



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

Katedra biomedicínské techniky

**Potlačení artefaktu generovaného mikrosakádickým očním
pohybem z naměřených EEG záznamů**

**Suppression of artifact generated by microsaccade eye
movement from measured EEG recordings**

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská technika

Studijní obor: Biomedicínský technik:

Vedoucí práce: Ing. Jan Štrobl

Tomáš Nagy

Kladno 2021



ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Nagy** Jméno: **Tomáš** Osobní číslo: **465499**
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**
Garantující katedra: **Katedra biomedicínské techniky**
Studijní program: **Biomedicínská a klinická technika**
Studijní obor: **Biomedicínský technik**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Potlačení artefaktu generovaného mikrosakádickým očním pohybem z naměřených EEG záznamů

Název bakalářské práce anglicky:

Suppression of artifact generated by microsaccade eye movement from measured EEG recordings

Pokyny pro vypracování:

Analýzujte metody potlačení artefaktu generovaného mikrosakádickým očním pohybem, jež se vyskytuje v EEG záznamech. Validujte synchronizaci přes LSL protokol u sledovače očí Eye Tracker a EEG přístroje. Tuto synchronizaci využijte při návrhu experimentu vhodného pro analýzu metody potlačující artefakt generovaný mikrosakádickým očním pohybem. V programovém prostředí MATLAB implementujte metodu pro potlačení artefaktu generovaného mikrosakádickým očním pohybem. Statisticky vyhodnoťte implementovanou metodu na reálných EEG datech získaných z navrženého experimentu.

Seznam doporučené literatury:

- [1] Alon S. Keren, Shlomit Yuval-Greenberg, Leon Y. Deouell, Saccadic spike potentials in gamma-band EEG: Characterization, detection and suppression Alon, NeuroImage, ročník 49, číslo 3, 2010
- [2] Krajča V., Mohylová J., Číslíkové zpracování neurofyzilogických signálů, ed. Fakulta biomedicínského inženýrství, ČVUT Praha, 2011, ISBN 978-80-01-04721-7
- [3] Vinay K. Ingle, John G. Proakis, Digital signal processing using MATLAB, ed. Third edition, CENGAGE Learning, 2012, ISBN 978-1-111-42737-5

Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

Ing. Jan Štrobl


Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

Ing. Marek Piorecký, Ph.D., Koudelka, Vlastimil, Ing., Ph.D.

Datum zadání bakalářské práce: **15.02.2021**

Platnost zadání bakalářské práce: **18.09.2022**


doc. Ing. Martin Rožánek, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) katedry


prof. MUDr. Jozef Rosina, Ph.D., MBA
podpis děkana(ky)

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „Potlačení artefaktu generovaného mikrosakádickým očním pohybem z naměřených EEG záznamů“ vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k bakalářské práci.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu § 60 Zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů.

V Kladně dne 13. 5. 2021

.....

Tomáš Nagy

PODĚKOVÁNÍ

Velice rád bych chtěl poděkovat vedoucímu své práce Ing. Janu Štroblovi za cenné rady, připomínky a vstřícnost při konzultacích, které velmi usnadnily vypracování mé bakalářské práce. Mé veliké díky také patří Ing. Vlastimilu Koudelkovi, PhD. za odborné konzultace a za umožnění spolupráce na mé bakalářské práci během mé stáže v Národním ústavu duševního zdraví (NUDZ). Děkuji také Ing. Janu Hubenému za odborné rady a pomoc při práci s přístrojovou technikou v laboratořích NUDZ. Nemalé díky patří i všem zbylým členům týmu ATiN zabývajících se zpracováním EEG v NUDZ za cenné rady a zkušenosti při konzultacích problematiky mé bakalářské práce.

ABSTRAKT

Název práce: Potlačení artefaktu generovaného mikrosakádickým očním pohybem z naměřených EEG záznamů

Artefakty jsou parazitní signály vázající se na EEG signál. Detekce a odstranění artefaktů je jednou z nejdůležitějších disciplín vedoucí ke kvalitnímu zpracování EEG signálu a následné spolehlivé analýze. Cílem mé bakalářské práce bylo analyzovat metody potlačení artefaktu generovaného mikrosakádickým očním pohybem, jež se vyskytuje v EEG záznamech, validovat synchronizaci přes LSL protokol u sledovače očí a EEG přístroje a následně tuto synchronizaci využít při návrhu experimentu. Navržený experiment by měl umožnit analýzu metod potlačení artefaktu generovaného mikrosakádickým očním pohybem. Synchronní nahrávání bylo validováno na základě vytvoření synchronizačních pulzů mrkáním. Jako metoda detekce byl zvolen detekční algoritmus využívající prahových hodnot rychlostí pohybu oka. Rozšířená metoda nezávislých komponent (ICA) – Infomax byla na základě odborných studií zvolena jako vhodná metoda potlačení mikrosakádického artefaktu. Z výkonových spekter a hodnot RMSE je zřejmé, že z EEG byl částečně odstraněn mikrosakádický artefakt. Došlo však taktéž k odstranění významné části informace o aktivitě mozku.

Klíčová slova

EEG, artefakt, mikrosakády, synchronní nahrávání, Lab Streaming Layer, detekce mikrosakád, ICA, výkonové spektrum, RMSE

ABSTRACT

The title of the Thesis: Suppression of artifact generated by microsaccade eye movement from measured EEG recording

Artifacts are parasitic signals that bind to an EEG signal. Detection and removal of artifacts is one of the most important disciplines leading to quality EEG signal processing and subsequent reliable analysis. The aim of my bachelor thesis was to analyze methods of suppression of artifact generated by microsaccade eye movement, which occurs in EEG recordings, to validate synchronization via LSL protocol in the eye tracker and EEG device and then use this synchronization in the design of the experiment. The proposed experiment should allow the analysis of methods of suppression of artifact generated by microsaccade eye movement. Synchronous recording was validated by blinking sync pulses. A detection algorithm using threshold values of eye velocity was chosen as the detection method. The extended method of independent components (ICA) - Infomax was chosen based on professional studies as a suitable method of suppression of microsaccade artifact. It is clear from the power spectra and RMSE values that the microsaccade artifact was partially removed from the EEG. A significant amount of information about brain activity has also been removed.

Keywords

EEG, artifact, microsaccades, synchronous recording, Lab Streaming Layer, microsaccade detection, ICA, power spectrum, RMSE

Obsah

1	Úvod	9
2	Přehled současného stavu.....	10
2.1	Základní popis biosignálu EEG.....	10
2.1.1	Základní projevy mozkové aktivity, vlny a rytmy v EEG.....	11
2.2	Artefakty v EEG	13
2.2.1	Technické artefakty	13
2.2.2	Biologické artefakty	14
2.3	Artefakty vznikající pohybem očí	14
2.3.1	Vyhledávací pohyby	15
2.3.2	Vestibulární pohyby	15
2.3.3	Vergence.....	15
2.3.4	Sledovací pohyby	15
2.3.5	Sakády	15
2.3.6	Fixace	15
2.3.7	Mikrosakády	16
2.4	Detekce mikrosakád	17
2.4.1	Detekční algoritmus (E&K algoritmus)	18
2.5	Lab Streaming Layer	19
2.6	Potlačení mikrosakádického artefaktu	21
3	Cíle práce.....	22
4	Metody	23
4.1	Použité přístroje.....	23
4.1.1	EEG přístroj.....	23
4.1.2	Sledovač očí.....	24
4.1.3	Schéma zapojení měřící soustavy přístrojů	25
4.2	Synchronizace pomocí LSL	26
4.2.1	Validace synchronizace sledovače očí Eye Tracker a EEG přístroje. 27	
4.3	Návrh experimentu	28
4.3.1	Specifikace testovaných probandů	28
4.3.2	Průběh navrženého experimentu	29

4.4	Detekce mikrosakád pomocí sledovače očí	30
4.5	Předzpracování EEG signálu.....	31
4.6	Metoda potlačení mikrosakádického artefaktu	32
4.6.1	Zvolená metoda (ICA).....	32
4.6.2	Realizace zvolené metody (ICA).....	33
4.7	Statistické vyhodnocení.....	33
4.8	Očekávané výsledky.....	Chyba! Záložka není definována.
5	Výsledky.....	35
5.1	Synchronizace pomocí LSL protokolu.....	35
5.1.1	Testování využití LSL	35
5.1.2	Validace synchronizace	35
5.2	Výkonová spektra.....	37
5.3	Odmocnina střední kvadratické odchylky (RMSE)	40
6	Diskuse.....	41
7	Závěr	44
	Seznam použité literatury	45
	Příloha A – Výkonová spektra probandů 2-5	48
	Příloha B – Obsah příloženého CD	56

1 Úvod

Lidský mozek je složen z nejsložitější organické hmoty, se kterou se kdy člověk setkal, a proto je přirozeně předmětem nejrůznějšího vědeckého bádání [1]. Jednou ze základních neinvazivních metod získání informací o změnách elektrického potenciálu sítě neuronů v mozkové kůře je elektroencefalografie (EEG). Časový průběh a charakter jednotlivých vln EEG signálu poskytuje klinicky cenná data o elektrické aktivitě mozku. Tato data následně slouží lékařům jako jeden z hlavních nástrojů ke správnému stanovení diagnóz jako je epilepsie, zranění hlavy, poruchy spánku, psychické poruchy, či neurologické poruchy. K umožnění dostatečně efektivní vizuální interpretace získaných EEG signálů bylo potřeba vyvinout metody detekce a následné odstranění nežádoucích signálů, které jsou společně s elektrickou aktivitou neuronů nahrávány, ovšem mají původ mimo zkoumanou oblast. Tyto signály nazýváme artefakty. [1]

Detekce a odstranění artefaktů je jednou z nejdůležitějších disciplín vedoucí ke kvalitnímu zpracování EEG signálu a následné spolehlivé analýze. Správnou detekci artefaktu lze provést pomocí metod, na základě kterých jsme schopni určit oblast EEG signálu, která je daným artefaktem kontaminována. Pokud jsme schopni spolehlivě detekovat daný artefakt, je také zcela zásadní použít správnou metodu odstranění artefaktu tak, abychom odstranili z EEG signálu co nejvíce složky artefaktu a nikoli složky obsahující informace o aktivitě mozku. Odstranění charakteristických vlastností těchto artefaktů následně vede k vytvoření systému schopného klasifikace EEG. [2]

Kvůli svým charakteristickým vlastnostem je jedním z typických očních artefaktů náročných na detekci a odstranění mikrosakádický oční artefakt. Tento oční artefakt je generován mikroskopickými pohyby očí při fixaci objektu, který se přestane hýbat.

Pro určité artefakty, včetně již zmíněného mikrosakádického artefaktu, a části EEG signálu je charakteristické, že se jejich výskyt projevu v EEG záznamu po velmi krátkou dobu, řádově v milisekundách [5]. Z tohoto důvodu je dnes běžně laboratorně nahráváno EEG s vysokou vzorkovací frekvencí (500 až 1000 Hz), která nám zaručí přesnější informace o daném signálu. V případě, že chceme nahrávat pomocí periferních zařízení doplňující informace k EEG záznamu (např. sledovač očí, záznam zvukových nebo obrazových stimulů), je zásadní, aby byla dodržena přesná časová synchronizace mezi jednotlivými zařízeními během nahrávání.

2 Přehled současného stavu

2.1 Základní popis biosignálu EEG

Pojem biosignál zahrnuje široké spektru fyzikálních veličin, tj elektrických, chemických a mechanických dějů, které jsme schopni pomocí k tomu určených senzorů měřit na živých soustavách. Následně tyto biosignály lze analyzovat pomocí speciálních metod. Biosignály obecně obsahují informace užitečné například pro porozumění fyziologickým mechanismům, pro diagnostiku a následnou léčbu patologií v klinické praxi. Biosignály jsou v dnešní době také velmi hojně využívány při práci s moderními technologiemi, např. používáním chytrých hodinek. Typickým biosignálem, který je v dnešní době hojně studován, je EEG signál[2]

Klinicky cenná data o elektrické aktivitě mozku poskytují časový průběh a charakter jednotlivých vln EEG signálu. Tato data jsou při stanovení diagnózy epilepsie, zranění hlavy, poruchy spánku, psychických poruch, či neurologických poruch jedním z hlavních nástrojů lékaře. K umožnění dostatečně efektivní vizuální interpretace získaných EEG signálů bylo potřeba vyvinout metody detekce a následné odstranění nežádoucích signálů, které jsou společně s elektrickou aktivitou neuronů nahrávány, ovšem mají původ mimo zkoumanou oblast. Tyto signály nazýváme artefakty. [1]

Důležitou otázkou, při zkoumání EEG signálu zůstává, zda by se na něj mělo pohlížet jako na deterministický, či stochastický signál, a jak by se mělo postupovat z hledisko jeho zpracování. V současné době lze určit do jaké míry je daný typ EEG signálu deterministický, např. epileptické EEG je méně stochastické než EEG zdravého jedince[3]. V epileptickém EEG lze totiž nalézt rysy chaotického deterministického procesu, který charakterizuje výstup nelineárního dynamického systému. Avšak správná charakteristika deterministického procesu by musela být natolik komplexní, že by její výsledek nebyl jednoduše rozeznatelný od signálu stochastického. [1, 2]

2.1.1 Základní projevy mozkové aktivity, vlny a rytmy v EEG

Přestože je EEG signál brán obecně jako stochastický, vyskytují se v něm kvazisinusové rytmy, které mají zdroj v rytmické aktivitě určitých thalamických jader, jedná se o hluboké subkortikální struktury, které synchronně ovlivňují další skupiny korových buněk. Výsledný signál se tak může jevit jako spontánní napěťové fluktuace. [3, 4]

Na základě výše zmíněné rytmicity je EEG členěno do několika kategorií v závislosti nejen na frekvenci porovnávaných vln, ale i na jejich amplitudě a lokalizaci. Při záznamu snímaného ze skalpu se rozsah amplitud fyziologického EEG pohybuje od 10 do 150 μV (Tabulka 1). [3]

Frekvence vln, které se tradičně vyšetřují v běžné klinické praxi, spadají do intervalu 0,5 – 50 Hz [1]. Ovšem pro vyšetření k výzkumným účelům se frekvenční pásmo výrazně rozšiřuje do vyšších frekvencí až 150 nebo 200 Hz. [5]

Tabulka 1: Název, frekvenční pásmo, amplituda a podmínění výskytu jednotlivých typů rytmů v EEG signálu [3,5]

Název pásma	Frekvenční pásmo [Hz]	Amplituda [μV]	Podmínění výskytu
Delta	0,5 – 3,5	100 – 200	Hluboký spánek, únava, (běžně u novorozenců)
Theta	4 – 7,5	< 30	Bdění, únava, vzrušení, stres (běžně u dětí)
Alfa	8 – 13	30 – 80	Relaxovaný stav, zavřené oči, zdravý, zralý člověk
Beta	14 - 30	10 – 30	Soustředěnost, standardní pozornost
Gama	> 30	3 – 5	Vizualizace, představivost, REM spánek

Delta rytmus - má velkou amplitudu až 200 μV a je typicky přítomen při hlubokém spánku. U bdělého dospělého člověka s delta rytmem je výskyt považován za patologický a svědčí o poškození mozku, např. nádorovým onemocněním. U kojenců je tento stav zcela běžný. [3]

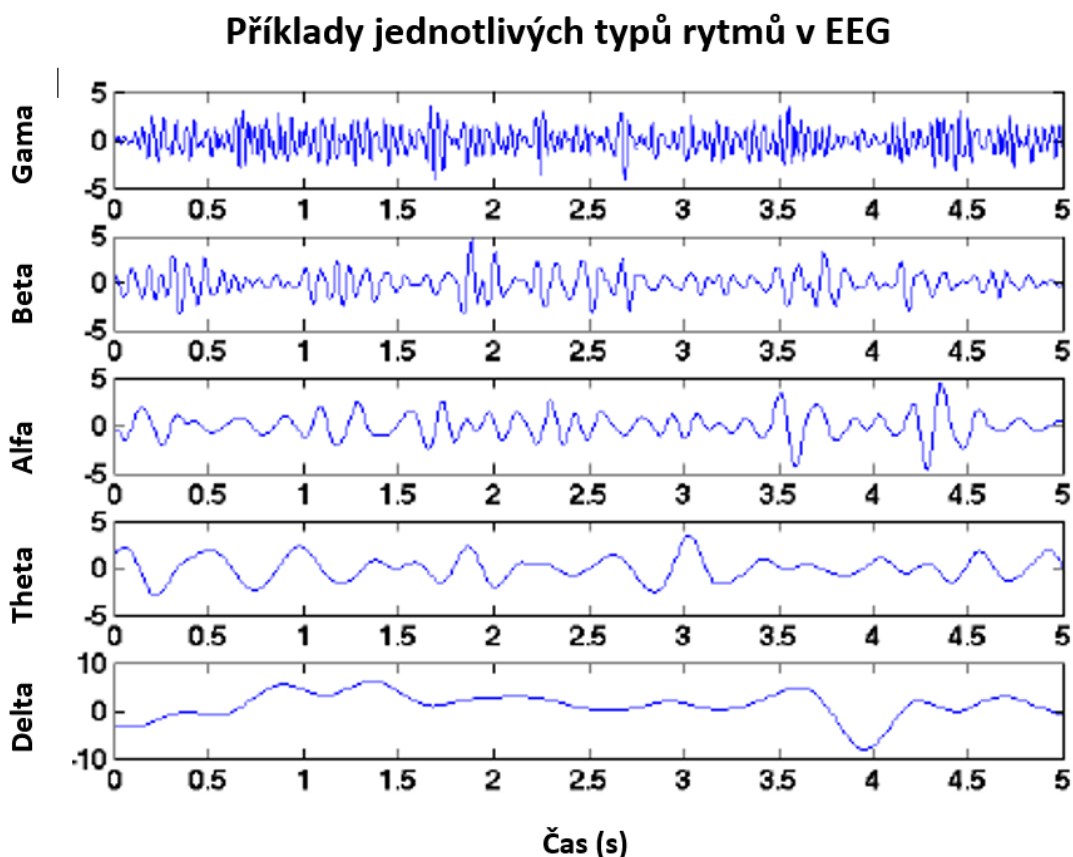
Theta rytmus – vyskytuje se při ospalosti, usínání, meditaci a některých fázích spánku. Má amplitudu do 150 μV . Patologický je stav, kdy je amplituda alespoň dvakrát vyšší než alfa rytmus. Theta rytmus je spojen s fantazií, živými vzpomínkami a obrazovou představivostí. U malých dětí se vyskytuje pravidelně. [3]

Alfa rytmus – je dobře patrný u zdravých lidí, kteří jsou v klidu, bdělí a mají zavřené oči. Při usínání, mentální činnosti, emoční tenzi, či ospalosti mizí. Amplituda alfa rytmu je nejvyšší v okcipitální části hlavy, kde dosahuje až 50 μV . U osob slepých od narození není alfa aktivita vytvořena vůbec. [3]

Beta rytmus – jedná se o rychlý rytmus s nízkou amplitudou pod 30 μV , je spojen s aktivním kortexem a duševní činností, či koncentrací. Obecně je utlumen při pohybu, či dotykem. Nejvíce zřetelný je nad frontálními laloky v přední části skalpu a temeni hlavy. [3]

Gama rytmus – souvisí s aktivním zpracováním informace kortexem za účelem kognitivní nebo motorické funkce. Má amplitudu od 3 do 5 μV . Je zvláště výrazný v neokortexu, či čichovém bulbu. [3]

Přechodové vlny – jsou charakteristické hroty a ostré vlny, které vyčnívají v EEG záznamu s nepravidelností a nepředvídatelností. Jejich přítomnost indikuje nesprávné chování neuronů a často ve vyskytují u pacientů trpících epilepsií a dalšími mozkovými chorobami. [3]



Obrázek 1: Příklady jednotlivých typů rytmů v EEG
(převzato a upraveno z [4])

2.2 Artefakty v EEG

Jedním z nejdůležitějších aspektů při zpracování EEG signálu je získání znalostí o charakteristických vlastnostech artefaktů, které se mohou vyskytovat v EEG signálu a které potlačují jeho vliv. [2]

Některé artefakty v EEG signálu mohou být identifikovány a odstraněny jednoduchými algoritmy, zatímco jiné artefakty mohou natolik kopírovat křivku EEG signálu, že je velice obtížné je od sebe rozeznat. To je jedním z důvodů, proč má lékař stále v dnešní době poslední slovo při analýze EEG signálu. [3]

Artefakty rozdělujeme na dva základní typy, tj. artefakty biologické, kdy rušení pochází z pacienta samotného, a artefakty technické, které se do signálu dostávají např. šumem okolní elektroniky. [3]

2.2.1 Technické artefakty

Zdrojem technických neboli exogenních artefaktů mohou být např. poškozené elektrody, jejich špatná přilnavost, či jinak špatný technický stav měřicího zařízení. Dalším příkladem technického artefaktu je pohyb elektrod na rozhraní s kůží, který vyvolá artefakt zvaný popping elektrod. Ten je totiž způsoben změnou impedance na rozhraní. [2]

Za nejčastější technický artefakt, se kterým se setkáme v praxi, můžeme považovat síťový šum. Jedná se o rušení o frekvenci 50 Hz, které se do EEG signálu dostane připojením přístroje do elektrorozvodné sítě. V evropské unii se setkáme v elektrorozvodné síti s frekvencí 50 Hz. Ovšem například v USA naměříme v síti frekvenci 60 Hz. Jedná se ovšem o stejné rušení čili síťový šum, pouze s jinou nosnou frekvencí artefaktu.

2.2.2 Biologické artefakty

Biologické artefakty mají svůj původ v přirozené aktivitě lidského těla, která vyvolává elektrické signály, kterým je téměř nemožné zabránit v následném ovlivňování EEG signálu. Biologických artefaktů máme několik druhů:

- **EKG artefakt** – je způsoben činností srdce, může falešně indikovat hrot v EEG záznamu, proto se dnes nahrává synchronně i elektrokardiogram (EKG). [6]
- **EMG artefakt** – je generován žvýkáním, pohyby hlavy, činností svalů, kdy stahy svalů produkují elektrické impulsy. Tyto artefakty jsou také ve značné míře přítomny při epilepsii. Jsou měřitelné pomocí elektromyografu (EMG). [7]
- **Artefakt vznikající pohybem očí** – Pohyby očí produkují elektrickou aktivitu, kterou jsme schopni zachytit elektrookulografií (EOG) a která se zároveň propaguje i do frontálních elektrod EEG. Mezi nejvýznamnější pohyby očí patří sakády a mikrosakády, které jsou i v dnešní době v odborné literatuře často zaměňovány a je třeba si nejdříve jasně určit a charakterizovat jednotlivé pohyby očí. [7]

2.3 Artefakty vznikající pohybem očí

Tyto artefakty jsou generovány očními pohyby. Oční pohyby mají za cíl fixovat místo našeho zájmu tak, aby jeho obraz byl promítán do středu žluté skvrny. Tím se zajistí, že daný obraz je vidět nejostřeji. Pohyb očí zajišťují okohybné svaly. Okohybné svaly začínají ve společném šlachovitém začátku, z něhož se jako podlouhlé pruhy rozbíhají ke svým úponům. Existuje několik očních pohybů, které generují artefakt. [7, 8, 9]

2.3.1 Vyhledávací pohyby

Vyhledávací pohyby jsou automatické, pomalejší, kývavé pohyby očí, které se objevují v případě, že oko v zorném poli rychle nefixuje žádný objekt. Příkladem může být homogenní struktura v zorném poli, v níž oko ihned nezachytí detail. [8]

2.3.2 Vestibulární pohyby

Vestibulární pohyby očí jsou reakcí na podněty vznikající v polokruhovitých kanálcích. Fixují pohled během pohybu hlavy. [9]

2.3.3 Vergence

Vergence jsou diskonjugované oční pohyby, kdy osy obou očí směřují buď od sebe (divergence) nebo k sobě (konvergence). Jsou vyvolány rozdílnými obrazy fixačního bodu na sítnici. [11]

2.3.4 Sledovací pohyby

Sledovací pohyby pozorujeme u očních svalů pouze pokud se náš předmět zájmu v zorném poli pohybuje. Tyto pohyby nejsou ovládány vlastní vůlí. Pokud se předmět zájmu pohybuje v zorném poli rychlostí menší než 25-30 úhlových stupňů za sekundu, oko tento předmět přesně sleduje. Zpoždění začátku těchto pohybů oproti začátku pohybu předmětu je 125 ms. Právě toto zpoždění je kompenzováno korekčními sakádami. [11]

2.3.5 Sakády

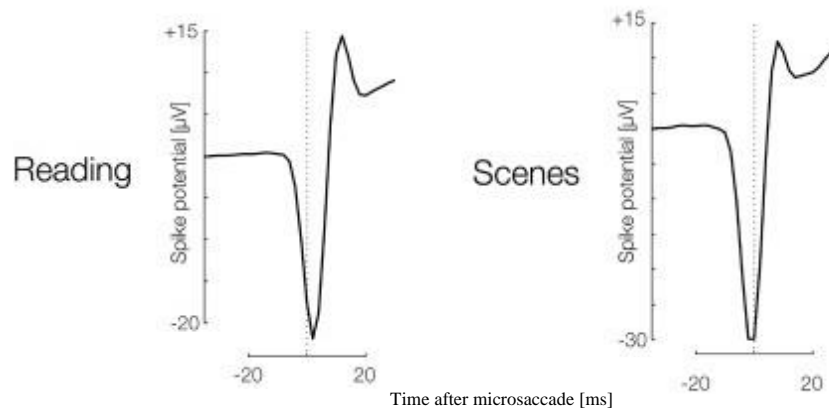
Sakadické pohyby očí jsou rychlé, drobné pohyby oční bulvy, které stále mění směr. Jsou automatické a mimovolné. Jejich funkce je dvojitá. Za prvé se jimi podstatně rozšiřuje místo nejostřejšího vidění, které by při nehybnosti oční bulvy představovalo jen oblast centrální jamky žluté skvrny a odpovídalo by pouze 1-2 úhlovým stupňům zorného pole. Za druhé mění bodové vidění v souvislý obraz. [9, 11]

2.3.6 Fixace

Fixace znamená, že se oko nehýbe a je fixováno na určitý bod. Problémem je, že oko není v absolutním klidu nikdy. Během fixace totiž vykonává drobné pohyby, jedná se o mikrosakády. [8]

2.3.7 Mikrosakády

Mikrosakády jsou malé oční pohyby, přibližně 1-25 ' amplitudy výchylky, které nejsou ovladatelné vlastní vůlí a ke kterým dochází během fixace. Mikrosakády trvají 10-20 ms. Projevují se v gama pásmu EEG v oblasti 40-60 Hz. Na rozdíl od sakád se mikrosakády vyskytují během fixace, zatímco sakády se vyskytují mezi fixacemi. [12]

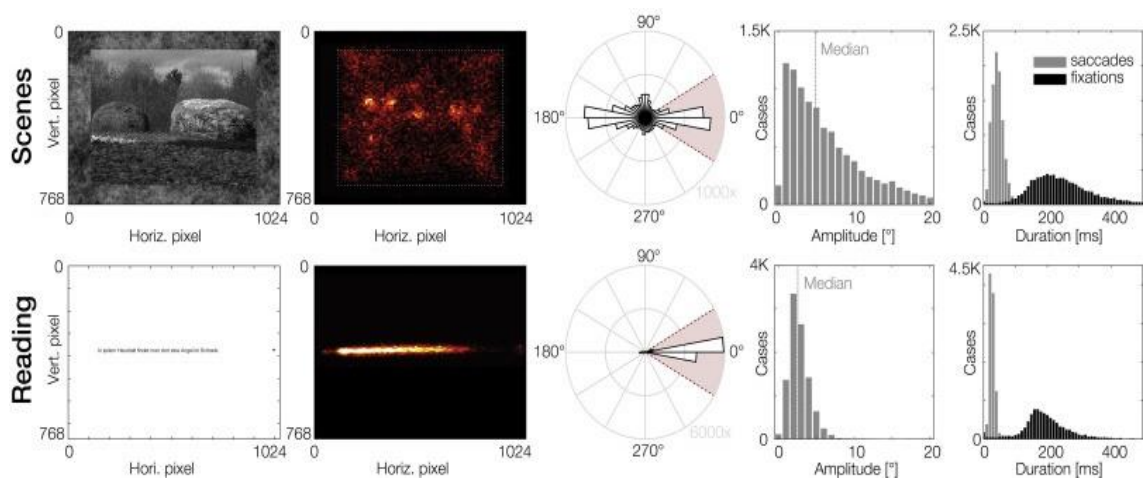


Obrázek 2: Tvar projevu mikrosakád v EEG záznamu. Vpravo je vidět projev mikrosakád během čtení (Reading), vlevo během pozorování statického obrázku (Scenes). Na ose x je časová osa po začátku mikrosakády (Time after microsaccade) v ms, na ose y je potenciál artefaktu z mikrosakád (Spike potential) v μV (převzato a upraveno z [13])

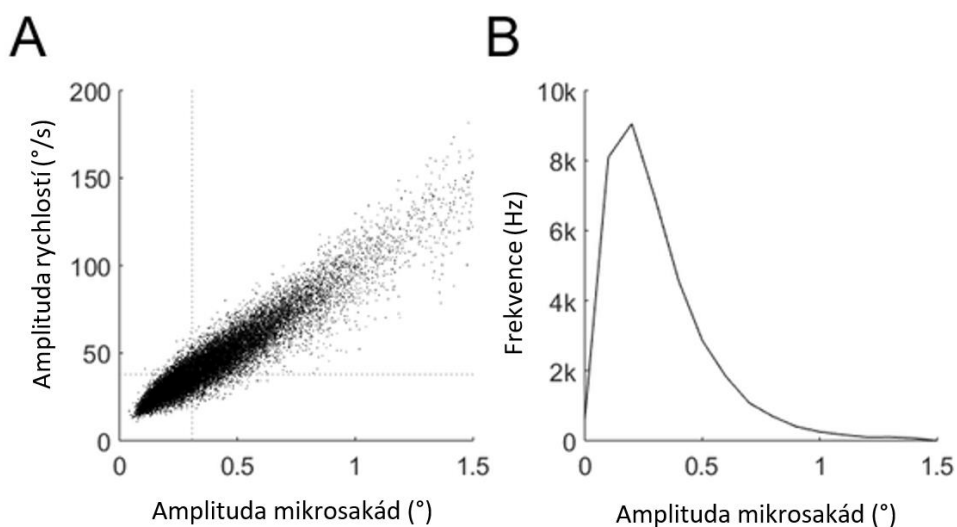
Výzkum naznačuje, že mikrosakády mohou sloužit k udržení obrazu na sítnici, který by jinak s časem slábl, nebo slouží k získání dalších informací, pokud je obtížné zachytit drobné detaily u předmětu zájmu [12]. Bylo také prokázáno, že časová míra mikrosakád je závislá na pozornosti subjektu a také, že mikrosakády mapují orientaci pozornosti v psychofyzikálních studiích. Aby bylo možné získat informace o mozkové aktivitě během toho, co dochází k fixaci oka a vytváření mikrosakád, je velice důležité tento artefakt správně v EEG signálu detekovat a následně jej úspěšně odstranit. [12, 13, 14]

2.4 Detekce mikrosakád

Jednou z v současnosti nepoužívanějších metod detekce mikrosakádického artefaktu je využití sledovače očí (Eye Tracker). Na základě získaných dat ze sledovače očí jsou následně detekovány v záznamu mikrosakády ve chvíli, kdy subjekt fixuje stacionární objekt. Zatímco malé drifty oka vytvářejí poměrně nepravidelné trajektorie, mikrosakády jsou balistické pohyby, které vytváří malé lineární sekvence složené do trajektorie. Mikrosakády se vyskytují v průměru 1-2 za sekundu s typickou amplitudou výchylky 1-25' (Obrázek 5 a 6). [12]



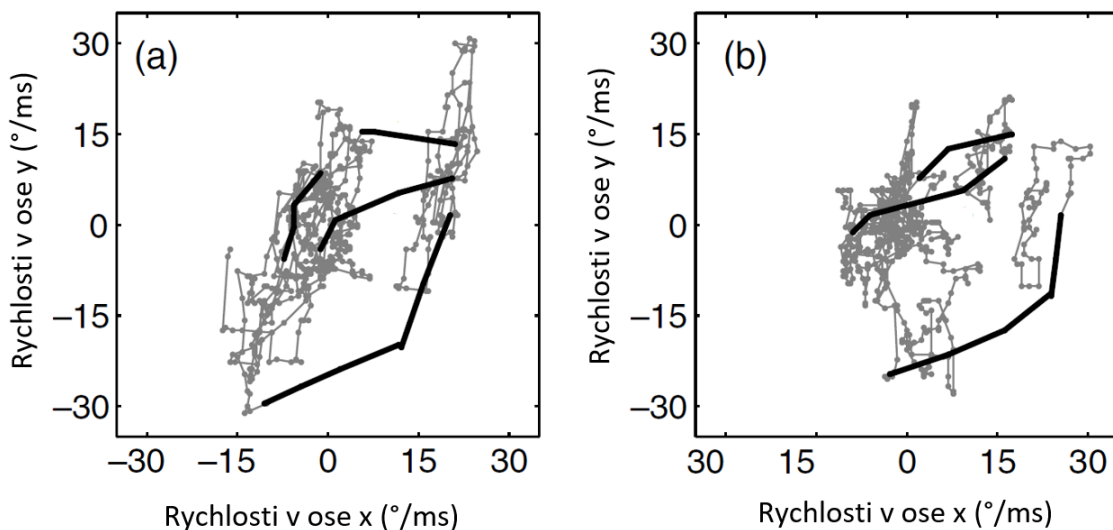
Obrázek 3: Parametry měřené a vypočtené během čtení (Reading) a prohlížení statické scény (Scenes), zleva 1) příklad obrázku, použitého během měření 2) záznam ze sledovače očí, červeně jsou zvýrazněná místa zájmu 3) graf směru mikrosakád během prohlížení scény 4) graf závislosti počtu mikrosakád na amplitudě (°) 5) graf závislosti počtu sakád (saccades) a fixací (fixation) na době trvání; Ve spodním řádku (čtení) je pozornost soustředěna lineárně na čtení textu. V horním řádku naopak je pozornost rozptýlena na různé detaily obrázku. Nejvíce je rozdílná pozornost vidět z 2. a 3. obrázku. Převzato z [13]



Obrázek 4: Grafy veličin popisující charakteristiku mikrosakád
 A – maximální rychlost (°/s) mikrosakád v závislosti na jejich amplitudě (°)
 B – Absolutní frekvence mikrosakád (-) v závislosti na jejich amplitudě (°)
 (převzato a upraveno z [15])

2.4.1 Detekční algoritmus (E&K algoritmus)

Na základě výše zmíněných vlastností a charakteristik mikrosakád byl tvořen detekční algoritmus (E&K algoritmus) popsany ve článku „Microsaccades uncover the orientation of cover attention“ [16] pro detekci mikrosakád ve dvoudimenzionálním prostoru rychlostí.



Obrázek 5: Grafy rychlostí v ose x a y u 2 záznamů – zvýrazněné černé čáry jsou úseky rychlostí, které byly označeny E&K algoritmem jako mikrosakády

Jako první algoritmus přepočítá jednotlivé souřadnice oka x a y naměřené pomocí sledovače očí na rychlosti. Využitím klouzavého průměru rychlostí přes 5 vzorků dat dojde k potlačení šumu v záznamu. V důsledku náhodné orientace vektorů rychlostí během fixace se efektivní průměr rovná nule. Při tomto vyjádření mohou být mikrosakádické pohyby identifikovány pomocí jejich rychlostí, které jsou výrazně separovány od jádra rozložení všech rychlostí. Mikrosakády jsou tedy definovány jako odlehle hodnoty rychlostí. [16]

Následně se stanoví práh pro separaci rychlostí, který je založen na využití mediánu \tilde{x} ze všech rychlostí. Tímto by mělo dojít k potlačení šumu během analýzy. [E16]

Jedním z parametrů, který zásadně ovlivňuje schopnost detekovat mikrosakády v EEG záznamu pomocí E&K algoritmu je přesnost synchronního nahrávání dat z EEG zesilovače a přístroje Eye Tracker. [16]

2.5 Lab Streaming Layer

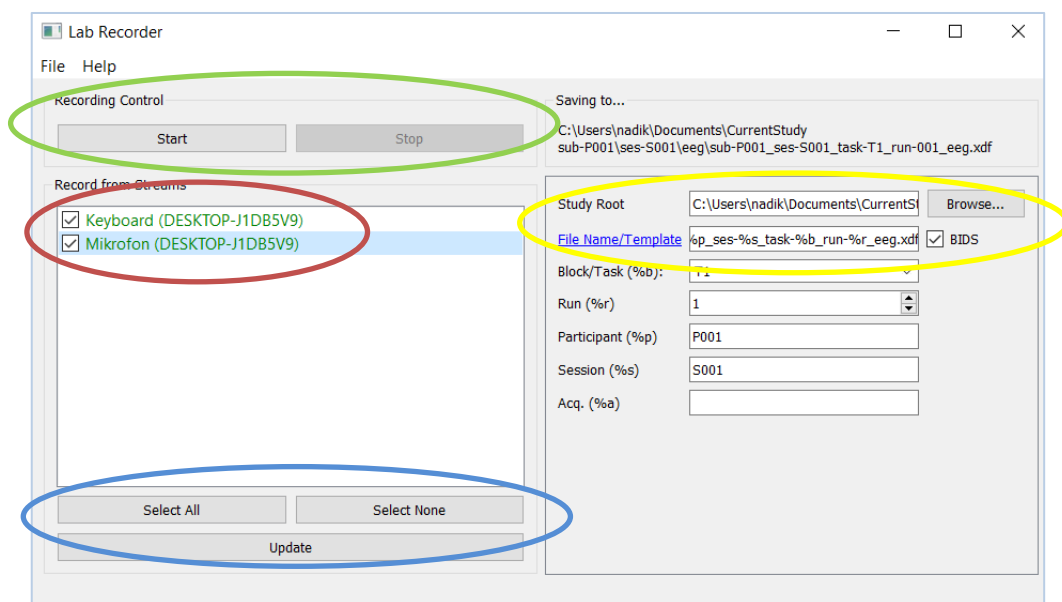
Lab Streaming Layer (LSL) umožňuje synchronizaci nahrávaných dat mezi zařízeními. Celý systém je založený na knihovně liblsl [citace knihovny]. Knihovna je univerzální, podporuje několik druhů programovacích jazyků (C, C++, Python, Java, C#, MATLAB), a multiplatformní (podpora operačních systému (OS) Windows, Linux, MacOS, Android a iOS). Sada nástrojů dostupných od vývojářů zahrnuje záznamový program (Lab Recorder), importéry souborů a aplikace, které zpřístupňují streamovaná data z řady akvizičního hardwaru (např. EGI AmpServer, Eyelink 1000 Plus, Bittium NeuroOne Tesla, apod.). [17]

V knihovně LSL je integrovaná synchronizace času, která závisí na dvou částech dat, které se shromažďují spolu s reálně nahranými daty. První částí je časová značka a druhou částí je informace o synchronizaci mezi interními hodinami více zařízení.

1. Časová značka, která je získána z vnitřních hodin počítače, je přidělena každému nahranému vzorku. Rozlišovací schopnost vnitřních hodin OS Linux a MacOS je 1 ms. Výhodou je, že s přesností na 1 ms je nahráván i EEG záznam a sledovač očí. OS Windows má základní rozlišovací schopnost vnitřních hodin 15,6 ms, kterou lze přenastavit na 1 ms. Ovšem při této změně nastane nárůst spotřeby energie počítače o 25 %. [17]

2. Informace o synchronizaci mezi interními hodinami více zařízení jsou přenášeny souběžně s nahrávanými daty do aplikace, která zajišťuje funkci synchronizace (např. záznamový program Lab Recorder). Tyto informace o synchronizaci vnitřních hodin obsahují informaci o časovém posunu mezi dvěma vnitřními hodinami. Toto měření se provádí automaticky v pravidelných několika sekundových intervalech. [17]

LSL nepodporuje ani neposkytuje konkrétní formát souboru, ale záznamový program Lab Recorder (Obrázek 8) ukládá data do formátu souboru XDF (Extensible Data Format). Formát XDF byl navržen vývojáři souběžně s LSL, proto tento formát podporuje celou sadu funkcí LSL. Knihovna obsahující funkci *load_xdf* pro programové prostředí MATLAB je volně dostupná na stránkách vývojářů LSL. [17]



Obrázek 6: Lab Recorder, aplikace od vývojářů LSL sloužící k nahrávání dat (zelená – Tlačítka START/STOP nahrávání, červená – výběr aktivních kanálů pro nahrávání, modrá – aktualizace a možnost výběru aktivních kanálů, žlutá – možnosti ukládání nahraných dat)

LSL se na základě svých vlastností jeví jako nejlepší varianta pro synchronizaci nahrávání EEG a sledovač očí, ze které následně vychází i správná detekce mikrosakád.

2.6 Potlačení mikrosakádického artefaktu

Synchronizovaně nahrané záznamy EEG a sledovače očí umožňují detekci mikrosakádického artefaktu a jeho následné potlačení v EEG signálu. Pro potlačení lze využít několik druhů metod odstranění, např. analýzu hlavních komponent (PCA), kanonickou korelační analýzu (CCA), nebo metodu nezávislých komponent (ICA) [18]

Většina studií zabývajících se odstraněním mikrosakádického artefaktu využívá k analýze právě ICA a její rozšířené metody Infomax, FastICA, nebo SOBI [19, 20]

3 Cíle práce

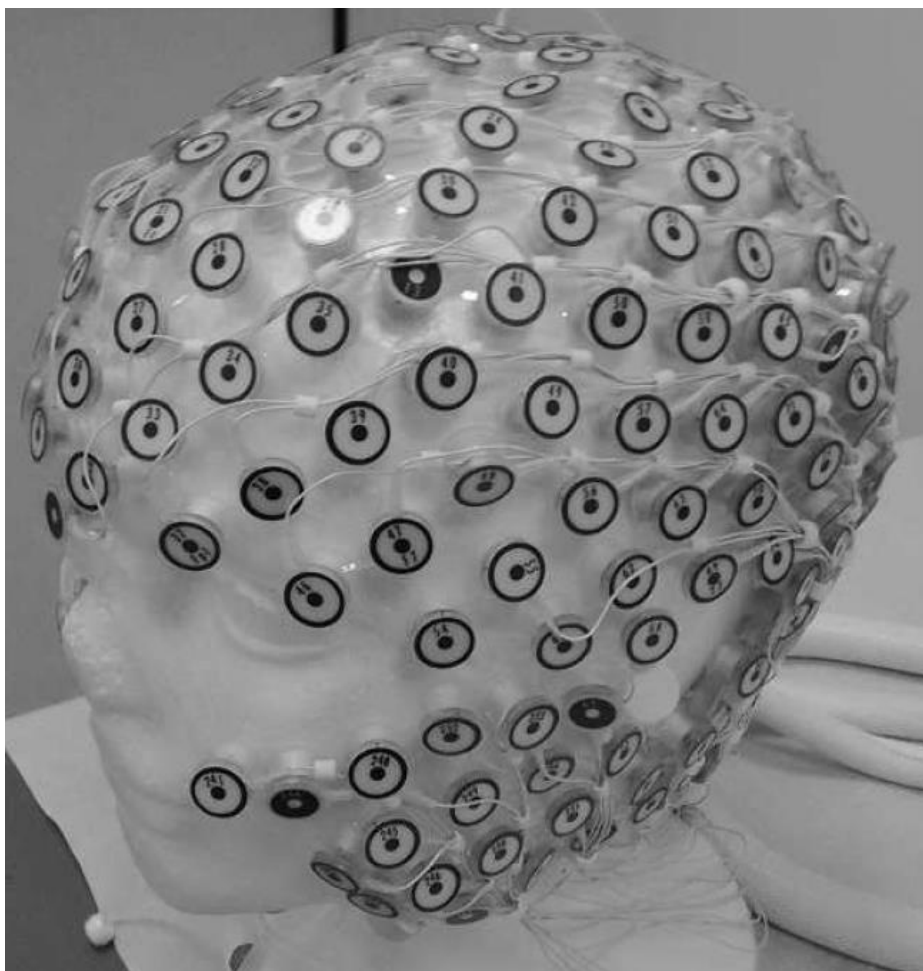
Cíle této práce jsou analyzovat metody potlačení artefaktu generovaného mikrosakádickým očním pohybem, jež se vyskytuje v EEG záznamech, a validovat synchronizaci přes LSL protokol u sledovače očí Eye Tracker a EEG přístroje. Dalším cílem je využít tuto synchronizace při návrhu experimentu vhodného pro analýzu metody potlačující artefakt generovaný mikrosakádickým očním pohybem a implementovat v programovém prostředí MATLAB metodu pro potlačení artefaktu generovaného mikrosakádickým očním pohybem. Posledním cílem je statistické vyhodnocení implementované metody na reálných EEG datech získaných z navrženého experimentu.

4 Metody

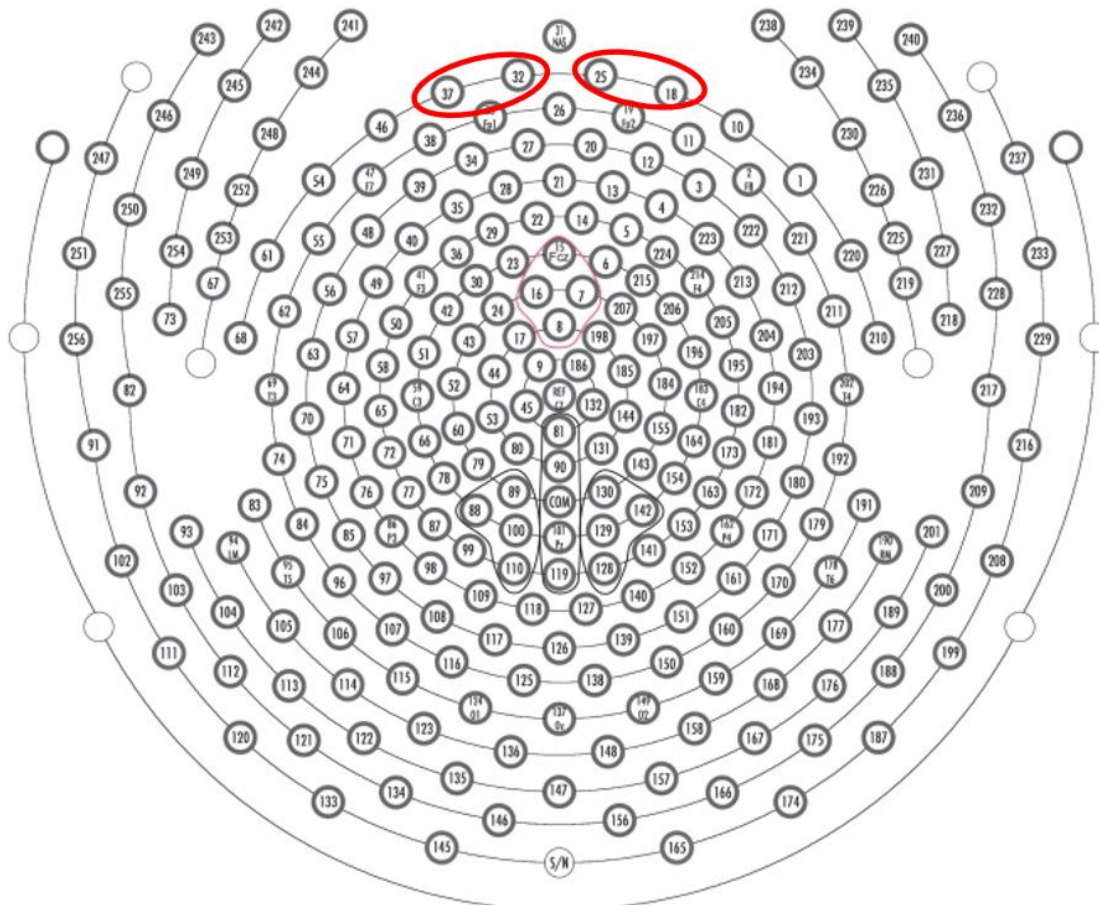
4.1 Použité přístroje

4.1.1 EEG přístroj

V této práci byl využit přístroj pro měření EEG značky EGI – Philips, konkrétně zesilovač EEG NetAmp 400. Tento přístroj využívá 256 měřících elektrod a data z elektrod se získávají se vzorkovací frekvencí 1 kHz. Během měření byla využita vodní čepice, u které byla vodivost zajištěna slaným roztokem (KCl) nasáknutým v houbičkách u každé elektrody. Čepice byla během experimentu nasazována proškolenou laborantkou. [21]



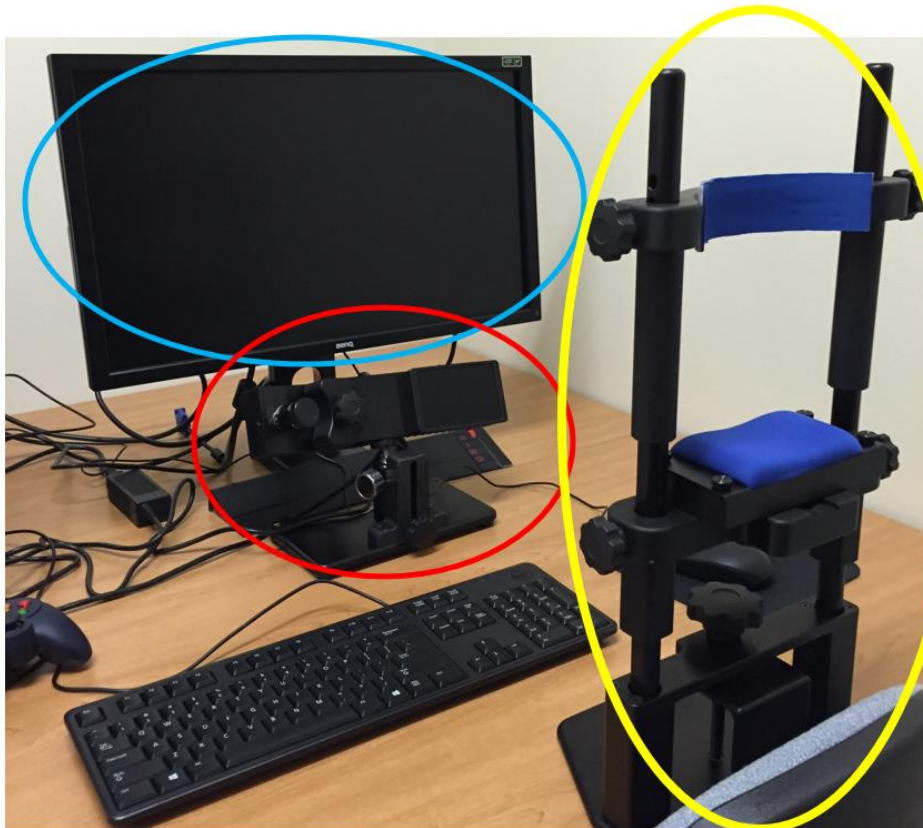
Obrázek 7: Rozložení 256 elektrod na měřící čepici využívané k přístroji EGI NetAmp 400, aplikace na modelu lidské hlavy (převzato a upraveno z [22])



Obrázek 8: Schéma rozložení 256 elektrod na měřící vodní čepici využívané během nahrávání k přístroji EGI NetAmp 400. Červeně jsou vyznačeny kanály 18, 25, 32, 37, které jsou nejbližše očím – validace synchronizace, zobrazení výkonových spekter. (převzato a upraveno z [22])

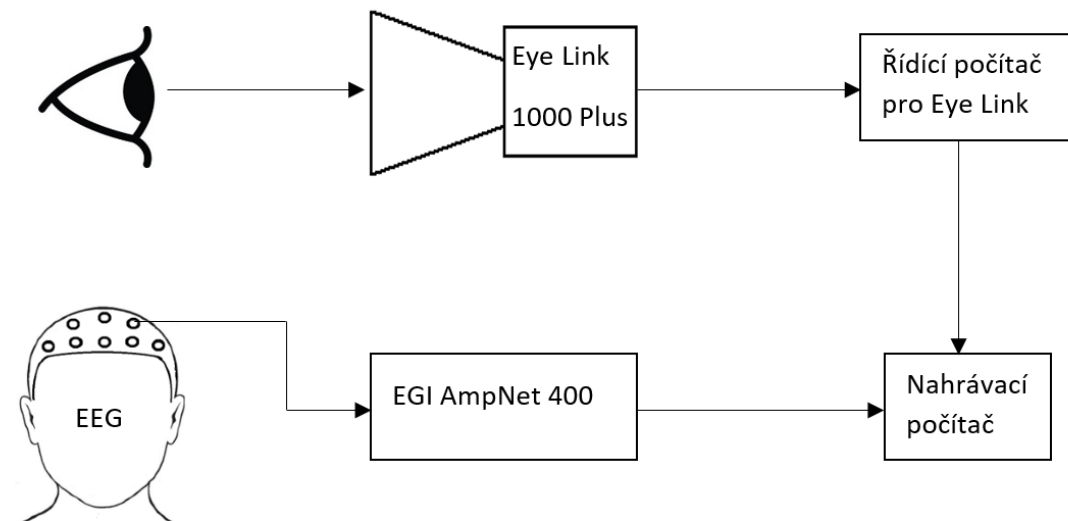
4.1.2 Sledovač očí

Pro měření očních pohybů byl použit přístroj značky SR Research Ltd., konkrétně EyeLink 1000 Plus. Tento přístroj využívá jednu kameru ke sledování právě jednoho vybraného oka a data byla z kamery získávána se vzorkovací frekvencí 1 kHz. Datová komunikace mezi kamerou a řídicím počítačem sledovače očí byla zajištěna síťovým TP kabelem. Pro datovou komunikaci řídicího počítače sledovače očí a nahrávacím počítačem byl následně také využit síťový UTP kabel. [23]



Obrázek 9: Aparatura sledovače očí Eye Link 1000 Plus, kde je modře označen monitor, červeně kamera s držákem a žlutě je vyznačena fixační věž pro umístění probandovy hlavy. (převzato a upraveno [23])

4.1.3 Schéma zapojení měřící soustavy přístrojů



Obrázek 10: Schéma zapojení měřící soustavy přístrojů během navrženého experimentu

Datová komunikace mezi kamerou a řídicím počítačem pro Eye Link byla zajištěna síťovým UTP kabelem a pomocí EyeLink Developers Kit, který firma SR Research poskytuje ke všem svým zařízením. Řídicí počítač pro Eye Link a nahrávací počítač byly propojeny pomocí UTP kabelu a komunikace byla zajištěna LSL protokoly, které byly implementované v nahrávacím počítači v operačním systému Linux Ubuntu 20.04 LTS. [23]

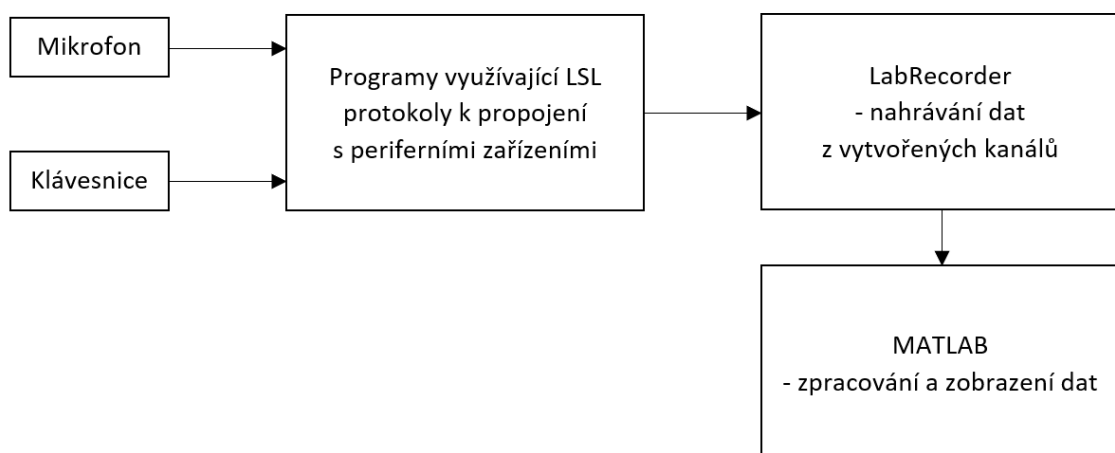
Mezi nahrávacím počítačem a EEG přístrojem EGI AmpNet 400 byla datová komunikace řešena pomocí optického kabelu a LSL protokoly, které byly implementované v nahrávacím počítači. K nahrávání a ukládání dat získaných ze sledovače očí a EEG přístroje byly využity LSL protokoly a program LabRecorder.

4.2 Synchronizace pomocí LSL

Abych mohl využít synchronního nahrávání pomocí LSL protokolů, bylo nutné nejdříve otestovat využitelnosti LSL protokolů k synchronizaci nahrávání 2, či více zařízení. K ověření byly využity dostupné programy od vývojářů LSL [citace]. Pomocí těchto programů jsem otestoval funkčnost LSL protokolů pro synchronizaci 2 periferních zařízení počítače – klávesnice a mikrofon. Pro co nejlepší realizaci synchronizačních pulzů byly mikrofonem nahrávány údery na mechanické klávesnici.

Programy LSL jsem využil k propojení nahrávacího počítače s periferními zařízeními a vytvoření tak kanálů, které byl nahrávací program LabRecorder schopný úspěšně rozpoznat a ukládat poté nahrávaná data. Data byla ukládána ve formátu XDF, který je specifický právě pro LSL. [17]

Data byla následně zpracována pomocí programového prostředí MATLAB, kdy bylo využito knihoven LSL pro načtení a zobrazení nahraných dat.



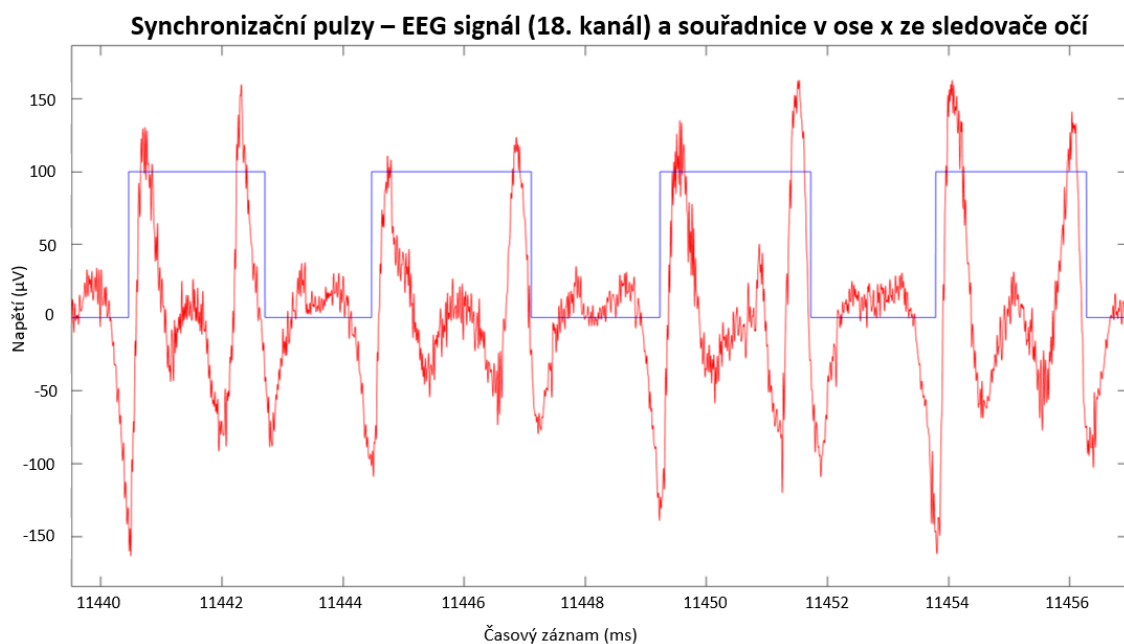
4.2.1 Validace synchronizace sledovače očí Eye Tracker a EEG přístroje

Před začátkem experimentu byl nahrán záznam, který obsahoval synchronizační pulzy, které byly realizovány mrkáním prvního nahrávaného probanda. Mrkání bylo využito, neboť se výrazně promítne do obou záznamů.

Ke stanovení validace synchronizace byly využité kanál EEG číslo 18, 25, 32, 37, které se vyskytují ve frontální oblasti nejbližší oku, tudíž se artefakt mrkání je zde nejvýraznější.

Data byla předzpracována pomocí funkce *ft_preprocessing* (toolbox FieldTrip). Byl odstraněn průměr a trend křivky EEG, signál byl filtrován horní propustí nastavenou na 0.5 Hz a dolní propustí na 10 Hz, abychom se zbavili co nejvíce EEG signálu a zůstal nám pouze mrkací artefakt. Mrkací artefakt má svou charakteristickou frekvenci kolem 3-5 Hz [24]. Byl odstraněn síťový šum. Typy filtrů byly nastaveny na *firws* (FIR filtr).

Do EEG záznamu se mrkání projevuje jako silné oční artefakty. Na obrázku 12 lze zřetelně vidět vliv změny fáze EEG signálu při otevírání (nárůst obdélníkového impulzu) a zavírání oka (pokles obdélníkového impulzu). Této vlastnosti jsem využil při validaci synchronizace v programovém prostředí MATLAB.



Obrázek 12: Synchronizační pulzy – porovnání EEG signálu (červeně, 18. kanál) záznamu ze sledovače očí (modré obdélníkové impulzy). Nárůst obdélníkových impulzů značí výpadek signálu při nahrávání sledovačem očí.

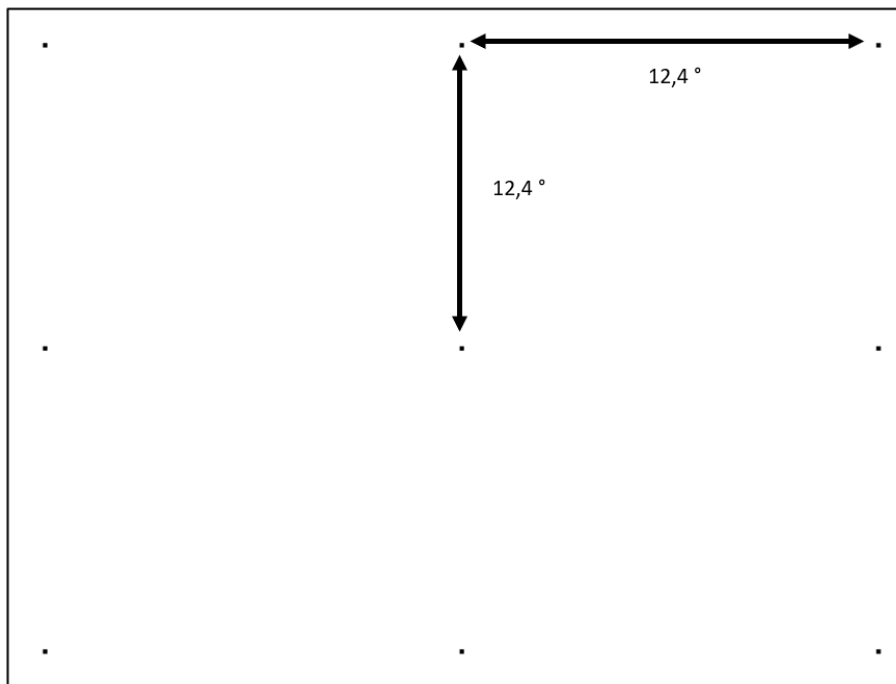
Na začátku oblasti, kterou sledovač očí vyhodnotil jako začátek mrkání (nástupní hrana modrého signálu z obrázku 11) byla vypočítána průměrná fáze v předzpracovaném EEG signálu. Pro validaci synchronizace obou zařízení byly brány v potaz pouze delší úseky, kdy sledovač očí nezaznamenal rohovku (horní amplituda modrého signálu z obrázku 11). Občas totiž došlo v záznamu ke krátkému přerušení detekce rohovky, který ovšem nesouvisel s mrkáním a neprojevil se tak v EEG signálu.

Dále byla vypočítán průměr a směrodatná odchylka této fáze napříč jednotlivými mrkáními v záznamu. Při správné synchronizaci by měla být tato směrodatná odchylka nízká. Začátek mrknutí oproti konci mrknutí má větší váhu při validaci synchronizace, protože při zavření oka dojde k okamžitému projevu mrkacího artefaktu do EEG záznamu a okamžitému výpadku signálu u sledovače očí. Při otevření oka dojde sice k okamžitému projevu mrkacího artefaktu do EEG záznamu, ovšem sledovači očí trvá určitou dobu, než dokáže opět zachytit rohovku snímaného oka.

4.3 Návrh experimentu

4.3.1 Specifikace testovaných probandů

Bylo testováno 5 mužů ve věkovém rozmezí 24 – 35 let. Všichni probandi byli zdraví a netrpěli žádnou duševní ani neurologickou chorobou. Jednalo se o zaměstnance Národního ústavu duševního zdraví (NUDZ), jelikož v době průběhu experimentu bylo možné provádět v NUDZ experimenty pouze na zaměstnancích z důvodu přísných hygienických a epidemiologických opatření během pandemie onemocnění COVID-19. Experiment synchronního nahrávání sledovače očí Eye Tracker a EEG přístroje byl schválen etickou komisí NUDZ. Specifikace navrženého experimentu
Obrazové stimuly byly probandům zobrazovány na 4k monitoru BENQ s rozlišením obrazovky 3840 x 2160 pixelů. Na bílém pozadí byl zobrazován černý kříž (rozměry $0,73^\circ$ pozorovacího úhlu), který měnil polohu v horizontálním a vertikálním směru mezi 9 pozicemi, které byly zobrazeny jako černé body na obrazovce na předem definovaných pozicích (Obrázek 13). Byl zobrazen kříž, následně se zobrazila šipka ve směru změny pozice kříže. Proband měl 1 s na přesun mezi současnou a následující pozicí kříže. Následně kříž v nové pozici setrval 2 s. Poté došlo k další změně polohy. Kříž se v jednom měření zobrazil probandovi celkově na 160 pozicích. Ovšem tento počet byl rozdělen do 8 cyklů, vždy po 20 pozicích kříže. Toto rozdělení bylo provedeno z důvodu snížení zátěže na oči probanda, kdy při delším měření by docházelo ke zvýšení slzení a také k rychlejší únavě očí. Přestávka mezi cykly trvala 10 s. Celkově bylo měření dlouhé 11,5 minuty.



Obrázek 13: Navržené schéma 9 pozic kříže včetně rozměrů
(rozměry uváděny v jednotkách: pozorovací úhel)

4.3.2 Průběh navrženého experimentu

Před začátkem samotného experimentu bylo u probanda určeno, které oko má dominantnější. Test se prováděl tak, že proband spojil přes sebou ruce tak, že se ruce dotýkaly pouze ukazováky a palci. Tím si proband vytvořil zorný průhled, kterým se podíval do rohu místnosti tak, aby hrana rohu byla přesně ve spojení obou prstů, tedy ve středu vytvořeného zorného průhledu. Následně proband zavřel postupně levé a následně pravé oko. Oko, kterým proband hranu viděl, bylo určeno jako dominantnější a sledovač očí byl nastaven na snímání určeného dominantnějšího oka probanda.

Probandovi byla nasazena EEG čepice o velikosti zvolené na základě změřených rozměrů hlavy. Proband byl následně usazen do výškově nastavitelného křesla před monitor a kameru Eye Trackeru. Hlava byla probandovi umístěna do fixační věže, aby nedocházelo k vytváření pohybových artefaktů a změně vzdálenosti oka od monitoru a kamery. U křesla byla nastavena optimální výška. Následně byla provedena kalibrace kamery sledovače očí Eye Tracker pro dané nastavení fixační věže a polohy nahrávaného oka probanda. Byl spuštěn experiment na obrazovce a začala být nahrávána data pomocí programu LabRecorder.

Získaná data během navrženého experimentu byla následně podrobena analýze v programovém prostředí MATLAB.

4.4 Detekce mikrosakád pomocí sledovače očí

Pro detekci mikrosakádického artefaktu jsem využil E&K algoritmus, jehož základní strukturu jsem implementoval v programovém prostředí MATLAB. Nejdříve byla data získaná ze sledovače očí upravena tak, že byly v datovém souboru nalezeny úseky, kdy proband během nahrávání mrknul. Úseky byly nahrazeny poslední známou hodnotou. Poté byly souřadnice oka v ose x a y, které jsou nahrávány sledovačem očí, převedeny do 2D prostoru rychlostí pomocí vzorce 1. [16]

$$\vec{v}_n = \frac{\vec{x}_{n+2} + \vec{x}_{n+1} - \vec{x}_{n-1} - \vec{x}_{n-2}}{6 \Delta t} \quad (1)$$

Dle vzorce 2 jsem si vypočítal směrodatnou odchylku. [16]

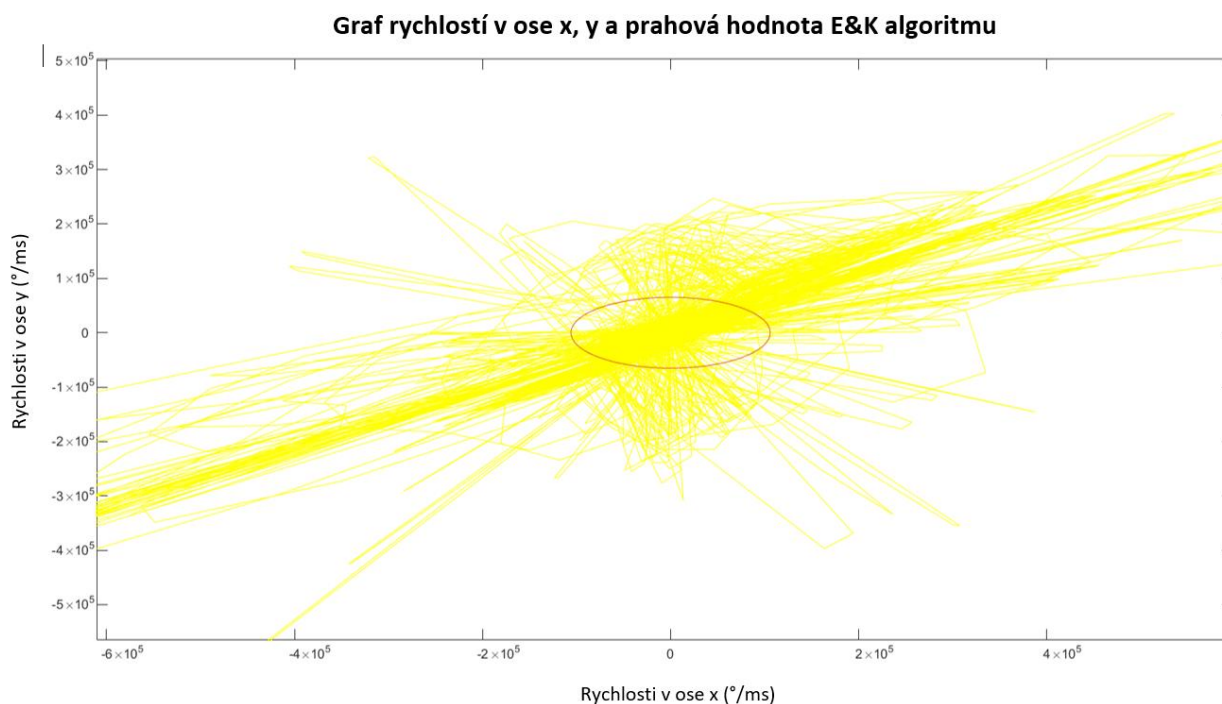
$$\sigma_{x,y} = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2} \quad (2)$$

Směrodatnou odchylku jsem vynásobil hodnotou 6, a určil jsem si tak prahovou hodnotu pro jednotlivé vektory rychlostí v ose x a y. Práh byl zvlášť určen pro rychlosti v ose x a pro rychlosti v ose y pomocí vzorce 3. [16]

$$\eta_{x,y} = \lambda \sigma_{x,y} \quad (3)$$

Hodnotu $\lambda = 6$ byla využita pro výpočet prahu v ose x i v ose y. Tato hodnota byla nastavena kvůli robustnosti algoritmu na různé úrovně šumu v jednotlivých záznamech dat. [16]

Pomocí těchto prahových hodnot v ose x a y jsem vytvořil intervaly kolem mediánu rychlostí v ose x a y. Poté byly vytvořeny segmenty rychlostí, které se nacházely mimo určený interval prahových hodnot. Pomocí těchto segmentů rychlostí byly zpětně rekonstruovány souřadnice v ose x a y a jejich časové značky, které jsem dále využil při určování segmentů obsahující mikrosakádický artefakt v EEG záznamu.



Obrázek 14: Grafické znázornění trajektorií rychlostí v ose x, y s porovnáním prahových hodnot (červená elipsa) získaných E&K algoritmem

4.5 Předzpracování EEG signálu

Data EEG záznamu byla předzpracována pomocí funkce *ft_preprocessing* (toolbox FieldTrip). Byl odstraněn průměr a trend křivky EEG, signál byl filtrován pomocí horní propusti nastavené na 30 Hz a dolní propusti na 100 Hz [citace]. Byl odstraněn síťový šum. Typy filtrů byly nastaveny na *firws* (FIR filtr).

Segmenty v EEG záznamu obsahující mikrosakádický artefakt se skládaly ze dvou částí. Artefaktový úsek jsem určil jako oblast ± 200 ms kolem počátku mikrosakády, který jsem si výše určil pomocí sledovače očí. Úsek bez artefaktu tvořil EEG signál dlouhý 400 ms, který neobsahoval mikrosakádický artefakt. Počáteční hodnota tohoto úseku byla 200 ms po počátku mikrosakády.

4.6 Metoda potlačení mikrosakádického artefaktu

4.6.1 Zvolená metoda (ICA)

Jako metoda k potlačení mikrosakádického artefaktu v EEG záznamu byla vybrána metoda ICA.

Metoda nezávislých komponent (Independent Component Analysis, ICA) je metoda separace signálů, kdy se snažíme od sebe separovat statisticky nezávislé signály (komponenty), které byly „smíchány“ dohromady. Nezávislé komponenty jsou skryté proměnné, které nelze přímo měřit, či pozorovat.

Předpokládejme náhodně pozorovaný vektor $X = [X_1, X_2, \dots, X_m]^T$, jehož m prvků představuje směsice m nezávislých prvků náhodného vektoru $S = [S_1, S_2, \dots, S_m]^T$. Mezi nimi existuje vztah: [25]

$$X = A \cdot S \quad (4)$$

A představuje směšovací matici o rozměrech $m \times m$. Hodnota X_j je zastoupena proměnnou x_j , kde $j = 1, 2, \dots, m$. Cílem ICA je nalézt rozdělovací matici W , která je inverzní k matici A a pro kterou platí vztah: [25]

$$Y = W \cdot X \cong S \quad (5)$$

Ke správnému použití ICA je třeba dodržet tato 3 základní kritéria. Předpokládáme statistické nezávislosti mezi zdroji výsledného signálu, směšovací matice A v základní variantě algoritmu ICA musí být čtvercová a regulární a předpokládáme, že jediným zdrojem stochasticity v modelu sledovaného procesu je zdrojový vektor S .

Z typů nejčastěji využívaných rozšířených metod ICA jsem pro svou práci zvolil metodu Infomax. . [26]

4.6.2 Realizace zvolené metody (ICA)

V mé práci byly nejprve vzniklé EEG segmenty s artefaktem a bez seřazeny za sebe a vytvořily tak jeden dlouhý záznam obsahující mikrosakádický artefakt. Tento záznam byl dále analyzován v programovém prostředí MATLAB pomocí funkce *ft_componentanalysis* (toolbox FieldTrip). Nastavena byla metoda analýzy na *runICA*, který počítá metodu Infomax. Počet výstupních komponent byl nastaven na hodnotu 35.

Získané komponenty byly zobrazeny pomocí funkce *fr_databrowser* (toolbox FieldTrip). Na základě znalostí o tvaru křivky mikrosakádického artefaktu (viz Obrázek 2) byly označeny komponenty, které se svým charakterem podobaly křivce mikrosakádického artefaktu. Tyto komponenty byly následně odstraněny.

Signál byl zpětně zkompletován již bez odstraněných komponent pomocí funkce *ft_rejectcomponent* (toolbox FieldTrip).

4.7 Statistické vyhodnocení

Pro statistické vyhodnocení výsledků jsem vytvořil 4 výkonová spektra pomocí funkce *ft_freqanalysis* (toolbox FieldTrip):

1. Výkonové spektrum segmentu, který neobsahuje mikrosakádický artefakt a nebyl zpracován analýzou nezávislých komponent (ICA).
2. Výkonové spektrum segmentu, který neobsahuje mikrosakádický artefakt a byl zpracován analýzou nezávislých komponent (ICA).
3. Výkonové spektrum segmentu, který obsahuje mikrosakádický artefakt a nebyl zpracován analýzou nezávislých komponent (ICA).
4. Výkonové spektrum segmentu, který obsahuje mikrosakádický artefakt a byl zpracován analýzou nezávislých komponent (ICA).

Jako výstupem funkce *ft_freqanalysis* bylo nastaveno výkonové spektrum (*POW*), metodu zpracování pro všechny kanály jsem zvolil *mtmfft* a typ okna jsem nastavil na Hanningovo okno.

Spektra byla následně mezi sebou porovnána pomocí odmocniny střední kvadratické odchylky (root mean square error = RMSE, vzorec 4). Porovnány byly odchylky mezi spektry číslo 1 a 3 a mezi spektry číslo 2 a 4, čili vždy byly porovnána výkonová spektra segmentů s artefaktem a segmentů bez artefaktu.

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_i^N (POW_{1i} - POW_{2i})^2} \quad (3)$$

N udává počet prvků výkonového spektra, POW_1 je výkonové spektrum obsahující artefakt a POW_2 neobsahující artefakt.

Na základě výkonových spektrem bude porovnáno, kolik artefaktu bylo potlačeno v segmentech obsahující mikrosakádický artefakt a zároveň bude porovnáno, kolik informace o aktivitě mozku bylo ztraceno při potlačení mikrosakádického artefaktu.

Nejlepší možný výsledek je ten, že se výkonové spektrum segmentu obsahujícím mikrosakádický artefakt po provedení metody na potlačení mikrosakádického artefaktu nebude výrazně lišit od výkonového spektra segmentu neobsahující mikrosakádický artefakt.

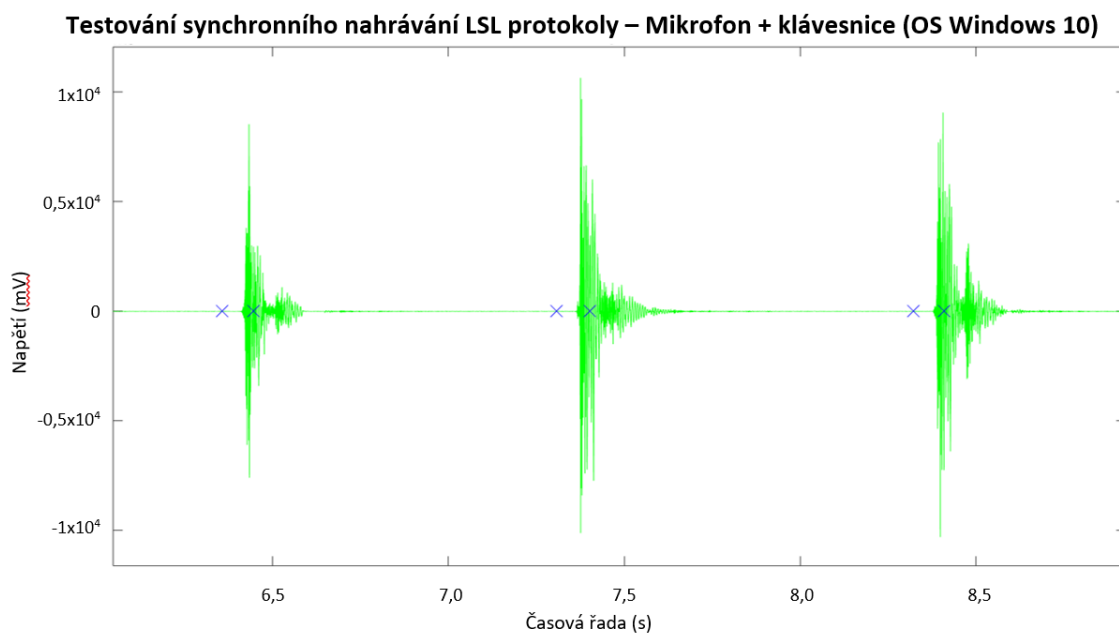
Odchylku mezi těmito spektry následně porovnáám pomocí RSME, zde předpokládám výrazné snížení RSME, protože by v ideálním případě měla být výkonová spektra po provedení metody na potlačení mikrosakádického artefaktu totožná.

5 Výsledky

5.1 Synchronizace pomocí LSL protokolu

5.1.1 Testování využití LSL

Tato podkapitola obsahuje grafické výsledky testování synchronizace pomocí LSL programů na vytvoření kanálů a programu na nahrávání a synchronizaci dat LabRecorder.



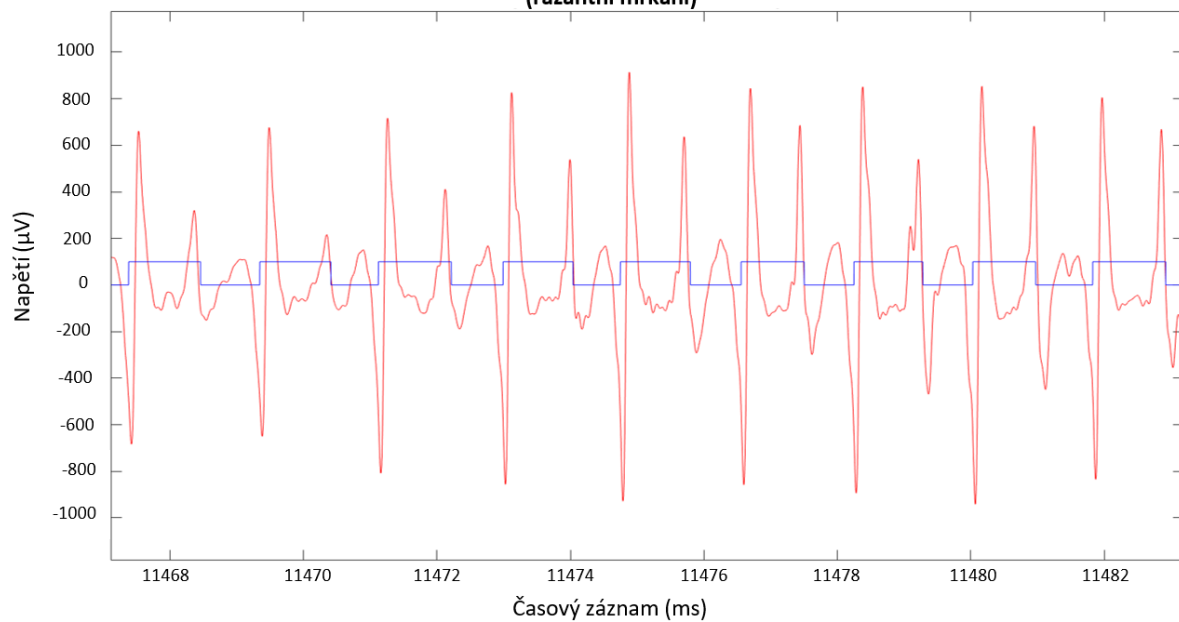
Obrázek 15: Zobrazení nahraných záznamů mikrofonu a klávesnice pomocí programů LSL v OS Windows 10. Zeleně je zobrazen záznam mikrofonu a modré křížky jsou zmáčknutí klávesy (První křížek symbolizuje zmáčknutí klávesy, druhý křížek „odměčknutí“ klávesy, které vydalo zvuk)

5.1.2 Validace synchronizace EEG a sledovače očí pomocí LSL

Část validace synchronizace EEG přístroje a sledovače očí Eye Tracker obsahuje grafické znázornění projevu synchronizačních pulzů v EEG záznamu a v záznamu ze sledovače očí, a to pro obyčejné mrkání a razantní mrkání (prováděno s vyšší intenzitou). Při správné synchronizace záznamů by se měl artefakt vznikající mrkáním projevovat v obou záznamech ve stejném okamžiku v celém záznamu. Nemělo by se stát, že by mohlo dojít k posunu záznamů na časové ose.

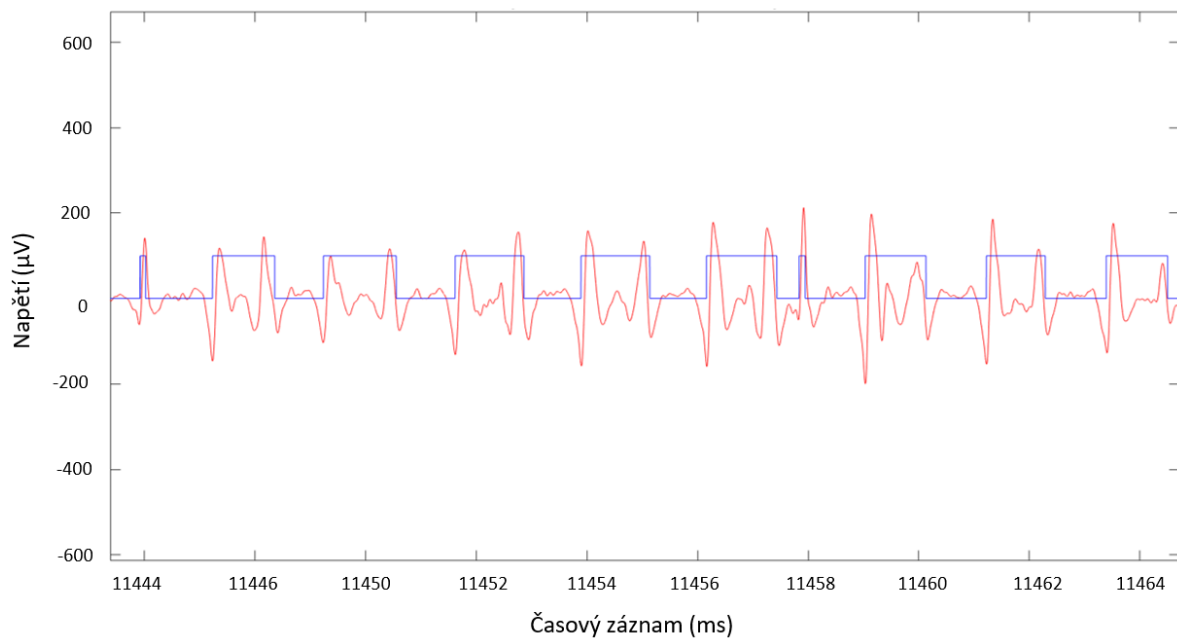
V tabulce 2 je zahrnut průměr a směrodatná odchylka změny fáze v 50 ms intervalu kolem začátku (zavření oka) artefaktu vznikajícího mrkáním.

**Synchronizační pulzy – EEG signál (18. kanál) a souřadnice v ose x ze sledovače očí
(razantní mrkání)**



Obrázek 16: Synchronizační pulzy – EEG signál (červený signál) a souřadnice v ose x ze sledovače očí(modrý signál). Synchronizační pulzy byly vytvořené obyčejným mrkáním.

**Synchronizační pulzy – EEG signál (18. kanál) a souřadnice v ose x ze sledovače očí
(obyčejné mrkání)**



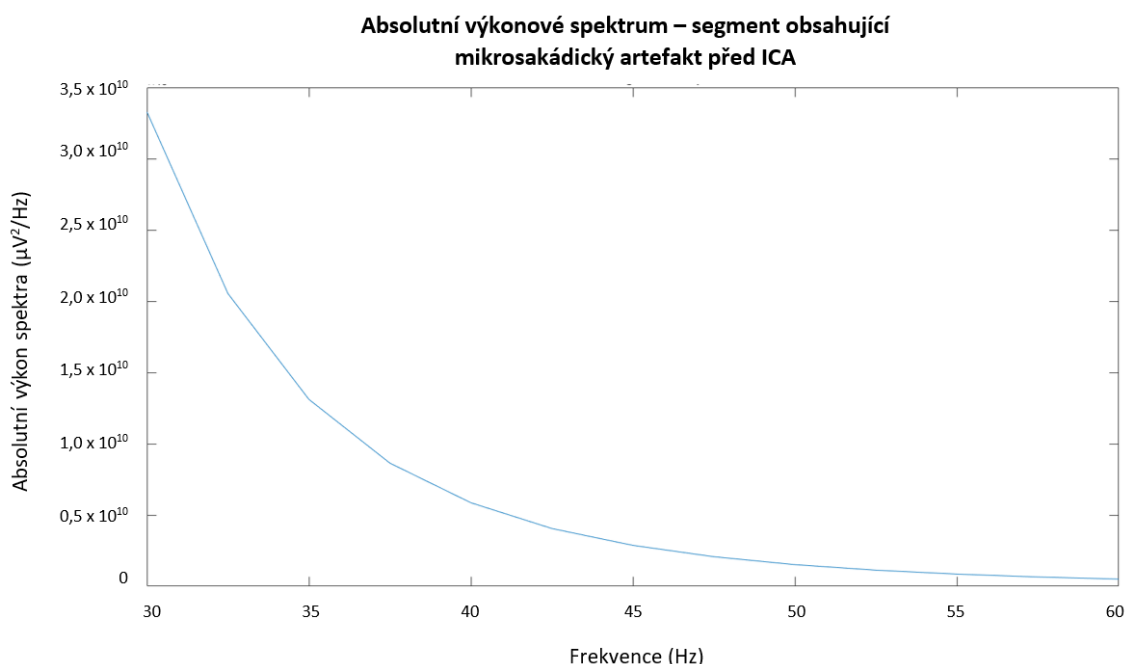
Obrázek 17: Synchronizační pulzy – EEG signál (červený signál) a souřadnice v ose x ze sledovače očí (modrý signál). Synchronizační pulzy byly vytvořené razantním mrkáním)

Tabulka 2: Tabulka průměru a směrodatné odchylky změny fáze, shodné hodnoty pro kanály č. 18, 25, 32 a 37

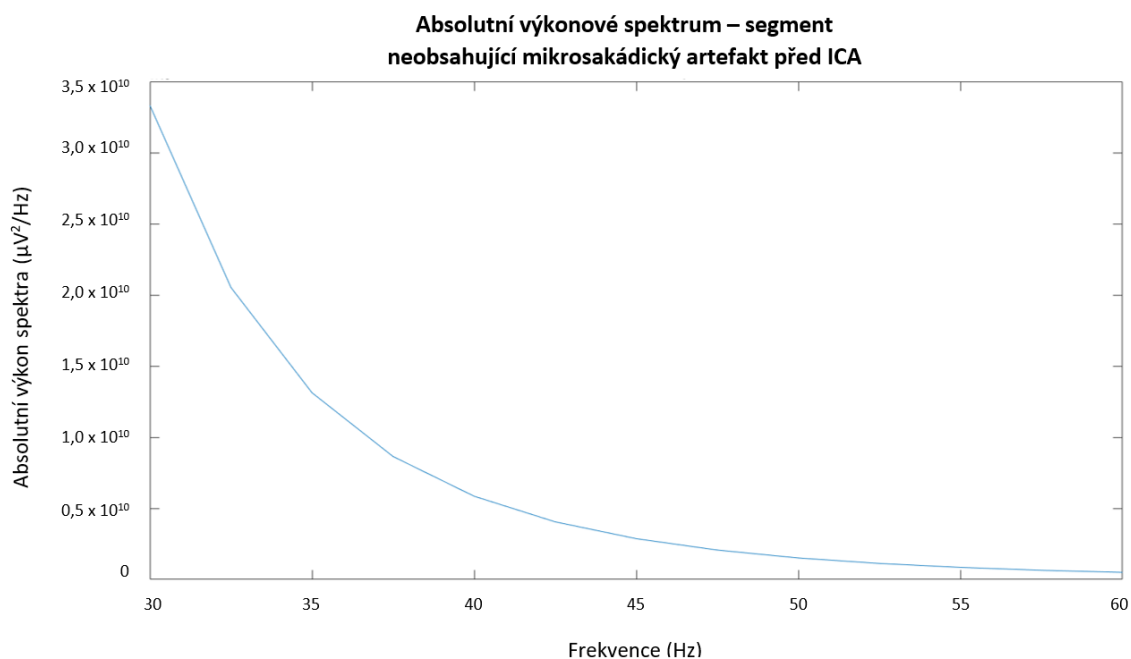
Mrkací artefakt	Průměr (°)	Směrodatná odchylka (°)
Zavření oka	109,9	16,5

5.2 Výkonová spektra

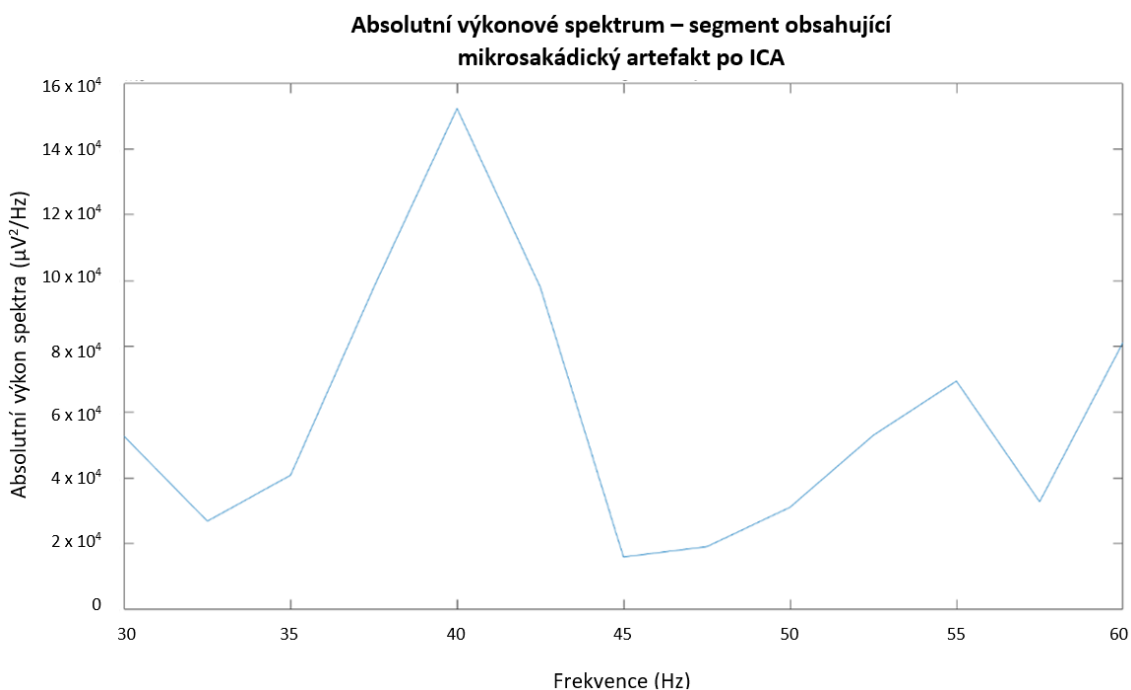
Podkapitola výkonová spektra obsahuje ukázkou výkonových spekter u probanda č. 1. Jedná se o výkonová spektra segmentů obsahujících mikrosakádický artefakt před a po aplikaci metody pro potlačení mikrosakádického artefaktu a segmentů neobsahujících mikrosakádický artefakt před a po aplikaci metody. Výkonová spektra probandů č. 2-5 jsou přiložena v příloze A.



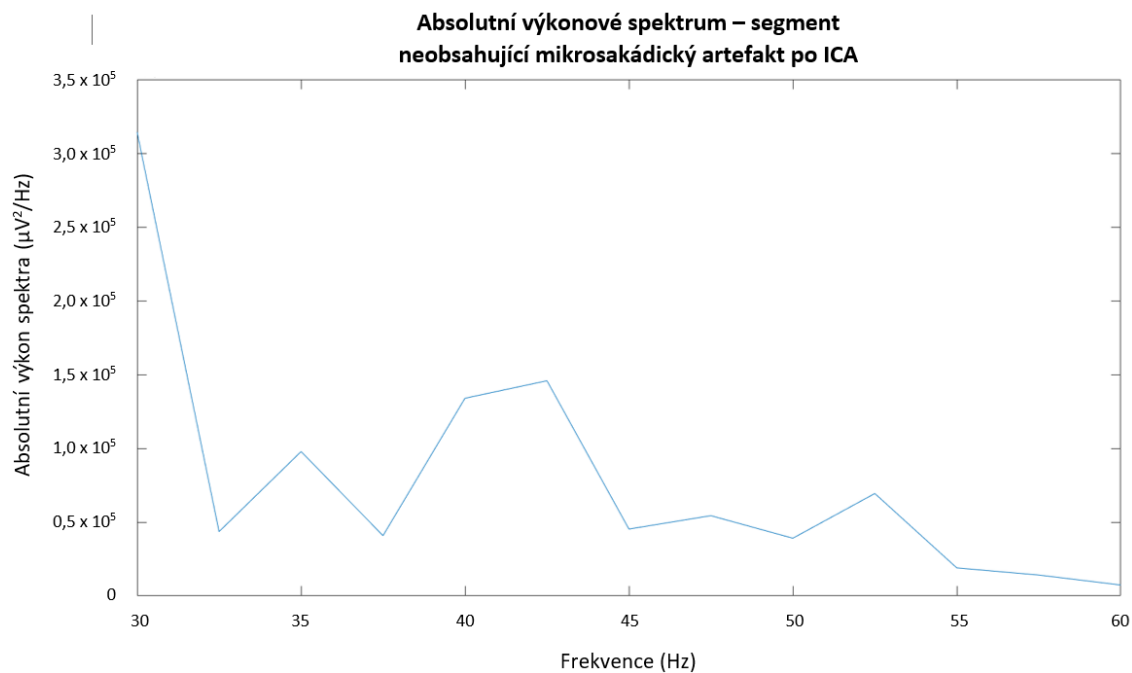
Obrázek 18: Absolutní výkonové spektrum segmentu, který obsahuje mikrosakádický artefakt a na který nebyla aplikována metoda pro potlačení mikrosakádického artefaktu (proband č. 1)



Obrázek 19: Absolutní výkonové spektrum segmentu, který neobsahuje mikrosakádický artefakt a na který nebyla aplikována metoda pro potlačení mikrosakádického artefaktu (proband č. 1)



Obrázek 20: Absolutní výkonové spektrum segmentu, který obsahuje mikrosakádický artefakt a na který byla aplikována metoda pro potlačení mikrosakádického artefaktu (proband č. 1)



Obrázek 21: Absolutní výkonové spektrum segmentu, který neobsahuje mikrosakádický artefakt a na který byla aplikována metoda pro potlačení mikrosakádického artefaktu (proband č. 1)

5.3 Odmocnina střední kvadratické odchylky (RMSE)

V tabulce 3 jsou zaneseny vypočtené hodnoty RMSE, které nám udávají informace o rozdílech mezi segmenty před a po analýze zvolenou metodou Infomax (ICA).

Tabulka 4: Tabulka odmocnin střední kvadratické odchylky (RMSE) pro 5 záznamů (proband 1-5) před a po aplikaci metody pro potlačení mikrosakádického artefaktu

Záznam	RMSE po ICA	RMSE před ICA
Proband 1	$1,9921 \cdot 10^3$	$1,2620 \cdot 10^6$
Proband 2	$1,1201 \cdot 10^3$	$1,5453 \cdot 10^6$
Proband 3	$1,2025 \cdot 10^4$	$2,0078 \cdot 10^6$
Proband 4	$1,7488 \cdot 10^4$	$2,9403 \cdot 10^7$
Proband 5	$1,7725 \cdot 10^4$	$1,7482 \cdot 10^7$

6 Diskuse

Ve své bakalářské práci jsem analyzoval, navrhl, realizoval a otestoval možnosti a funkčnost synchronního nahrávání pomocí LSL protokolů, což jsem následně využil pro další část své práce. Analyzoval jsem metody detekce a potlačení mikrosakádického artefaktu a vybral jsem si metodu založenou na synchronním nahrávání EEG a sledovače očí. Následně jsem navrhl a realizoval experiment pro získání synchronně nahraných dat v NUDZ. Na základě získaných dat jsem implementoval detekční E&K algoritmus a potlačující metodu Infomax v programovém prostředí MATLAB. Získaná data jsem pomocí výkonových spekter a RMSE vzájemně porovnával a zjišťoval, jak moc se vzájemně jednotlivá schémata liší.

Abych mohl v této práci využít synchronizaci nahrávání EEG přístroje a sledovače očí Eye Tracker, bylo potřeba nejdříve otestovat správnost synchronního nahrávání na 2 periferních zařízeních. Grafické znázornění funkčnosti synchronizaci LSL je zobrazeno na obrázku 15, na kterém je patrné menší zpoždění mezi úderem na klávesu a zvukovým impulzem nahraným mikrofonom. Toto zpoždění je pravděpodobně způsobeno využitím externí mechanické klávesnice a externího mikrofону. Obě tato zařízení byla připojena přes USB porty 3.0. Tzv. „odmáčknutí“ klávesy již ale spadá do oblasti nahraného zvukového impulzu. Další důvod zpoždění je pravděpodobně nastavení vnitřních hodin u OS Windows 10, které má přednastavené rozlišení hodin na 15,6 ms (viz kapitola 2.5 Lab Streaming Layer). Abych předešel této chybě rozlišovací schopnosti vnitřních hodin při nahrávání navrženého experimentu, místo OS Windows 10 byl zvolen operační systém Linux Ubuntu 20.04 LTS, který má přednastavenou rozlišovací schopnost vnitřních hodin na 1 ms. Tato varianta operačního systému byla volena taktéž z důvodu, že data EEG přístroje a sledovače očí byla nahrávána se vzorkovací frekvencí 1000 Hz.

Protože ověření synchronizace jsem prováděl na periferních zařízeních počítače, které nedosahovaly vzorkovací frekvence 1000 Hz, bylo nutné provést validaci synchronizace EEG přístroje a sledovače očí. Na obrázku 16 a 17 jsem pro ukázkou znázornil 2 druhy mrkání – obyčejné a rázné. Když porovnáím křivky EEG záznamu a sledovače očí, je patrné, že při zavření a otevření oka dochází v EEG záznamu k vytvoření artefaktu mrkáním, který je charakteristický pomalou vlnou s výraznou amplitudou.

V úsecích zavírání a otevírání oka byla následně spočten průměr a směrodatná odchylka fáze EEG signálu (tabulka 2). Při zavírání oka byla vypočtena hodnota $109,9 \pm 16,5^\circ$ fáze. Na základě údajů zjištěných při zavírání oka jsem si ověřil, že nahrávání bylo synchronizováno. Z údajů zjištěných při otevírání oka jsem zjistil, že kameře sledovače očí určitý čas trvá, než je schopna opět zachytit rohovku. Toto zpoždění se přitom různí pro každý jednotlivý artefakt vzniklý mrkáním. Proto se artefakt vzniklý mrkáním nejdříve projevil v EEG záznamu a s různým zpožděním poté do záznamu sledovače očí. Pro vyhodnocení jsem považoval tedy jen úseky zavírání oka (začátek mrkání).

Při použití implantovaného detekčního algoritmus v programovém prostředí MATLAB jsem zjistil, že spousta dat musela být ze záznamu odstraněna. Jednalo se o data označená jako mrkací artefakt. Během měření totiž docházelo k výpadkům signálu sledovače očí, kdy nebylo možné oči probanda snímat, protože byly mimo hranice, které je sledovač očí schopný zachytit. Docházelo tak při pohledu probanda do horní části obrazovky. Možným řešením do budoucnosti by mohlo být snížení monitoru tak, aby se horní okraj monitoru nacházel v úrovni očí probanda.

Po provedení mnou navrženého experimentu jsem následně při konzultaci s probandy po měření navrženého experimentu jsem zjistil, že pauza mezi jednotlivými opakováními změn pozic kříže nastavená na 10 s je nedostačující. Ke konci měření si probandi stěžovali na zvýšené slzení a podrážděnost očí. Pro další experiment navrhuji prodloužení pauzy mezi opakování alespoň na 30 s a pro menší zátěž na oči navrhuji snížení jasu obrazovky.

Metoda odstraňující mikrosakádický artefakt využívala ICA, konkrétně metodu Infomax. Analýzou 35 nezávislých komponent po aplikaci ICA jsem zjistil, že je velice náročné určit komponenty, které obsahují mikrosakádický artefakt. Tyto komponenty obsahovaly nejen mikrosakádický artefakt, ale také spoustu dalšího signálu. Určil jsem komponenty, které se nejvíce podobaly charakteristické křivce mikrosakádického artefaktu (obrázek 2) podle odborných studií. Následně byl signál zkompletován bez těchto odstraněných komponent. Jak je vidět na obrázcích 18 – 22, došlo po použití metody Infomax k razantnímu poklesu absolutního výkonového spektra jak v segmentu neobsahujícím mikrosakádický artefakt, tak v segmentu obsahujícím mikrosakádický artefakt.

Tabulka 4 obsahuje hodnoty RMSE, ze kterých je jasné, že po aplikaci metody Infomax došlo ke snížení rozdílů mezi segmenty neobsahující a obsahující mikrosakádický artefakt. Spektra jsou si dle výsledků nyní více podobná než před ICA. RMSE je ovšem odmocněný kvadrát odchylek, tedy z výsledků není jasné, zda nedošlo k odstranění signálu ze segmentu obsahujícího mikrosakádický artefakt pod úroveň segmentu neobsahující mikrosakádický artefakt.

Výsledky výkonových spekter a RMSE ukazují, že část mikrosakádického artefaktu byla ze segmentů obsahující tento artefakt odstraněna, ovšem došlo také k výraznému odstranění složky pocházející z mozku měřeného subjektu. Došlo tedy ke ztrátě informací, které je potřeba v záznamu ponechat. Chyba nastala při odstranění zvolených komponent, které neobsahovaly pouze mikrosakádický artefakt. Řešení toho nedostatku může spočívat v upravení ICA tak, aby lépe oddělovala zdroj vzniklý mikrosakádickým artefaktem a zdroj vzniklý v mozku měřeného subjektu. Další řešení, kterému bych se rád věnoval v navazujících pracích, může být analýza jiných metod potlačujících mikrosakádický artefakt a rozšíření metod pro detekci.

7 Závěr

V rámci své bakalářské práce jsem analyzoval, navrhl a realizoval možnosti a funkčnost synchronního nahrávání pomocí LSL. Poté jsem ověřil jsem pomocí nahraného záznamu 2 periferních zařízení počítače (mikrofon a klávesnice) synchronizaci pomocí LSL. Funkční synchronizaci jsem následně validoval pomocí průměru a směrodatné odchylky změn fáze v EEG signálu, které odpovídaly změně zaznamenané sledovačem očí. Při zavírání oka (začátek artefaktu vzniklého mrkáním) byla vypočtena hodnota $109,9 \pm 16,5$ ° fáze.

V další části své práce jsem se zaměřil na potlačení mikrosakádického artefaktu. Zde jsem využil mnou implementovanou synchronizaci EEG přístroje a sledovače očí. Nejprve jsem analyzoval metody potlačení artefaktu generovaného mikrosakádickým očním pohybem, jež se vyskytuje v EEG záznamech. Z nich jsem vybral metodu Infomax (ICA), kterou jsem následně implementoval v programovém prostředí MATLAB.

Dále jsem navrhl a zrealizoval experiment vhodný pro analýzu metody potlačující artefakt generovaný mikrosakádickým očním pohybem. Data získaná z toho experimentu jsem poté podrobil analýze pomocí implementovaných metod detekce a potlačení mikrosakádického artefaktu v programovém prostředí MATLAB.

Ze statistického vyhodnocení pomocí výkonových spekter a RMSE jsem zjistil, že část mikrosakádického artefaktu byla odstraněna, ovšem s ní byla odstraněna i podstatná část informace o aktivitě mozku. U probanda č. 1 došlo k poklesu v absolutním spektru u segmentu obsahující i neobsahující mikrosakádický artefakt po aplikaci metody pro potlačení mikrosakádického artefaktu o 6 řádů.

Seznam použité literatury

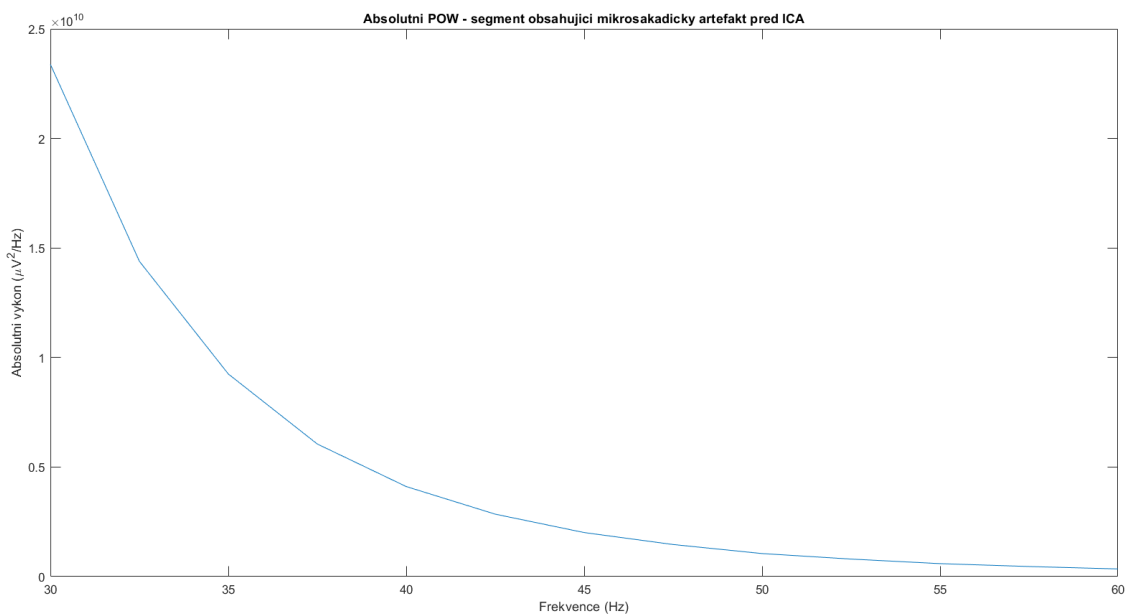
- [1] SÖRNMO, L. a P. LAGUNA, Bioelectrical signal processing in cardiac and neurological applications. Boston: Elsevier Academic Press, 2005, ISBN 01-243- 7552-9.
- [2] ABDUL QUAYOOM, ADUL WAHAB, Artifact processing of Epileptic EEG Signals: An Overview of different types Artifacts, 2013 International Conference on Advanced Computer Science Applications and Technologies, ročník 2, číslo 1, 2014, ISBN 978-1-4673-1515-9
- [3] RASHMI PANDA, UMESH C. PATI, Removal of artifacts from elektrokardiogram using digital filter, Elektrical, Electronics and Computer Science (SCEECs): 2013 International Conference Advanced Computer Science Application and Technolgies, 2014, ISBN 978-1-4799-2758-6
- [4] Electroencephalography z Wikipedia : the free encyclopedia [online]. St. Petersburg (Florida): Wikipedia Foundation, 2002, 2014 [cit. 2014-12-30]. Dostupné z: https://en.wikipedia.org/wiki/Electroencephalography#Biological_artifacts
- [5] Krajča V., Mohylová J., Číslicové zpracování neurofyziologických signálů, ed. Fakulta biomedicínského inženýrství, ČVUT Praha, 2011, ISBN 978-80-01-04721-7
- [6] Devuyst S, Dutoit T, Stenuit P, Kerkhofs M, Stanus E. Removal of ECG artifacts from EEG using a modified independent component analysis approach. Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc. 2008;2008:5204-7. doi: 10.1109/IEMBS.2008.4650387. PMID: 19163890.
- [7] M. Van De Velde, G. Van Erp, and P. J. M. Cluitmans, "Detection of muscle artefact in the normal human awake EEG," Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol., vol. 107, no. 2, pp. 149–158, 1998, doi: 10.1016/S0013-4694(98)00052-2.
- [8] ČIHÁK, Radomír, DRUGA, Rastislav a Miloš GRIM (eds.). Anatomie. 2., upr. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2004. ISBN 80-247-1132-X.
- [9] SYNEK, Svatopluk a Šárka SKORKOVSKÁ. Fyziologie oka a vidění. Praha: Grada, 2004. ISBN 80-247-0786-1.
- [10] BULLING, Andreas, Jamie A ARD, Hans GELLERSEN a Gerhard TR STER. Eye Movement Analysis for Activity Recognition Using Electrooculography. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence [online]. 2011, 33(4), 741-753 [cit. 2016-12-22]. DOI: 10.1109/TPAMI.2010.86. ISSN 0162-8828.
- [11] GANONG, William F. Přehled lékařské fyziologie. 20. vyd. Praha: Galén, 2005. ISBN 80-7262-311-7.

- [12] R. Engbert and R. Kliegl, “Microsaccades uncover the orientation of covert attention,” *Vision Res.*, vol. 43, no. 9, pp. 1035–1045, 2003, doi: 10.1016/S0042-6989(03)00084-1.
- [13] O. Dimigen, “Optimizing the ICA-based removal of ocular EEG artifacts from free viewing experiments,” *Neuroimage*, vol. 207, no. January 2019, p. 116117, 2020, doi: 10.1016/j.neuroimage.2019.116117.
- [14] D. J. Schwartzman and C. Kranczioch, “In the blink of an Eye: The contribution of microsaccadic activity to the induced gamma band response,” *Int. J. Psychophysiol.*, vol. 79, no. 1, pp. 73–82, 2011, doi: 10.1016/j.ijpsycho.2010.10.006.
- [15] Y. Gao, C. Huber, and B. A. Sabel, “Stable microsaccades and microsaccade-induced global alpha band phase reset across the life span,” *Investig. Ophthalmol. Vis. Sci.*, vol. 59, no. 5, pp. 2032–2041, 2018, doi: 10.1167/iovs.17-23039.
- [16] R. Engbert and R. Kliegl, “Microsaccades uncover the orientation of covert attention,” *Vision Res.*, vol. 43, no. 9, pp. 1035–1045, 2003, doi: 10.1016/S0042-6989(03)00084-1.
- [17] Christian Kothe, “Lab Streamin Layer,” David Medine, Chadwick Boulay, Matthew Grivich, Tristan Stenner, © Copyright 2019, dostupné z: <https://labstreaminglayer.readthedocs.io>
- [18] Jose Antonio Urigüen a Begoña Garcia-Zapirain. EEG artifact removal—state-of-the-art and guidelines. *Journal of Neural Engineering*. 2015-06-01, vol. 12 (issue 3), 031001-. DOI 10.1088/1741-2560/12/3/031001.
- [19] Alon S. Keren, Shlomit Yuval-Greenberg a Leon Y. Deouell. Saccadic spike potentials in gamma-band EEG. *NeuroImage*. 2010, 49 (3), 2248-2263. DOI 10.1016/j.neuroimage.2009.10.057.
- [20] Uwe Hassler, Uwe Friese, Ulla Martens, Nelson Trujillo-Barreto a Thomas Gruber. Repetition priming effects dissociate between miniature eye movements and induced gamma-band responses in the human electroencephalogram. *European Journal of Neuroscience*. 2013, 38 (3), 2425-2433. DOI 10.1111/ejn.12244.
- [21] NetStation [online]. USA, Oregon: EGI Electrical geodesis, Inc., 2018 [cit. 2019-04-29]. Dostupné z: <https://www.egi.com/knowledge-center>
- [22] N. Mammone et al., “Compressibility of High-Density EEG Signals in Stroke Patients,” *Sensors (Basel)*, vol. 18, no. 12, pp. 1–16, 2018, doi: 10.3390/s18124107.
- [23] Vanessa Harrar, William Le Trung, Anton Malienko, Aarlenne Zein Khan; A nonvisual eye tracker calibration method for video-based tracking. *Journal of Vision* 2018;18(9):13. doi: <https://doi.org/10.1167/18.9.13>.

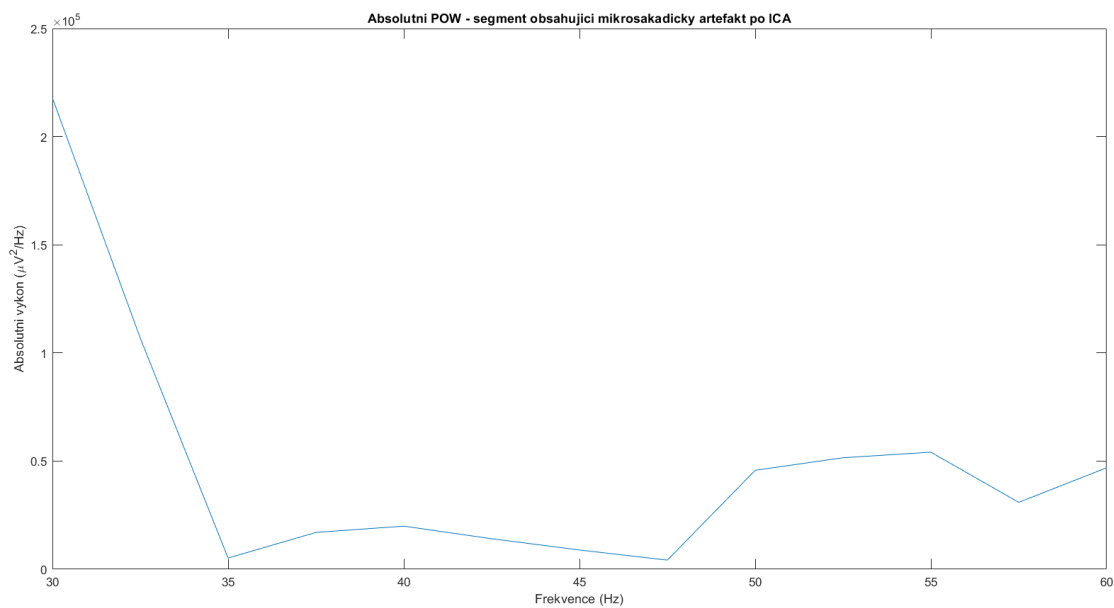
- [24] P. Manoilov, “Eye-blinking Artefacts analysis,” ACM Int. Conf. Proceeding Ser., vol. 285, pp. 1–5, 2007, doi: 10.1145/1330598.1330654.
- [25] Roberts, S., & Everson, R. (Eds.). (2001). *Independent Component Analysis: Principles and Practice*. Cambridge: Cambridge University Press. doi:10.1017/CBO9780511624148
- [26] M. Plöchl, J. P. Ossandón, and P. König, “Combining EEG and eye tracking: Identification, characterization, and correction of eye movement artifacts in electroencephalographic data,” *Front. Hum. Neurosci.*, vol. 6, no. OCTOBER 2012, pp. 1–23, 2012, doi: 10.3389/fnhum.2012.00278.

Příloha A – Výkonová spektra probandů 2-5

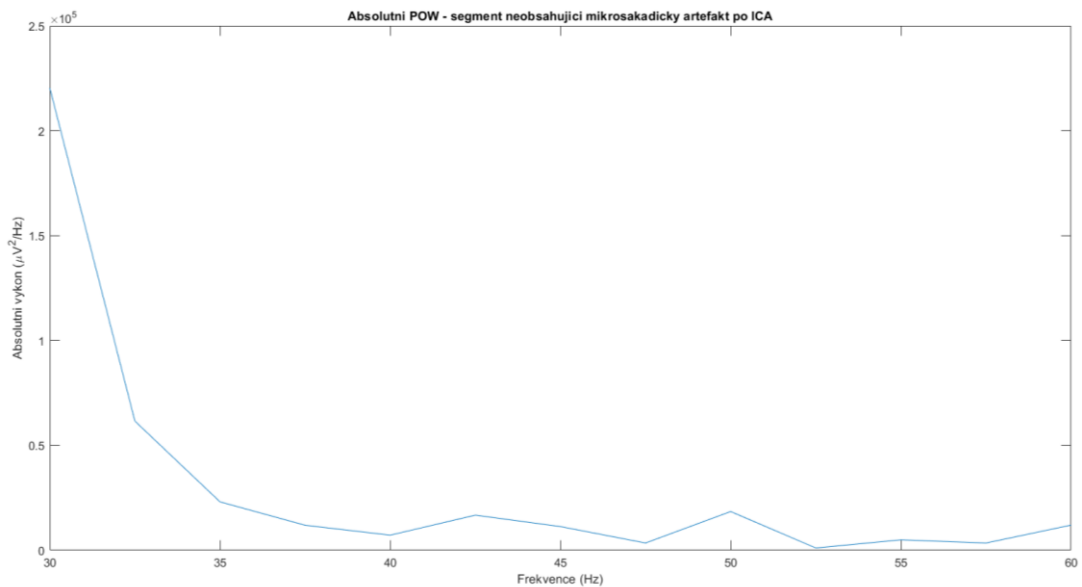
Výkonová spektra – Proband 2



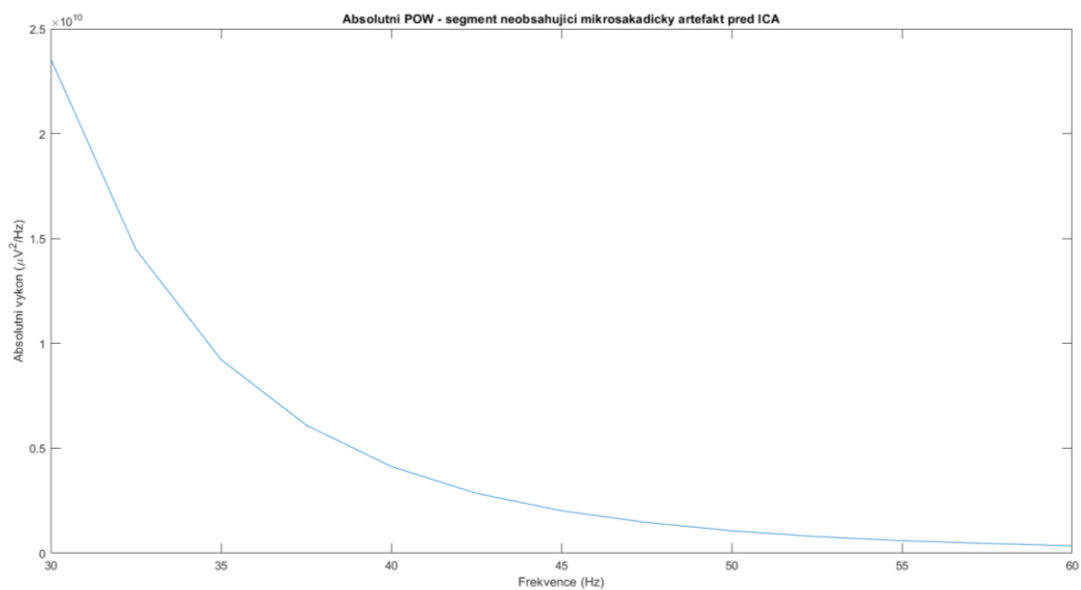
Obrázek 22: Absolutní výkonové spektrum segmentu obsahující mikrosakádický artefakt před ICA



Obrázek 23: Absolutní výkonové spektrum segmentu obsahující mikrosakádický artefakt po ICA

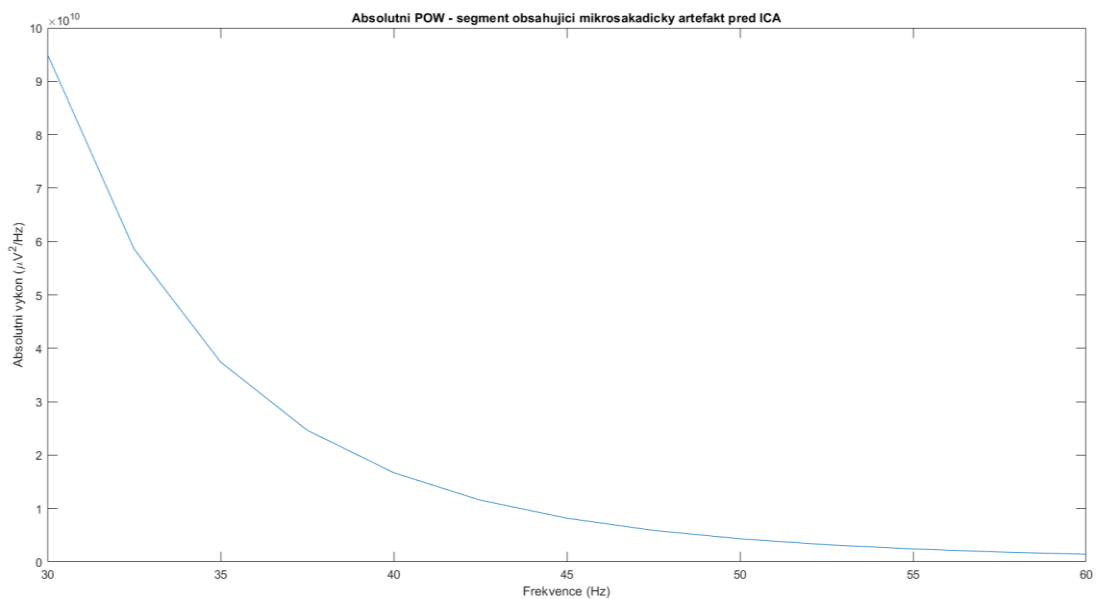


Obrázek 24: Absolutní výkonové spektrum segmentu neobsahující mikrosakádický artefakt po ICA

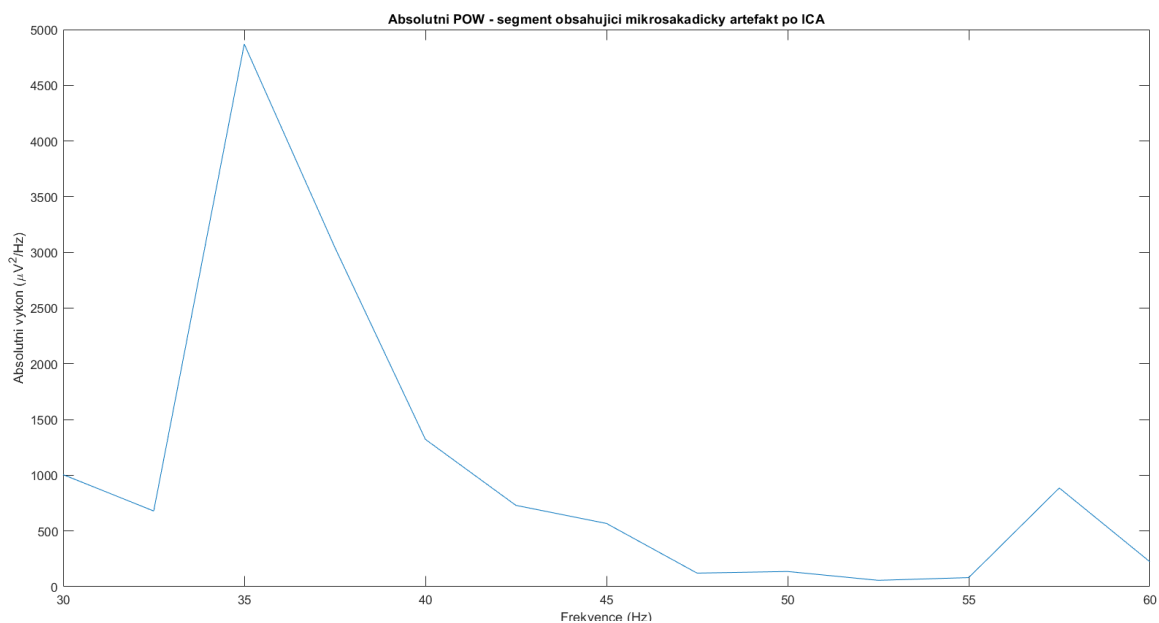


Obrázek 25: Absolutní výkonové spektrum segmentu neobsahující mikrosakádický artefakt před ICA

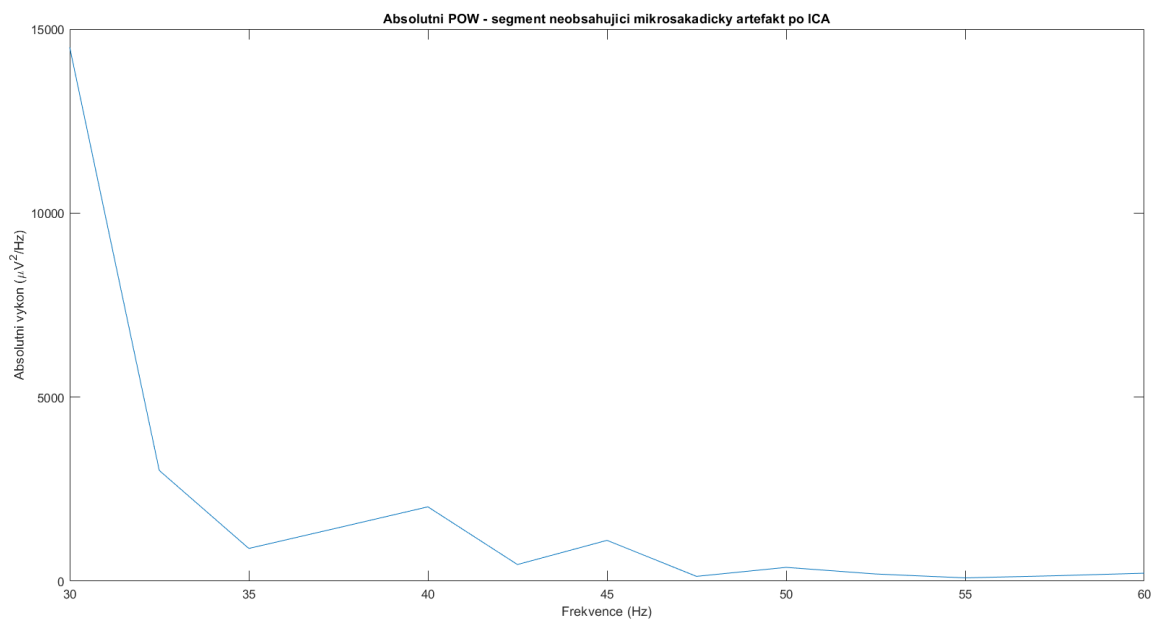
Výkonová spektra – Proband 3



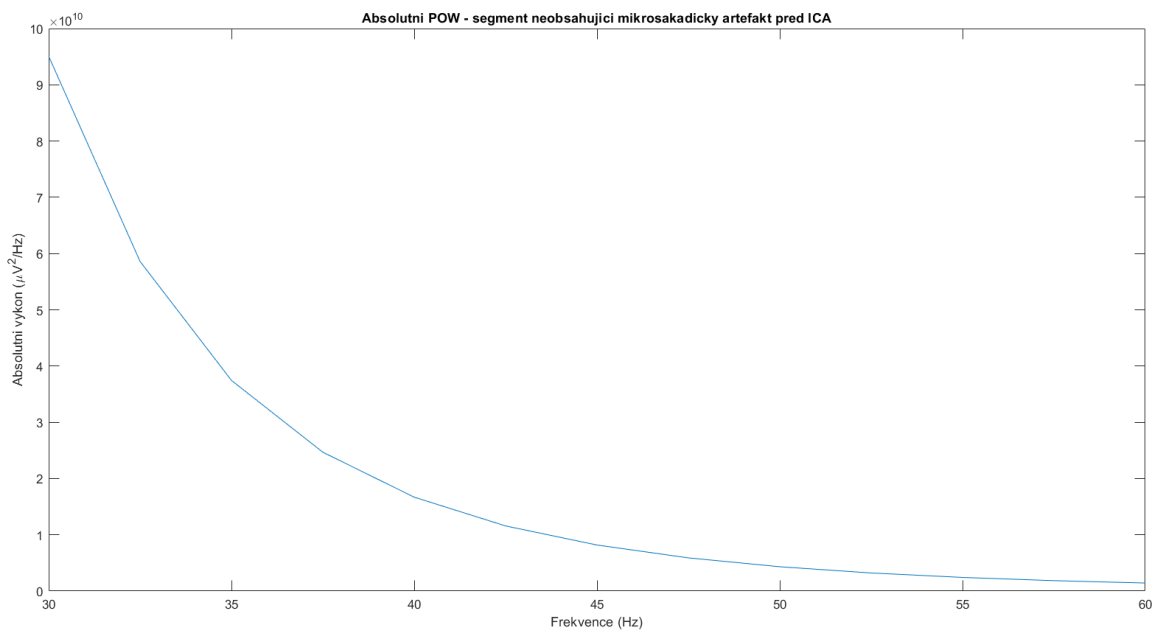
Obrázek 26: Absolutní výkonové spektrum segmentu obsahující mikrosakádický artefakt před ICA



Obrázek 27: Absolutní výkonové spektrum segmentu obsahující mikrosakádický artefakt po ICA

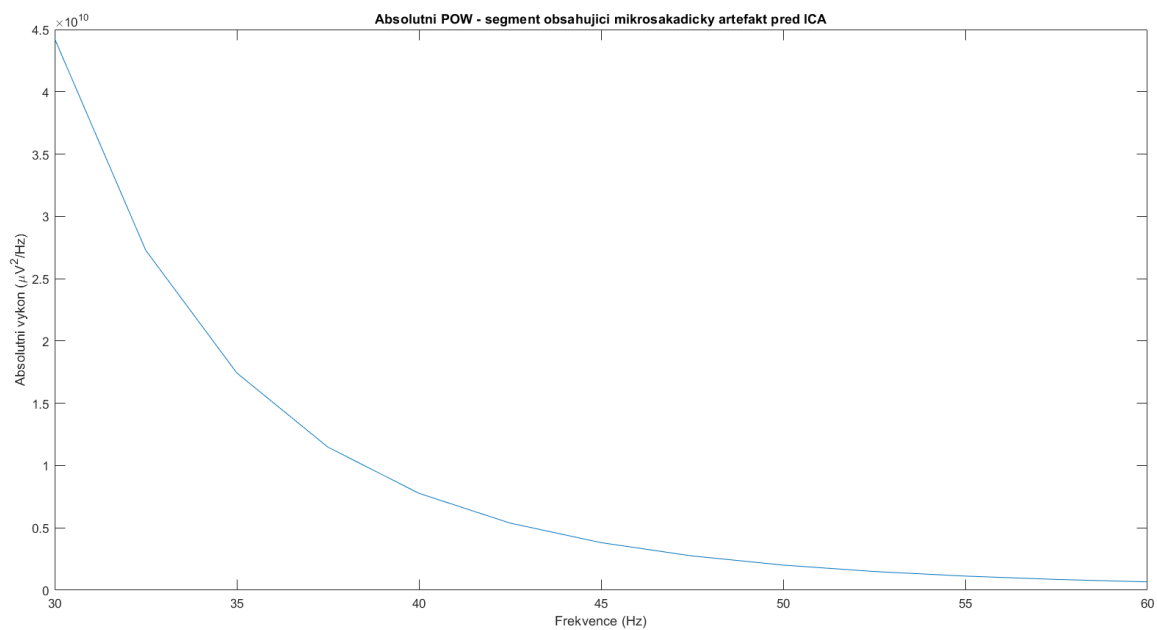


Obrázek 28: Absolutní výkonové spektrum segmentu neobsahující mikrosakádický artefakt po ICA

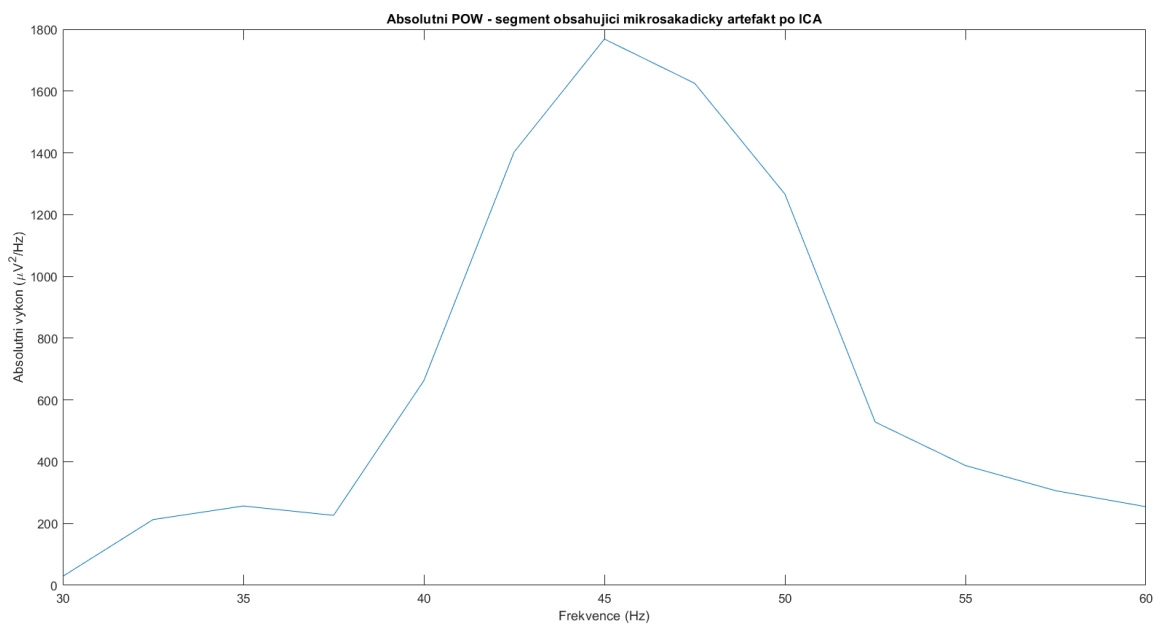


Obrázek 29: Absolutní výkonové spektrum segmentu neobsahující mikrosakádický artefakt před ICA

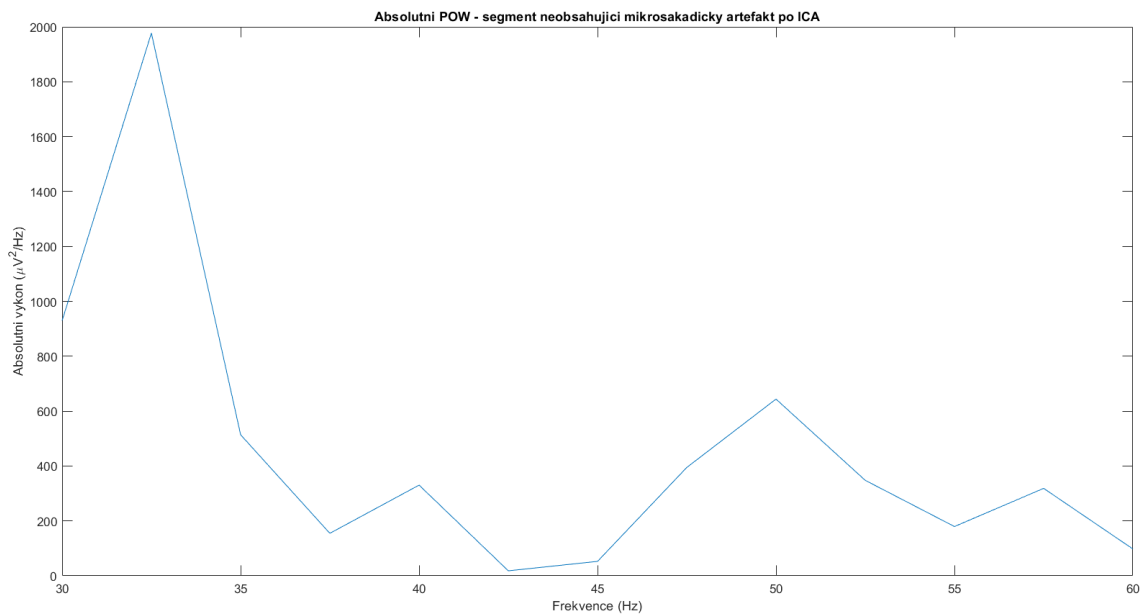
Výkonová spektra – Proband 4



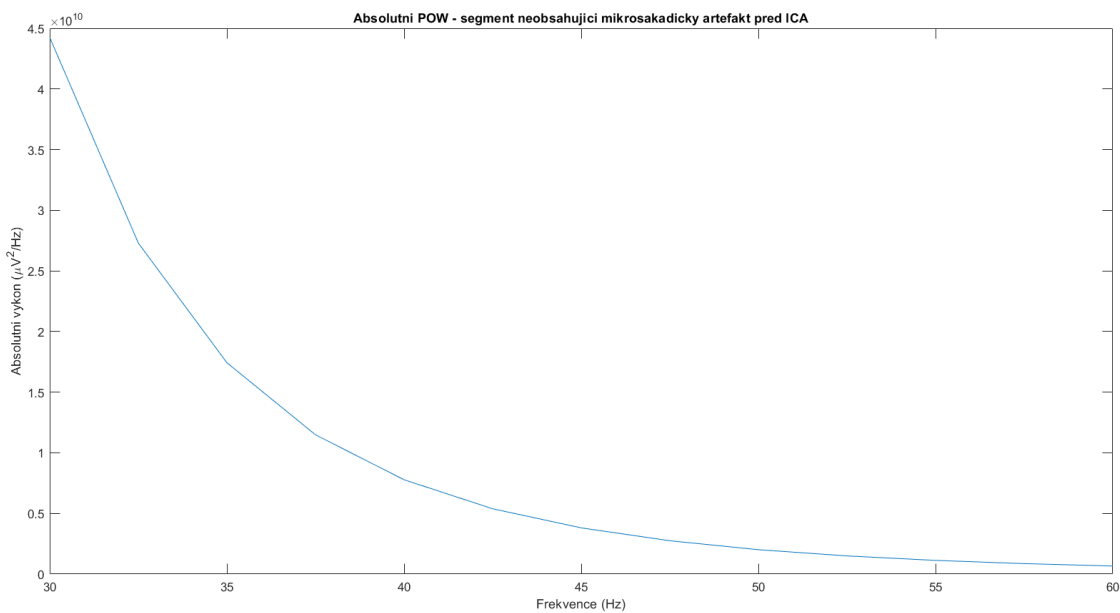
Obrázek 30: Absolutní výkonové spektrum segmentu obsahující mikrosakádický artefakt před ICA



Obrázek 31: Absolutní výkonové spektrum segmentu obsahující mikrosakádický artefakt po ICA

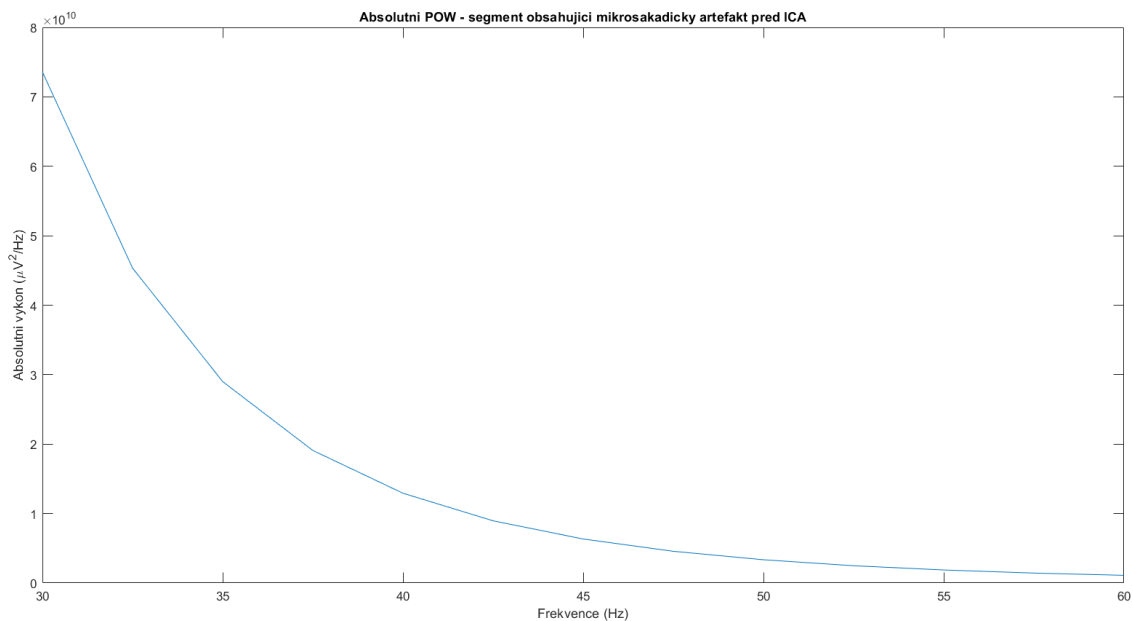


Obrázek 32: Absolutní výkonové spektrum segmentu neobsahující mikrosakádický artefakt po ICA

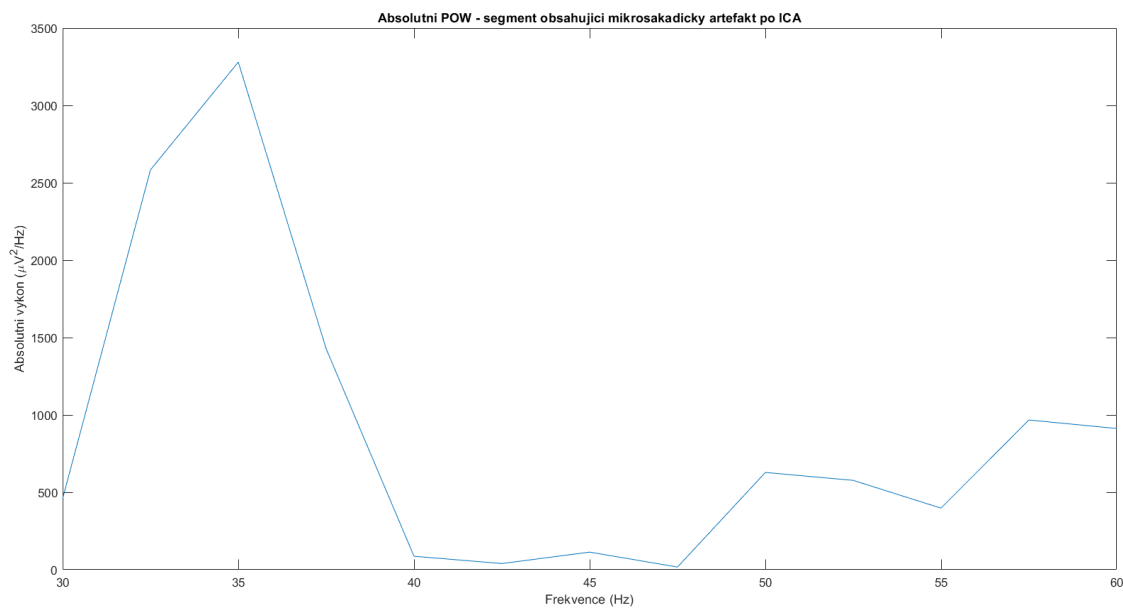


Obrázek 33: Absolutní výkonové spektrum segmentu neobsahující mikrosakádický artefakt před ICA

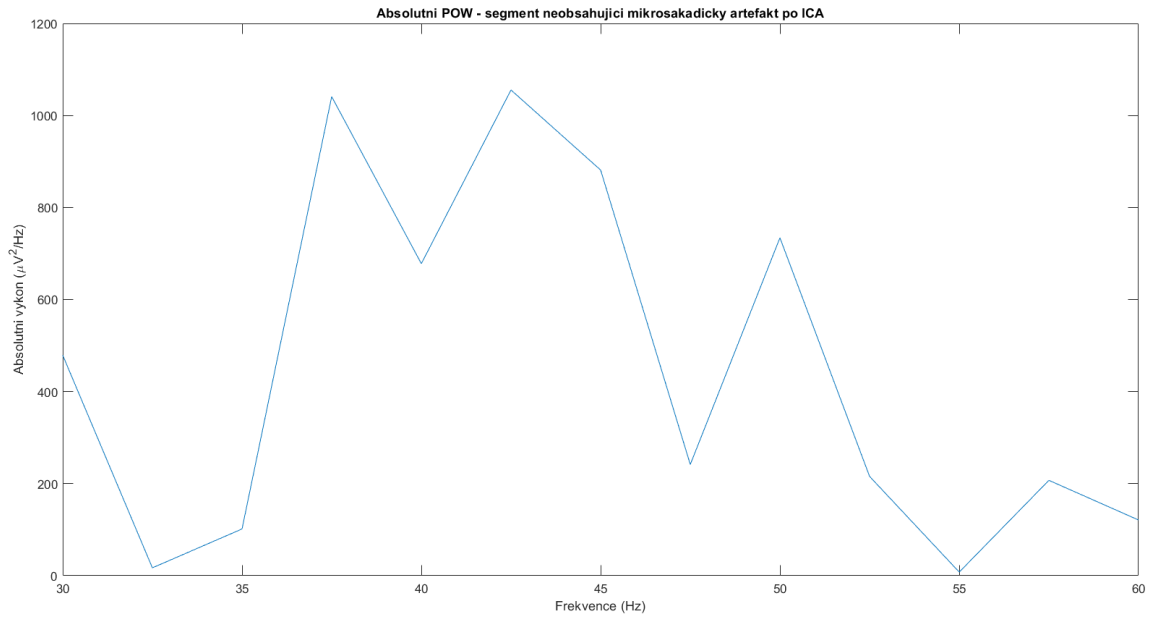
Výkonová spektra – Proband 5



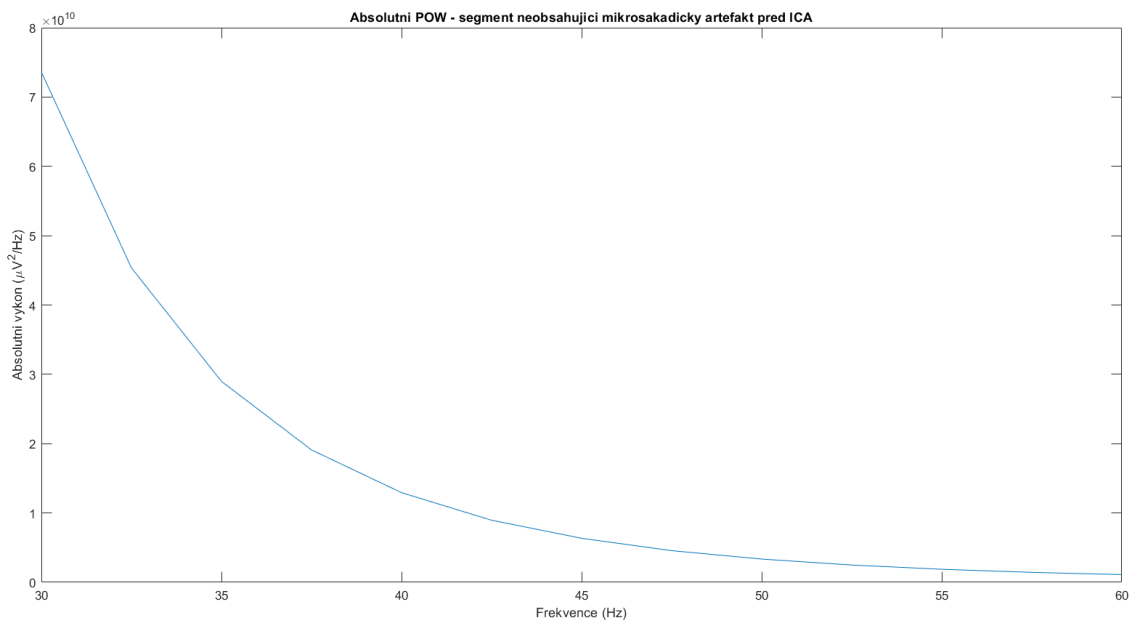
Obrázek 34: Absolutní výkonové spektrum segmentu obsahující mikrosakadický artefakt před ICA



Obrázek 35: Absolutní výkonové spektrum segmentu obsahující mikrosakadický artefakt po ICA



Obrázek 36: Absolutní výkonové spektrum segmentu neobsahující mikrosakádický artefakt po ICA



Obrázek 37: Absolutní výkonové spektrum segmentu neobsahující mikrosakádický artefakt před ICA

Příloha B – Obsah příloženého souboru

Zadání bakalářské práce – Zadání_BP.pdf

Abstrakt česky – Abstrakt_ČJ.pdf

Abstrakt anglicky – Abstrakt_AJ.pdf

Klíčová slova česky – Klíčová_slova_ČJ.pdf

Klíčová slova anglicky – Klíčová_slova_AJ.pdf

Implementované řešení v program. prostředí MATLAB

- BP_kod.m
- Uprava_EEG.m
- ellipse.m
- Uprava_dat_POW.m
- Prumerovani_trialu.m
- Validace_synchronizace