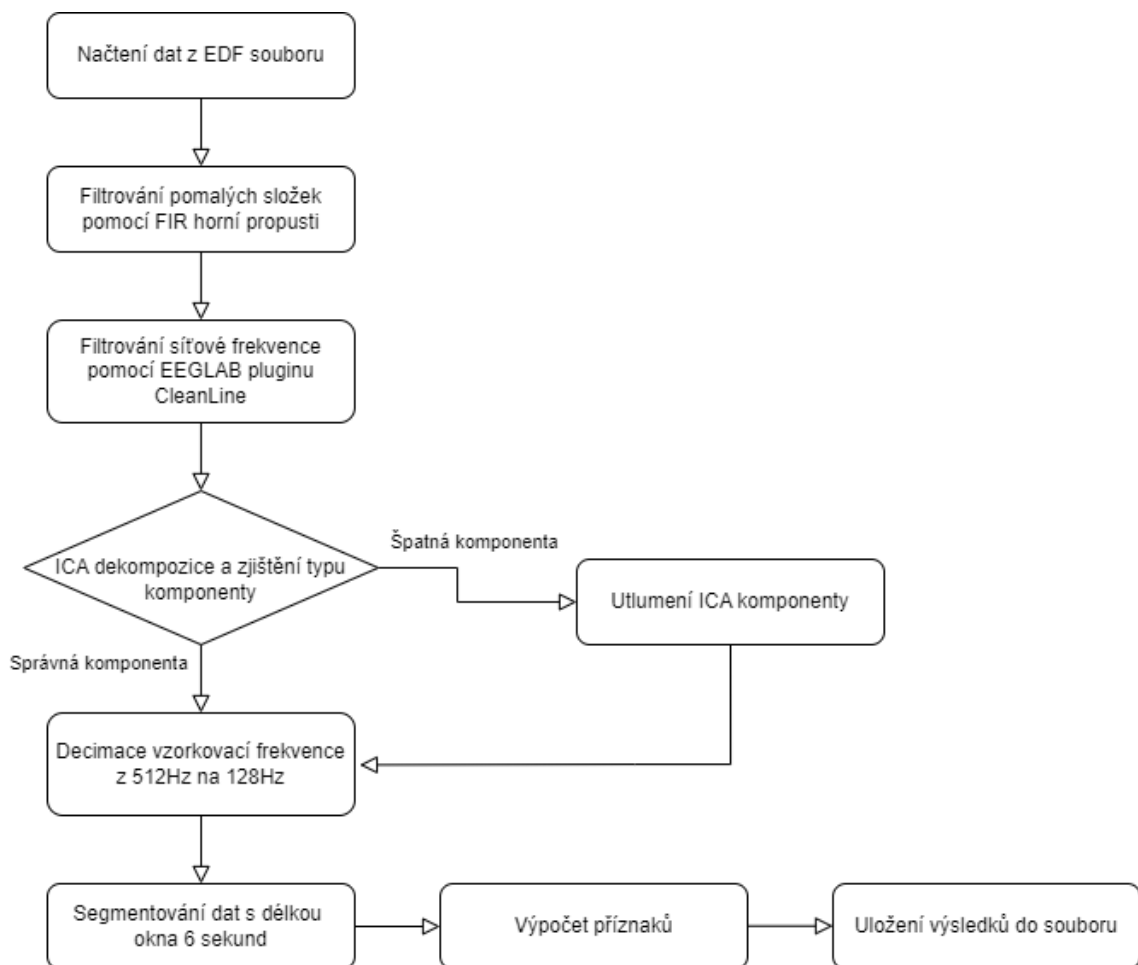
Sekvence HAPPE využívá algoritmus strojového učení MARA, který přiřadí ICA komponentám pravděpodobný typ, na základě kterého je poté jednotlivá komponenta zachována/odstraněna. Existuje i další algoritmus podobné funkčnosti jako MARA pojmenovaný ICLabel, který je doporučený autory EEGLABu. Na jejich stránkách lze nalézt hezký popis jednotlivých signálových komponent a způsoby jejich rozpoznání. (*ICLabel Tutorial: EEG Independent Component Labeling*) (Delorme, 2022)

Finální krok je poté u obou stejný, interpolace vyřazených kanálů pomocí Legendrových polynomiálů až do sedmého stupně. To slouží hlavně k tomu, aby v datech nebyly žádné nespojitosti a bylo možné u každého datasetu přistupovat ke všem elektrodám bez obavy, že budou chybět.

Do finální zpracovávací sekvence byly zvoleny následující kroky, které vychází z výše uvedených poznatků. Prvním krokem je načtení samotných EDF dat do EEGLABU, následovaný filtrováním pomocí horní frekvenční propusti. Za pomocí pluginu CleanLine je odstraněna síťová frekvence 50 Hz. Následuje ICA dekompozice a určení pravděpodobné třídy dané komponenty pomocí nástroje ICLLabel. Artefaktové komponenty jsou odstraněny, pokud jsou určeny s pravděpodobností 0,9 a vyšší. Finálním krokem je decimování z původních 512 Hz na výsledných 128 Hz, čemuž předcházelo filtrování pomocí dolní propusti nastavené na 45 Hz, aby se předešlo frekvenčnímu prosakování. Ve vyšších frekvencích byly stále přítomné svalové a EKG artefakty, což negativně ovlivňovalo výsledky. Celý proces je zobrazen jako vývojový diagram pomocí Obrázku 7.



Obrázek 8 - Ukázka ICA komponenty, která jasně představuje oční artefakt. (ICLabel Tutorial: EEG Independent Component Labeling)



Obrázek 7 - Diagram předzpracovací sekvence

5.3. Výpočet zajímavých příznaků

Pro statistické vyhodnocení je nutné z dat vypočítat příznaky. Příznak (angl. feature) je číselná hodnota, která nějakým způsobem popisuje/shrnuje předložená data. Příznaky lze počítat buďto na celém měřeném úseku nebo měřený úsek rozdělit do menších, na každém vypočítat příznak, a ty poté zprůměrovat. Druhému řešení se říká segmentace, a právě ta byla zvolena v rámci této práce. Je to běžná technika při zpracování digitálního signálu. S použitím segmentace se pojí volba délky časového okna a překryvu oken. Špatná volba může negativně ovlivnit frekvenční spektrum, neboť může utlumit některé frekvence. Pro tuto práci byla zvolena délka okna 3 sekund s překryvem 25 %. Vše bylo zvoleno na základě (Robert Oostenveld, 2023) a faktu, že budou používány i malé frekvence kolem 2 Hz. Je samozřejmě možné zvolit různě dlouhá časová okna/různé překryvy, což by však pouze zvýšilo počet statisticky zpracovávaných dat a zhoršilo MCP.

Na každém segmentu jsou následně vypočtené příznaky. Jako podklad pro výběr příznaků sloužil (Stancin, Cifrek, Jovic, 2021) a (Flood, Grimm, 2021). Použitelných příznaků existuje obrovské množství, jenom prvně odkazovaná reference jich zmiňuje přes 150 a určitě existují i mnohé další. Pro prvotní přehled o zkoumaných datech bylo vypočteno příznaků více, jejich počet se poté redukoval pro statistické zkoumání – kvůli MCP.

5.3.1. Příznaky ve frekvenční doméně signálu

Pro tuto práci byly použity pouze příznaky ve frekvenčním doméně signálu. Hlavním použitým příznakem je výpočet relativního výkonu mu rytmu. Ten bude použit pro porovnání aktivace zrcadlových neuronů. Další vypočtené příznaky jsou ještě relativní výkony ve všech EEG pásmech. Ty budou použity k porovnání této práce a práce Kateřiny Pilátové. Relativní příznaky jsou důležité, neboť poskytují normalizaci mezi jednotlivými účastníky experimentu.

Všechny relativní příznaky byly vypočteny jako poměr výkonu ve frekvenčním výseku spektra oproti výkonu v celém spektru. Ke všem výpočtům spektra byla použita Matlab funkce *bandpower*. Jedním z jejich parametrů je také frekvenční rozsah, pro který se má výkon zjišťovat. Výkon v celém spektru byl definován jako 0-45Hz, protože vstupní EEG signál byl už předtím filtrován na 45Hz. Rozsahy frekvencí jednotlivých EEG pásem poté byly zvoleny stejně jako v Tabulce 1.

6. Statistické testování

Statistická inference znamená provedení zobecnění z náhodného výběru na celou populaci. Při inferenci je nutné nejdříve vyslovit hypotézu. Hypotéza je obecně otázka, na kterou je možné odpovědět ano nebo ne. V rámci analýzy je hypotéza podrobena statistickým testům, které buďto hypotézu zamítnou nebo nezamítnou.

Prvním krokem při testování je stanovení tzv. nulové a alternativní hypotézy. Nulová hypotéza H_0 je tvrzení, které deklaruje žádný rozdíl mezi testovanými skupinami. Alternativní hypotéza H_1 poté znamená situaci, kdy nulová hypotéza neplatí. Obvykle je zájmem výzkumu právě H_1 , a proto je nutné hypotézy formulovat tímto opačným způsobem. Zde je důležité podotknout, že nedostatek důkazů k zamítnutí H_0 neznamená, že H_0 platí (Hendl, 2012). Druhým krokem je poté stanovení hladiny významnosti *alfa*, což je pravděpodobnost, že se zamítne nulová hypotéza, ačkoliv ona platí. Běžně se používá alfa hladina 0,05, případně 0,01. Třetím krokem je výpočet testovací statistiky, a čtvrtým poté interpretace výsledku.

V kroku tři byl pro výpočet testovací statistiky zvolen z-test. Z-test je parametrický test, který porovnává průměry dvou distribucí. Předpokladem pro z-test je, že porovnávané distribuce jsou normálně rozložené, a že je známá směrodatná odchylka. Jelikož má každá porovnávaná distribuce vysoký počet vzorků, tak se dá dostatečně přesná směrodatná odchylka vypočítat z naměřených dat. Test normality byl poté proveden grafickou metodou, kdy se data zobrazí pomocí krabicového grafu. Při vysokém počtu vzorků není vhodné používat výpočetní testy normality, jako např. Kolmogorův-Smirnovův test "dobré shody". Takové testy jsou při velkém počtu vzorků náchylné i na drobné odchylky od ideálního normálního rozložení. (Joris Meys, 2018)

Veškeré statistické testování proběhlo v jazyce Python za použití knihovny *statsmodels*. Pro ukládání dat byla použita knihovna Pandas a pro vizualizaci dat grafická knihovna Seaborn. Nedílnou součástí byla také knihovna Jupyter umožňující vytvářet interaktivní webové přehledy.

6.1. Problém vícenásobného testování (MCP)

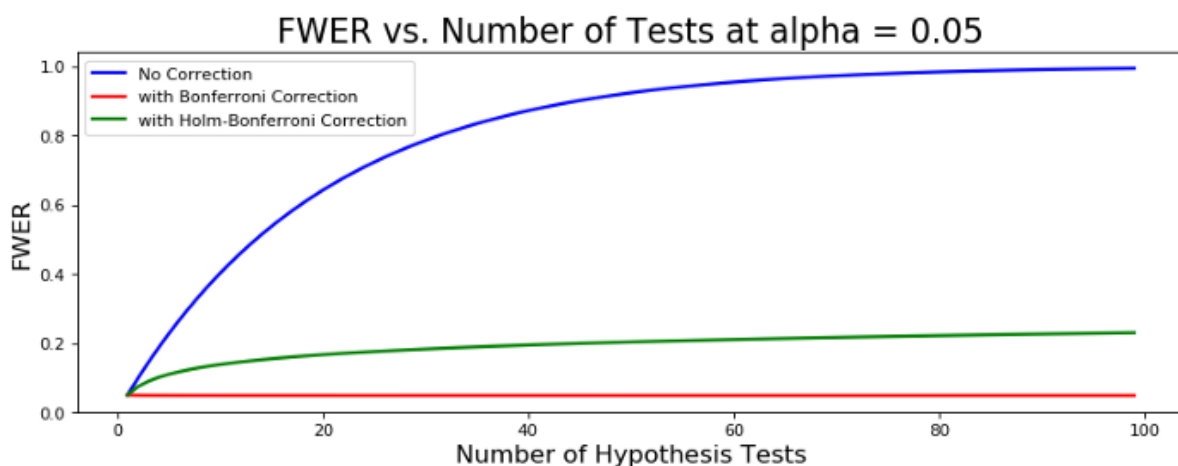
Teoretická tvrzení o vlastnostech výše uvedených testů platí pouze pro situaci, kdy provádíme pouze jeden test. V případě, že porovnáваме více skupin, tak pro každou

porovnávanou skupinu používáme nový test. S tím, jak roste počet testů, roste i pravděpodobnost, že nějaký test vyjde falešně pozitivní. (Hendl, 2012)

Problém vícenásobného testování je obzvláště patrný při zpracování EEG dat. Ty jsou totiž specifické svoji vysokou dimensionalitou dat, danou vysokým počtem elektrod společně s vysokou časovou přesností. Zároveň jsou data na sousedních elektrodách mnohdy korelovaná. Je potřeba proto k statistickému vyhodnocení přistupovat s rozmyslem. (Robert Oostenveld, 2019) (Luck, Gaspelin, 2017)

Základní teorií pro řešení MCP je tzv. *Family-wise error rate (FWER)*. FWER je vyjádření pravděpodobnosti, že bude provedeno alespoň jedno porovnání s chybou. S rostoucím počtem testů roste i pravděpodobnost FWER, který je dán následujícím vztahem. Pro lepší přehled je přiložen i graf závislosti FWER na počtu testů.

$$FWER = 1 - (1 - \alpha)^{n_{tests}} \quad (4)$$



Obrázek 9 - Graf FWER v závislosti na počtu provedených testů. (John Clements, 2020)

Nejjednodušším řešením FWER je tzv. Bonferroniho korekce. Ta spočívá v jednoduchém principu, kdy se požadovaná hladina významnosti podělí počtem provedených testů. Tato metoda je však zbytečně přísná a dá se použít pouze pokud se provádí nižší jednotky testů. S narůstajícím počtem testů výrazně klesá nutná hladina spolehlivosti, které je následně téměř nemožné dosáhnout. Podstatným vylepšením je metoda Holm-Bonferroni, která neaplikuje na všechny testy stejnou korekční hodnotu, ale snižuje korekční hodnotu s přibývajícím počtem testů. (Maris, Oostenveld, 2007, Arnaud Delorme, 2020)

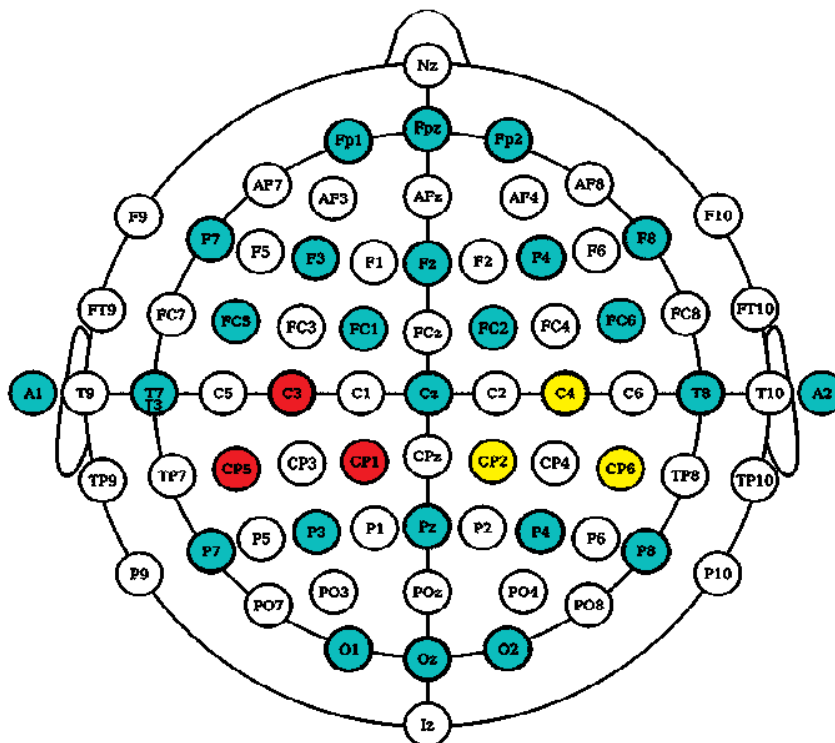
Další metodou pro řešení MCP je nedělat tolik testů. Dopředu si heuristicky zvolit, kde mohou být očekávané změny, a pouze na základě toho provést testy. V rámci této práce,

kdy je celkem 32 elektrod a 6 příznaků, je možné provést až 192 různých testů. V případě srovnání i mezi jednotlivými lidmi je počet testů ještě výrazně větší.

Zanedbáním korekce na vícenásobné testování je možné se dopustit p-hackingu. Ten spočívá ve vybrání vhodných dat, podle kterých je následně vytvořena hypotéza. Zbylá data jsou zanedbána. Tímto přístupem se výrazně zvyšuje možnost falešně pozitivního výsledku zkoumání. Vytvořením testovacích hypotéz ještě před samotným průzkumem dat, stejně tak jako stanovením hladiny významnosti, bylo p-hackingu zabráněno. (Guthrie, 2020)

6.2. Stanovení testovacích hypotéz pro zjištění aktivity ZN

Velkým přínosem a chytrostí této práce je právě ve zvolení vhodných elektrod a příznaků. Dle znalostí o funkčních částech mozku byly vybrány elektrody, kde lze předpokládat nějaké změny. Jedná se o elektrody nad somatosensorickými oblastmi mozku. Ty jsou zodpovědné za zpracování vnějších signálů, tedy přesně to, čím se zabývá tato práce. Jelikož žádná část mozku není v přijímání signálů osamocena a zároveň sousedící elektrody jsou spolu provázané, tak budou porovnávány shluky elektrod místo jednotlivých elektrod. První shluk je v levé hemisféře a obsahuje tyto elektrody – CP5, C3, CP1. Druhý v pravé hemisféře a obsahuje tyto elektrody – CP2, C4, CP6.



Obrázek 10 - Přehled všech elektrod s barevně vyznačenými shluky. Červený shluk je v levé hemisféře a žlutý v pravé.

Stejně jako byly heuristicky selektovány elektrody, tak budou selektovány i příznaky. Jelikož se diplomová práce zabývá tématem zrcadlových neuronů, tak bude jako jediný příznak zvolena *redukce mu rytmu*. Předpokládá se, že redukce jeho výkonu je dobrým odrazem aktivity ZN. Zvolením více příznaků by se zbytečně snížila kritická hodnota alfa. Mohlo by to však být použito v případě jiné, explorační analýzy.

Na základě výše uvedeného bylo sestaveno celkem 20 výzkumných otázek, které jsou shrnuty v následující Tabulce 2. Budou mezi sebou porovnávány jak různé modifikace, tak i shluky. Všechny hypotézy jsou vyhodnocovány souhrnně přes všechny účastníky experimentu. Z původních 12 účastníků byl jeden vyřazen, neboť u něho naměřená data neobsahovala dostatečně dlouhý záznam.

6.3. Stanovení testovacích hypotéz pro porovnání s prací K. Pilátové

Kateřina Pilátová ve své práci používá všechny běžná frekvenční spektra na všech elektrodách. Aby bylo možné co nejlepší porovnání, tak neproběhla žádná preselekce. Byly použity všechny možné kombinace. Celkem se tedy jedná o 32 elektrod x 5 příznaků provedených testů pro každé porovnávané modifikace.

Relativní výkon v <i>mu</i> rytmu		Porovnávané shluky			
		Levý shluk x Levý shluk	Levý shluk x Pravý shluk	Pravý shluk x Levý shluk	Pravý shluk x Pravý shluk
Porovnávané modifikace	Otevřené oči x ZT bez kontaktu terapeuta	Signifikantní výsledek	Signifikantní výsledek	Signifikantní výsledek	Signifikantní výsledek
	Otevřené oči x ZT s haptickým kontaktem terapeuta	Signifikantní výsledek	Signifikantní výsledek	Signifikantní výsledek	Signifikantní výsledek
	Otevřené oči x ZT s taktilním kontaktem pomocí molitanového válečku	Signifikantní výsledek	Signifikantní výsledek	Signifikantní výsledek	Signifikantní výsledek
	ZT bez kontaktu terapeuta x ZT s haptickým kontaktem terapeuta	Nenaměřený rozdíl	Nenaměřený rozdíl	Nenaměřený rozdíl	Nenaměřený rozdíl
	ZT bez kontaktu terapeuta x ZT s taktilním kontaktem pomocí molitanového válečku	Nenaměřený rozdíl	Nenaměřený rozdíl	Nenaměřený rozdíl	Nenaměřený rozdíl

Tabulka 2 - Přehled všech testovaných hypotéz zaměřených na aktivaci ZN společně s výsledky statistického testování. Jelikož haptický kontakt byl podáván na jednu ruku, tak může být zajímavé sledovat i rozdíly v odezvě jednotlivých mozkových hemisfér.

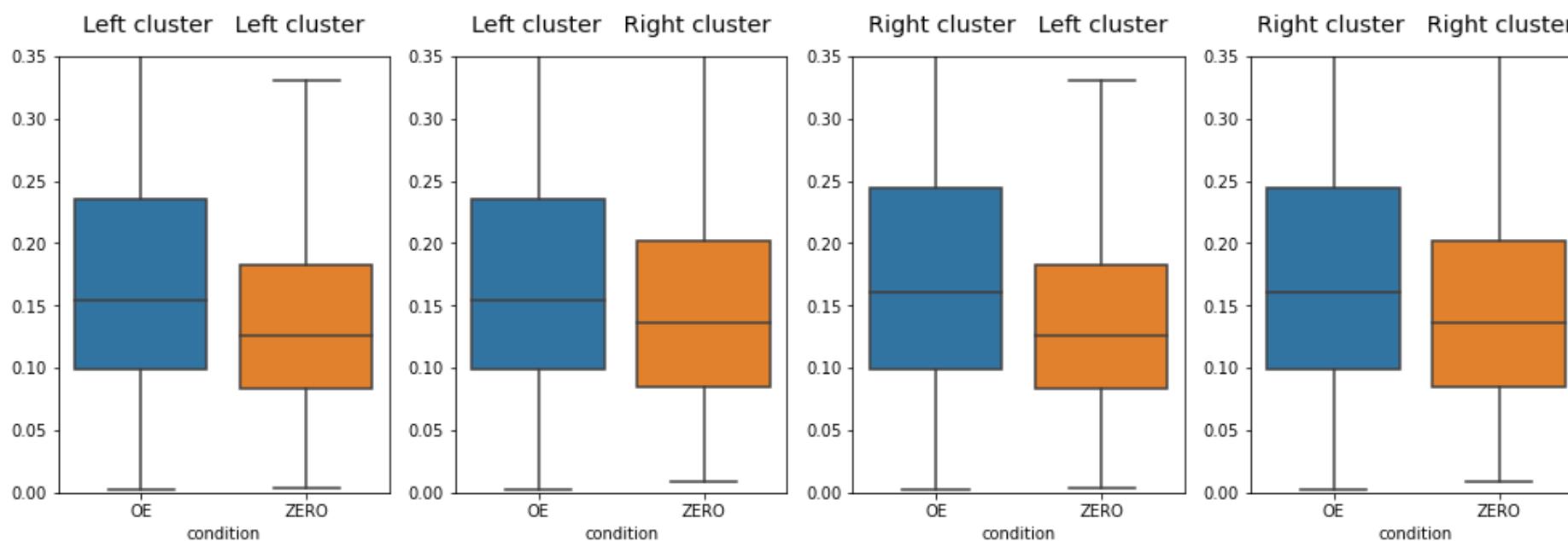
7. Výsledky statistického testování

V Tabulce 2 jsou přehledně vypsány všechny výsledky provedených z-testů po aplikování Holm-Bonferroniho korekce. V textu níže budou pro názvy modifikací používány tyto zkratky.

- OE – Otevřené oči
- ZERO – Zrcadlová terapie bez kontaktu terapeuta
- HAND – Zrcadlová terapie s haptickým kontaktem terapeuta
- ROLLER – Zrcadlová terapie s taktilním kontaktem pomocí molitanového válečku

7.1. Porovnání modifikace: Otevřené oči X ZT bez kontaktu terapeuta

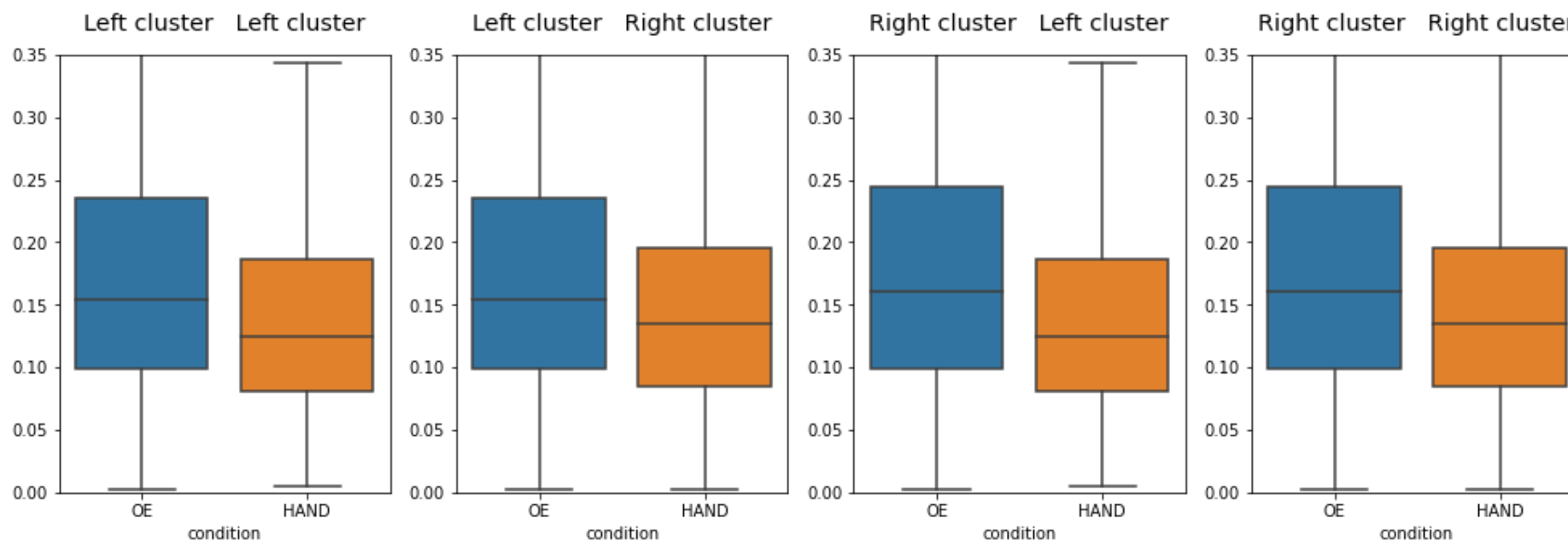
Na základě výsledkové tabulky je vidět, že i po aplikování korekce na vícenásobné testování vyšel rozdíl modifikací OE a ZERO dostatečně statisticky signifikantní ve všech testovaných případech. Data naznačují, že v případě zrcadlové terapie jsou aktivovány zrcadlové neurony.



Graf 1 - Přehled krabicových grafů příznaku relMu v modifikaci OE/ZERO rozdělený dle porovnávaných shluků. Lze vidět, že při provádění ZT klesá průměrný relativní mu rytmus.

7.2. Porovnání modifikace: Otevřené oči X ZT s haptickým kontaktem terapeuta

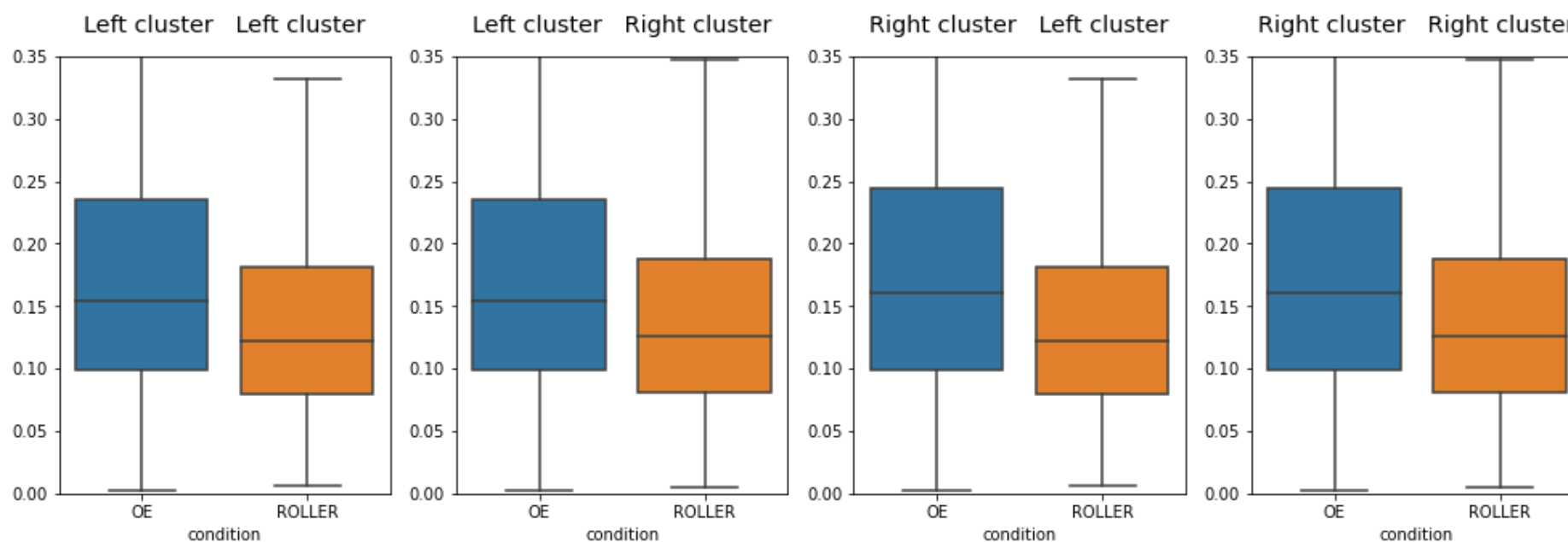
Na základě výsledkové tabulky je vidět, že i po aplikování korekce na vícenásobné testování vyšel rozdíl modifikací OE a HAND dostatečně statisticky signifikantní ve všech testovaných případech. Data naznačují, že v případě zrcadlové terapie jsou aktivovány zrcadlové neurony.



Graf 2 - Přehled krabicových grafů příznaku relMu v modifikaci OE/HAND rozdělený dle porovnávaných shluků. Lze vidět, že při provádění ZT klesá průměrný relativní mu rytmus.

7.3. Porovnání modifikace: Otevřené oči X ZT s taktilním kontaktem pomocí molitanového válečku

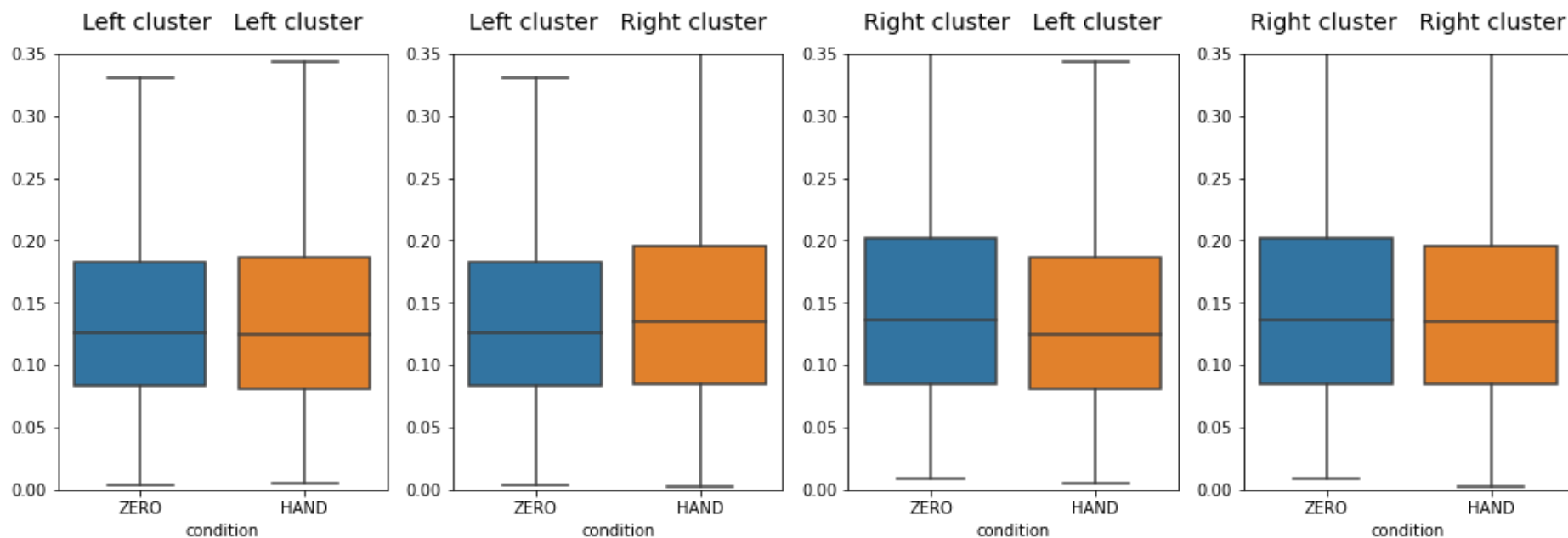
Na základě výsledkové tabulky je vidět, že i po aplikování korekce na vícenásobné testování vyšel rozdíl modifikací OE a ROLLER dostatečně statisticky signifikantní ve všech testovaných případech. Data naznačují, že v případě zrcadlové terapie jsou aktivovány zrcadlové neurony.



Graf 3 - Přehled krabicových grafů příznaku relMu v modifikaci OE/ROLLER rozdělený dle porovnávaných shluků. Lze vidět, že při provádění ZT klesá průměrný relativní mu rytmus.

7.4. Porovnání modifikace: ZT bez kontaktu terapeuta X ZT s haptickým kontaktem terapeuta

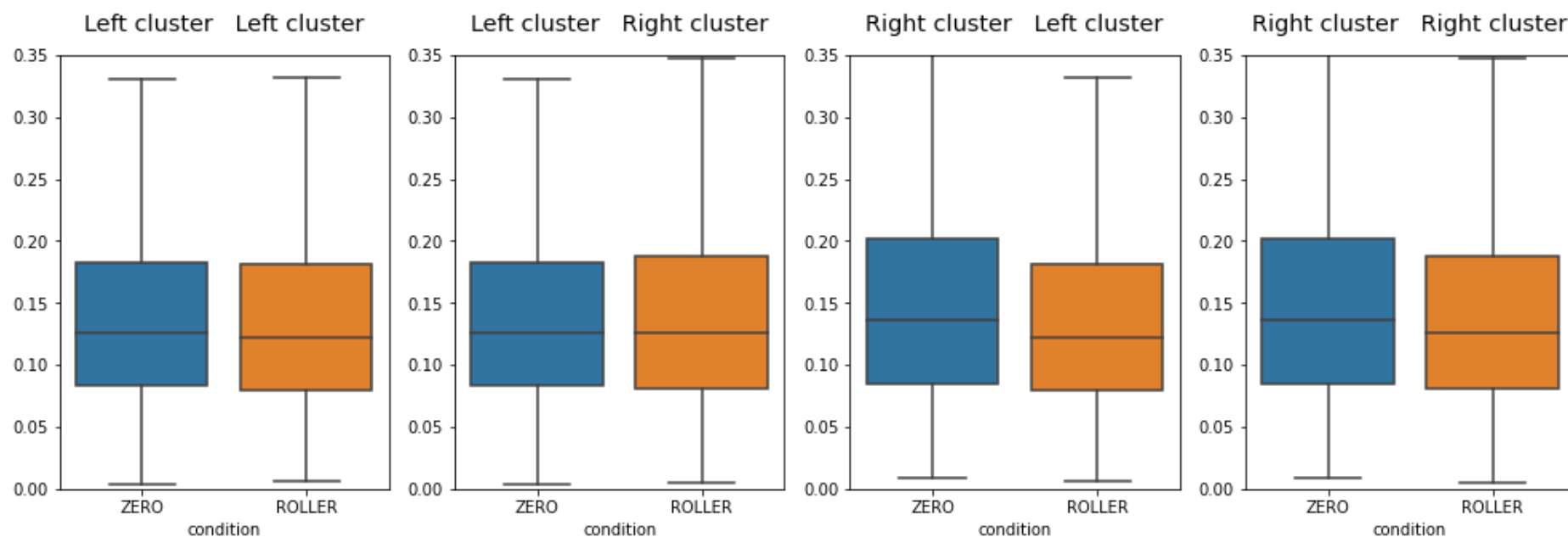
Na základě výsledkové tabulky je vidět, že po aplikování korekce na vícenásobné testování nevyšel rozdíl modifikací ZERO a HAND dostatečně statisticky signifikantní ani v jednom testovaném případě. Data naznačují, že není rozdíl v aktivaci zrcadlových neuronů v závislosti na ne/aplikovaném taktilním doteku.



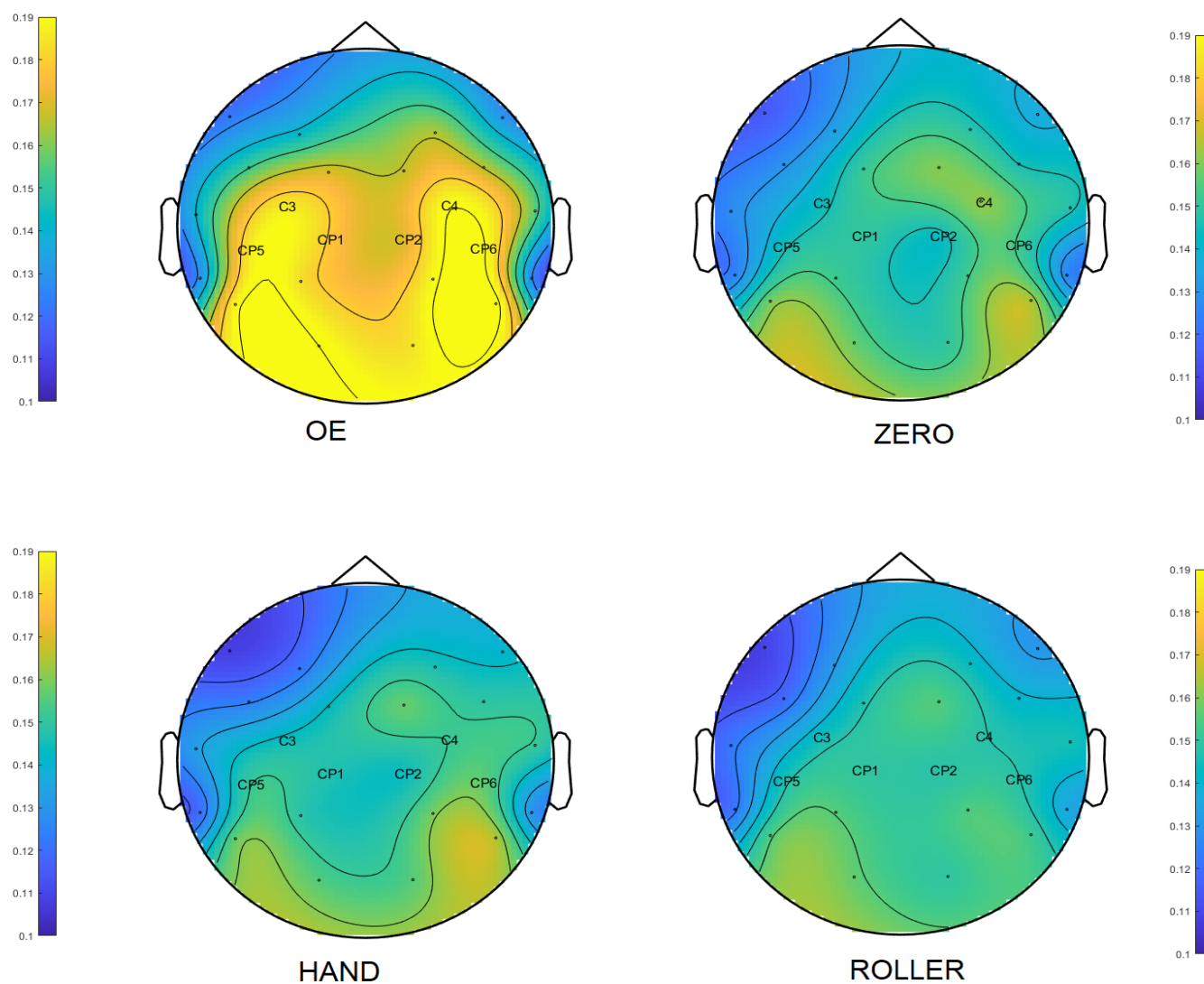
Graf 4 - Přehled krabicových grafů příznaku relMu v modifikaci ZERO/HAND rozdělený dle porovnávaných shluků. Lze vidět, že při provádění ZT s/bez pomoci taktilního dotek neklesá průměrný relativní mu rytmus, takže taktilní dotek nemá vliv na aktivaci zrcadlových neuronů.

7.5. Porovnání modifikace: ZT bez kontaktu terapeuta X ZT s taktilním kontaktem pomocí molitanového válečku

Na základě výsledkové tabulky je vidět, že po aplikování korekce na vícenásobné testování nevyšel rozdíl modifikací ZERO a ROLLER dostatečně statisticky signifikantní ani v jednom testovaném případě. Data naznačují, že není rozdíl v aktivaci zrcadlových neuronů v závislosti na ne/aplikovaném haptickém doteku.



Graf 5 - Přehled krabicových grafů příznaku reIMu v modifikaci ZERO/ROLLER rozdělený dle porovnávaných shluků. Lze vidět, že provádění ZT s/bez pomoci haptického doteku nemá vliv na aktivaci zrcadlových neuronů.



Obrázek 11 - Zobrazení relativního výkonu mu rytmu na všech snímaných elektrodách. Lze vidět výrazný pokles mu aktivity modifikací ZERO, HAND a ROLLER oproti modifikaci OE. Pro lepší přehlednost jsou všechny 4 topografy se stejně neškolovanou osou z.

7.6. Porovnání všech tří modifikací v případě této práce a práce Kateřiny Pilátové

OE/ZERO	Alfa		Beta		Delta		Theta	
	TP	KP	TP	KP	TP	KP	TP	KP
Frontální lalok		x	x	x	x			x
Okcipitální lalok	x	x	x		x		x	x
Parietální lalok	x	x				x		x
Precentrální gyros	x							

OE/MIRROR	Alfa		Beta		Delta		Theta	
	TP	KP	TP	KP	TP	KP	TP	KP
Frontální lalok								
Okcipitální lalok	x		x	x	x			x
Parietální lalok	x			x				
Precentrální gyros	x			x				

OE/HAND	Alfa		Beta		Delta		Theta	
	TP	KP	TP	KP	TP	KP	TP	KP
Frontální lalok					x			
Okcipitální lalok			x				x	
Parietální lalok								
Precentrální gyros	x							

Tabulka 3 - Porovnání naměřených výsledků této práce s prací Kateřiny Pilátové. Tabulka je rozdělena dle oblastí mozku a EEG pásem. V případě, že byla nalezena statisticky signifikantní změna, tak je uvnitř tabulky písmeno x. Zkratky. TP – tato práce, KP – práce Kateřiny Pilátové

8. Diskuse

Plně pochopit lidský mozek a procesy v něm probíhající je velmi těžký úkol, kterým se zabývají výzkumníci po celém světě. Tato diplomová práce se snaží nahlédnout na fungování jeho části (zrcadlových neuronů) při velmi specifickém úkolu – při zrcadlové terapii s taktilním kontaktem.

Základními dvěma lidskými smysly použitými v případě zrcadlové terapie s haptickým dotekem je zrak a hmat. Existuje studie (Lunghi, Lo Verde, Alais, 2017), která dává do souvislosti právě tyto dva smysly pomocí zkoumání shodnosti vjemů. V rámci jejich experimentu byl účastníkům na obrazovce zobrazen obrázek, který na začátku experimentu byl náhodný šum a postupem času se z něj stala mřížka natočená doprava nebo doleva. Úkolem účastníka bylo co nejrychleji určit směr natočení dané mřížky. Společně s vizuálním podnětem probíhal i podnět hmatový. Byla sestrojena speciální destička, která měla na sobě vroubky připomínající zobrazenou mřížku. Zkoumalo se, jaký bude na člověka mít vliv, pokud oba smysly dostávají stejný vjem (tedy obě mřížky mají stejné natočení) nebo jiný (mřížky mají různé natočení). Bylo zjištěno, že v případě shodného natočení byl člověk schopný rozpoznat směr natočení rychleji než v případě rozdílného natočení.

Tématem EEG v závislosti na doteku se zabývají i (Singh, Bauer, Chowanski, Sui, Atkinson, Baurley, Fry, Evans, Bianchi-Berthouze, 2014). Používají speciálně sestrojený přístroj obsahující kartáč, který rotačním pohybem hladí účastníka experimentu po předloktí. Na rotačním přístroji bylo možné měnit látku za účelem zjištění, která látka je pro účastníky nejvíce příjemná. Společně s EEG záznamem bylo také provedeno dotazníkové šetření na zjištění pocitové příjemnosti dané látky. V odkazované práci byla zjištěna redukce alfa rytmu v senzomotorické oblasti mozku. Míra redukce se lišila látka od látky, avšak nebyla zjištěna žádná korelace mezi mírou redukce a vyplněným dotazníkem.

Podobným tématem reakce lidského těla v závislosti na doteku se zabývá také (Portnova, Proskurnina, Sokolova, Skorokhodov, Varlamov, 2020). Obsahem odkazované práce je změna koncentrace oxytocinu (*hormonu lásky*) ve slinách před a po příjemném doteku. Dotek byl situovaný na účastníkovu levou ruku pomocí různě příjemných kartáčů. Výsledkem studie je, že hladina oxytocinu se zvýší po aplikování příjemného doteku. Součástí práce bylo také měření a vyhodnocení EEG aktivity, kde po aplikování doteku bylo zaznamenáno snížení alfa aktivity. Nejvýraznější snížení bylo zaznamenáno v čelním laloku.

Výsledky této práce dopadly dle očekávání. Je vlastně až s podivem, jak moc jednoznačné výsledky vyšly. Ve všech modifikacích, kde se porovnával stav OE x ZT vyšly změny na všech kombinacích hemisfér. To je očekávatelné, neboť stav OE oproti ZT je velmi rozdílný. Při stavu OE na člověka nejsou aplikovány vnější podněty a mozek tedy pracuje v jiném režimu než v případě ZT, kdy je aplikováno podnětů plno – motorický pohyb rukou, vidění pohybu rukou, novota celé situace spojená se ZT.

Naopak v případě modifikací ZT bez doteku X ZT s dotekem nevyšel výsledek signifikantní ani v jednom zvoleném případě. To mě vlastně překvapilo, očekával jsem, že rozdíl bude měřitelný i v tomto případě. Přece jenom dotek by měl být nějakým způsobem zaregistrovatelný v senzomotorické části mozku. Neměřitelný rozdíl přikládám hlavně tomu, že zrcadlová terapie je sama o sobě tak výrazný stimul, že přidání ještě doteku už nemá výrazný vliv. A pokud jo, tak ne statisticky významný.

8.1. Porovnání s prací Kateřiny Pilátové

Jak již bylo napsáno v předchozích kapitolách, tak tato DP je rozšířením již zpracované DP (prvotní) na stejné téma. Obě práce využívají stejná data, avšak zkoumají problém pomocí jiných výpočetních metod. Konkrétně prvotní práce používá metodu sLORETA k zjištění 3D mozkové aktivity z povrchového EEG. Následně poté porovnává rozdíly v aktivaci jednotlivých EEG pásem přímo ve 3D. Aby bylo možné obě práce porovnat, tak byly spočteny rozdíly ve všech EEG pásmech na všech elektrodách.

Obecně se dá říci, že se výsledky obou prací se výrazně liší. Hlavní důvod inkonsistence vidím v použité metodice. Výpočet příznaků z jedné elektrody je výrazně jednodušší problém. Metoda sLORETA řeší *inverzní* otázku výpočtu 3D aktivity z povrchových elektrod. Taková otázka je už z principu *ill-posed* a pro její výpočet je nutné spoléhat na mnoho předpokladů, které pak mohou výrazně ovlivnit výsledek.

Největší rozdíly jsou v případě porovnání modifikací OE/HAND. V případě prvotní práce nebyly nalezeny žádné statisticky významné rozdíly, zatímco zde nalezeny byly. Obecně bych očekával nějaké statisticky významné rozdíly ve všech modifikacích. Přece jenom porovnávané modifikace OE/HAND jsou výrazně rozdílné, což by se mělo nějak projevit i v EEG měření. Jedno z možných vysvětlení, které použila Pilátová je, že v případě taktilního kontaktu, tedy příjemného lidského doteku, se pacient uklidnil natolik, že potlačil neuronální aktivitu vyvolanou pohybem.

Rozdíly v případě porovnání modifikací OE/ROLLER jsou již méně výrazné. Je zajímavé, že v případě této práce byly v senzomotorické oblasti mozku nalezeny změny ve všech měřených pásmech, naopak v případě primární práce pouze v pásmu beta. Jelikož se obě práce zabývají tématem lidského vnímání, tak zrovna v senzomotorické oblasti mozku by měly být změny nejpatrnější. V případě porovnání modifikací OE/ZERO lze najít rozdíly náhodně rozmístěné všude. Někde se obě práce shodují, někde změny reportuje pouze jedna, pak zase druhá.

8.2. Limity práce

Největším limitem této studie je její předpoklad o redukci *mu* rytmu, jako dobrém ukazateli aktivity zrcadlových neuronů. Pokud by se někdy v budoucnu prokázalo, že to není dobrý ukazatel, tak by rázem celá práce ztratila veškerou hodnotu. V současné době však tato otázka není plně zodpovězena a *redukce mu rytmu* je běžně tímto způsobem používána. Dopusud proběhlé studie na potvrzení/vyvrácení daného předpokladu jsou mezi sebou v rozporu. S *mu rytmem* jako dobrým ukazatelem se pojí i jeho přílišná podoba s alfa rytmem a možnou záměnou.

9. Závěr

Cílem této diplomové práce byl výzkum zrcadlových neuronů a jejich aktivity při prováděné zrcadlové terapii. Práce měla poskytnout odpověď na dvě otázky: *Jsou při zrcadlové terapii aktivovány zrcadlové neurony? Pokud ano, je možné zvýšit jejich aktivitu pomocí doteku?* V případě prokázání pozitivních rozdílů by bylo zefektivnění metody zrcadlové terapie v rehabilitaci, což by následně vedlo k zlepšení kvality života pacientů.

Celá práce byla myšlena jako volné navázání na diplomovou práci Bc. Kateřiny Pilátové, jejíž provedený experiment a v něm naměřená data zde byla využita. Experiment spočíval v měření EEG aktivity účastníků zrcadlové terapie v závislosti na třech modifikacích – bez kontaktu, s haptickým kontaktem pomocí terapeutovy ruky a s taktilním kontaktem zprostředkovaným molitanovým válečkem.

Implementace je složena ze dvou částí. Vypracování metodiky pro předzpracování EDF dat, které zahrnovalo načítání dat, jejich čištění pomocí ICA a výpočet zajímavých příznaků. Tato část je provedena v programu MATLAB za použití toolboxu EEGLAB. Statistické testování proběhlo v jazyce Python, za využití běžně používaných knihoven pro datovou analýzu – statsmodels, NumPy, Pandas, Jupyter a Seaborn.

V datech byly nalezeny statisticky významné rozdíly ve stavu, kdy je účastník experimentu v klidu, oproti stavu při zrcadlové terapii. Těchto rozdílů bylo dosaženo, jak v obou hemisférách, tak ve všech testovaných modifikacích. Naopak nebyly naměřeny významné rozdíly, pokud účastník experimentu při zrcadlové terapii byl (anebo nebyl) zároveň stimulován pomocí doteku. Aktivita zrcadlových neuronů se měřila pomocí změny výkonu *mu* rytmu v senzomotorické oblasti mozku.

Použité zdroje

AMBLER, Z., J. BEDNAŘÍK a E. RŮŽIČKA, 2008. *Klinická neurologie. část obecná*. Vyd. 2. Praha : Triton.

ARNAUD DELORME, 2020. *Robust statistics applied to EEG data #5.: Correction for multiple comparisons*. Virtual space.

ARYA, K.N., 2016. Underlying neural mechanisms of mirror therapy: Implications for motor rehabilitation in stroke [online]. *Neurology India*, **64**(1), 38-44. Dostupné z: 10.4103/0028-3886.173622

BAUER, J., 2016. *Proč cítím to, co ty. Intuitivní komunikace a tajemství zrcadlových neuronů*. První vydání. Praha : Grada Publishing.

BIGDELY-SHAMLO, N. a ET AL., 2015. The PREP pipeline: standardized preprocessing for large-scale EEG analysis [online]. *Frontiers in neuroinformatics*, **9**, 16. Dostupné z: 10.3389/fninf.2015.00016

DELORME, A. a S. MAKEIG, 2004. EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis [online]. *Journal of Neuroscience Methods*, **134**(1), 9-21. Dostupné z: 10.1016/j.jneumeth.2003.10.009

DELORME, A., 2022. *Background on Independent Component Analysis applied to EEG* [online]. 2022. Dostupné z: https://eeglab.org/tutorials/ConceptsGuide/ICA_background.html#differences-between-ica-and-pca

FAURE, C., A. LIMBALLE a H.A. KERHERVÉ, 2019. Fooling the Brain, Fooling the Pain: The Role of Mirror Therapy and Modern Uses in Virtual Reality [online]. *Frontiers for Young Minds*, **7**. Dostupné z: 10.3389/frym.2019.00091

FLOOD, M.W. a B. GRIMM, 2021. EntropyHub: An open-source toolkit for entropic time series analysis [online]. *PloS one*, **16**(11), e0259448. Dostupné z: 10.1371/journal.pone.0259448

GABARD-DURNAM, L.J. a ET AL., 2018. The Harvard Automated Processing Pipeline for Electroencephalography (HAPPE): Standardized Processing Software for Developmental and High-Artifact Data [online]. *Frontiers in neuroscience*, **12**, 97. Dostupné z: 10.3389/fnins.2018.00097

GUTHRIE, W.F., 2020. *NIST/SEMATECH e-Handbook of Statistical Methods (NIST Handbook 151)* : National Institute of Standards and Technology.

GUY-EVANS, O., 2021. *Brodmann Areas: Anatomy and Functions* [online]. Dostupné z: <https://www.simplypsychology.org/brodmann-areas.html>

HENDL, J., 2012. *Přehled statistických metod. Analýza a metaanalýza dat. 4., rozš. vyd.* Praha : Portál.

HEYES, C. a C. CATMUR, 2022. What Happened to Mirror Neurons? [online]. *Perspectives on psychological science : a journal of the Association for Psychological Science*, **17**(1), 153-168. Dostupné z: 10.1177/1745691621990638

HOBSON, H.M. a D.V.M. BISHOP, 2017. The interpretation of mu suppression as an index of mirror neuron activity: past, present and future [online]. *Royal Society Open Science*, **4**(3), 160662. Dostupné z: 10.1098/rsos.160662

ICLabel Tutorial: EEG Independent Component Labeling. Dostupné z: <https://labeling.ucsd.edu/tutorial/labels>

JORIS MEYS, 2018. *Is normality testing 'essentially useless'?* [online]. Dostupné z: <https://stats.stackexchange.com/questions/2492/is-normality-testing-essentially-useless>

KLEM, G.H., H.O. LÜDERS, H.H. JASPER a C. ELGER, 1999. The ten-twenty electrode system of the International Federation. The International Federation of Clinical Neurophysiology. *Electroencephalography and clinical neurophysiology. Supplement*, **52**, 3-6.

LUCK, S.J. a N. GASPELIN, 2017. How to get statistically significant effects in any ERP experiment (and why you shouldn't) [online]. *Psychophysiology*, **54**(1), 146-157. Dostupné z: 10.1111/psyp.12639

LUNGHI, C., L. LO VERDE a D. ALAIS, 2017. Touch Accelerates Visual Awareness [online]. *i-Perception*, **8**(1), 2041669516686986. Dostupné z: 10.1177/2041669516686986

MARIS, E. a R. OOSTENVELD, 2007. Nonparametric statistical testing of EEG- and MEG-data [online]. *Journal of Neuroscience Methods*, **164**(1), 177-190. Dostupné z: 10.1016/j.jneumeth.2007.03.024

MARK DUBIN, 2014. *Brodmann Areas in the Human Brain with an Emphasis on Vision and Language* [online]. Dostupné z:

http://devduttpatel.weebly.com/uploads/9/5/9/0/959041/brodmann_pic.pdf

MULLEN, T., 2012. *CleanLine plugin* [online] [cit. 2. listopadu 2022]. Dostupné z:

<https://github.com/sccn/cleanline>

NAYAK, C.S. a A.C. ANILKUMAR, ed., 2022. *StatPearls [Internet]* : StatPearls Publishing.

PATEL, R. a ET AL., 2016. Ocular artifact suppression from EEG using ensemble empirical mode decomposition with principal component analysis [online]. *Computers & Electrical Engineering*, **54**, 78-86. Dostupné z: 10.1016/j.compeleceng.2015.08.019

PORTNOVA, G.V., E.V. PROSKURNINA, S.V. SOKOLOVA, I.V. SKOROKHODOV a A.A. VARLAMOV, 2020. Perceived pleasantness of gentle touch in healthy individuals is related to salivary oxytocin response and EEG markers of arousal [online]. *Experimental brain research*, **238**(10), 2257-2268. Dostupné z: 10.1007/s00221-020-05891-y

RAMACHANDRAN, V.S., D. ROGERS-RAMACHANDRAN a S. COBB, 1995. Touching the phantom limb [online]. *Nature*, **377**(6549), 489-490. Dostupné z: 10.1038/377489a0

ROBERT OOSTENVELD, 2019. *Statistical analysis and multiple comparison correction for combined MEG/EEG data* [online] [cit. 4. ledna 2023]. Dostupné z:

<https://www.fieldtriptoolbox.org/workshop/natmeg/statistics/>

ROBERT OOSTENVELD, 2023. *FieldTrip Walkthrough* [online] [cit. 3. ledna 2023]. Dostupné z: <https://www.fieldtriptoolbox.org/walkthrough/>

ROCK, I. a J. VICTOR, 1964. VISION AND TOUCH: AN EXPERIMENTALLY CREATED CONFLICT BETWEEN THE TWO SENSES [online]. *Science (New York, N.Y.)*, **143**(3606), 594-596. Dostupné z: 10.1126/science.143.3606.594

ROTHGANGEL, A., 2013. *Mirror Therapy. Practical Protocol for Stroke Rehabilitation* : Pflaum Verlag.

SANEI, S. a J.A. CHAMBERS, 2009. *EEG signal processing*. Reprinted with corrections. Chichester : John Wiley.

SAZGAR, M. a M.G. YOUNG, 2019. EEG Artifacts. In: M. SAZGAR a M.G. YOUNG, ed. *Absolute Epilepsy and EEG Rotation Review*. Cham : Springer International Publishing, s. 149-162.

SINGH, H., M. BAUER, W. CHOWANSKI, Y. SUI, D. ATKINSON, S. BAURLEY, M. FRY, J. EVANS a N. BIANCHI-BERTHOUBE, 2014. The brain's response to pleasant touch: an EEG investigation of tactile caressing [online]. *Frontiers in human neuroscience*, **8**, 893. Dostupné z: 10.3389/fnhum.2014.00893

SMITH, S.J.M., 2005. EEG in the diagnosis, classification, and management of patients with epilepsy [online]. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, **76**(suppl_2), ii2-ii7. Dostupné z: 10.1136/jnnp.2005.069245

SOTERIX MEDICAL INC., 2022. *Mobile EEG* [online]. *The first truly mobile EEG device offering research-grade brain signals*. 2022 [cit. 2022].

STANCIN, I., M. CIFREK a A. JOVIC, 2021. A Review of EEG Signal Features and their Application in Driver Drowsiness Detection Systems [online]. *Sensors (Basel, Switzerland)*, **21**(11). Dostupné z: 10.3390/s21113786

TAMURA, T., ed., 2018. *Seamless Healthcare Monitoring*. [Place of publication not identified] : Springer.

THE BITBRAIN TEAM, 2022. *All about EEG artifacts and filtering tools* [online] [cit. 2022].

THIEME, H., 2018. Mirror therapy for improving motor function after stroke [online]. *The Cochrane Database of Systematic Reviews*, **2018**(7). Dostupné z: 10.1002/14651858.CD008449.pub3

YIP, D.W. a F. LUI, 2022. Physiology, Motor Cortical. *StatPearls*. Treasure Island (FL).