



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta dopravní

Ústav letecké dopravy

Využití EEG při výzkumu vestibulárních iluzí

Use of EEG in Vestibular Illusions Research

Diplomová práce

Studijní program: Technika a technologie v dopravě a spojiích

Studijní obor: Provoz a řízení letecké dopravy

Vedoucí práce: Ing. Lenka Hanáková

doc. Ing. Bc. Vladimír Socha, Ph.D.

Bc. Ondřej Bešťák

Praha 2022

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta dopravní

děkan

Konviktská 20, 110 00 Praha 1



K621.....Ústav letecké dopravy

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE (PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení studenta (včetně titulů):

Bc. Ondřej Bešťák

Studijní program (obor/specializace) studenta:

navazující magisterské –PL– Provoz a řízení letecké dopravy

Název tématu (česky): **Využití EEG při výzkumu vestibulárních iluzí**

Název tématu (anglicky): **Use of EEG in Vestibular Illusions Research**

Zásady pro vypracování

Při zpracování diplomové práce se řiďte následujícími pokyny:

- Cílem práce je zjistit, k jakým změnám mozkové aktivity měřené EEG s využitím povrchových elektrod dochází v důsledku navození vestibulární iluze v průběhu letu, a to jak v případě, že subjekt danou iluzi rozezná, tak i v případě jejího nerozeznání.
- Vypracujete analýzu současného stavu s hlavním zaměřením na oblast měření a hodnocení mozkové aktivity u leteckých specialistů.
- Připravte a ověřte funkčnost měřicího zařízení dostupného v Laboratoři lidského faktoru a automatizace v letectví, odladte měřicí proces. Na základě analýzy současného stavu vyberte vhodné metody hodnocení dat.
- Připravené zařízení využijte v rámci experimentu využívajícího dezorientační simulátor k navození vestibulárních iluzí v průběhu simulovaných letů.
- Připravte analytický nástroj pro účely sesbírání dat. Data vyhodnoťte.
- Interpretujte a diskutujte výsledky, stanovte závěry práce.



Rozsah grafických prací: dle pokynů vedoucího diplomové práce

Rozsah průvodní zprávy: minimálně 55 stran textu (včetně obrázků, grafů a tabulek, které jsou součástí průvodní zprávy)

Seznam odborné literatury: MOHYLOVÁ, J. a V. KRAJČA: Zpracování biologických signálů. Ostrava: Ediční středisko VŠB – TUO, 2006.
HORNG, Chi-Ting, et al. Changes in Visual Function During the Coriolis Illusion. Aviation, Space, and Environmental Medicine. 2009.

Vedoucí diplomové práce:

Ing. Lenka Hanáková
doc. Ing. Bc. Vladimír Socha, Ph.D.

Datum zadání diplomové práce:

16. července 2021

(datum prvního zadání této práce, které musí být nejpozději 10 měsíců před datem prvního předpokládaného odevzdání této práce vyplývajícího ze standardní doby studia)

Datum odevzdání diplomové práce:

16. května 2022

- a) datum prvního předpokládaného odevzdání práce vyplývající ze standardní doby studia a z doporučeného časového plánu studia
b) v případě odkladu odevzdání práce následující datum odevzdání práce vyplývající z doporučeného časového plánu studia

doc. Ing. Jakub Kraus, Ph.D.
vedoucí
Ústavu Ústav letecké dopravy



doc. Ing. Pavel Hrubeš, Ph.D.
děkan fakulty

Potvrzuji převzetí zadání diplomové práce.

Bc. Ondřej Bešťák
jméno a podpis studenta

V Praze dne.....16. července 2021



Abstrakt

Předmětem diplomové práce „Využití EEG při výzkumu vestibulárních iluzí“ je analyzovat současný stav zkoumání vestibulárních iluzí za pomoci elektroencefalografie. V praktické části je připraveno zařízení pro záznam, následná příprava analytického nástroje a poté samotné měření při navozování vestibulárních iluzí. Na základě analýz bylo zjištěno, které elektrody vykazují výrazné změny během výskytu vestibulárních iluzí.

Klíčová slova: Elektroencefalografie, pilot, vestibulární iluze



Abstract

The subject of the diploma thesis "The use of EEG in the research of vestibular illusions" is to analyze the current state of research of vestibular illusions using electroencephalography. After this part a device for recording was prepared, subsequent preparation of an analytical tool and then the measurement itself in inducing vestibular illusions. Based on the analyzes, was found which electrodes show significant changes during the occurrence of vestibular illusions.

Keywords: Electroencephalography, pilot, vestibular illusions



Poděkování

Chtěl bych poděkovat doc. Ing. Bc. Vladimíru Sochovi, Ph.D. a Ing. Lence Hanákové za odborné vedení, pomoc a rady při psaní této diplomové práce. Taktéž děkuji Ústavu leteckého zdravotnictví a všem jejím pracovníkům za vstřícnost, pomoc a možnost provádět praktickou část této práce. Zároveň touto cestou děkuji rodině, která mě při vytváření této práce a po dobu celého studia podporovala a bez jejich pomoci by nebylo možné práci dokončit.



Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci s názvem "Využití EEG při výzkumu vestibulárních iluzí" vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k diplomové 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).

v Praze dne 16. května 2022

.....


Podpis



Obsah

Úvod	13
1 Přehled současného stavu	15
1.1 Elektroencefalografie	15
1.1.1 Elektrody využívané v lékařské praxi	18
1.2 Virtuální realita a její využití s EEG	21
1.3 Zpracování signálu	25
1.3.1 Filtrace signálu	25
1.3.2 Spektrální analýza	26
1.3.3 Fourierova transformace	26
1.3.4 Topografické mapování	27
1.3.5 Analýza hlavních komponent	28
1.4 Vestibulární iluze	28
1.5 Let podle přístrojů	32
1.6 Změny v EEG během vestibulárních iluzí	34
1.7 Shrnutí kapitoly	37
2 Metody	38
2.1 Zprovoznění zařízení	38
2.2 Validace přístroje	40
2.2.1 Analytický nástroj pro validaci přístroje	42
2.3 Měření EEG během navozování vestibulárních iluzí	44
2.3.1 Dotazník	56
2.3.2 Analytický nástroj pro měření vestibulárních iluzí	56
3 Prezentace výsledků	63
3.1 Výsledky prvního měření	63
3.2 Výsledky druhého měření	66



4	Diskuze výsledků	74
5	Závěr	76
	Seznam použité literatury	77



Seznam obrázků

1.1	Průběhy jednotlivých vlnění	16
1.2	Rozložení elektrod v systému 10-20	17
1.3	Přístroj Ultracortex "Mark IV" EEG Headset a Cyton Biosensing board	19
1.4	Přístroj EEG Electrode Cap	21
1.5	Upevnění HMD a EEG se suchými elektrodami	22
1.6	Ukázka upevnění HMD a EEG s využitím gelu	23
1.7	Přístroj pro poskytování virtuální reality Fove 0.	24
1.8	Topografické mapování za použití funkce matlabu	27
1.9	Stavba vnitřního ucha	29
1.10	Iluze náklonu na příkladu pilota	31
1.11	Rozložení přístrojů na palubní desce	34
1.12	Změny během Coriolisovy iluze	36
2.1	Simulátor využitý pro první měření	40
2.2	Letecký simulátor Gyro IPT II	46
2.3	Pohled do kabiny simulátoru	47
2.4	Pracoviště pro ovládání simulátoru	48
2.5	Průběh letů během prvního měření.	52
2.6	Průběhy letů během druhého měření	55
3.1	Průběh signálu během prvního měření	63
3.2	Průměrná intenzita pásmem	64
3.3	Vykreslení časově spektrální analýzy	65
3.4	Vykreslení map mozkové aktivity v čase prvního měření	66
3.5	Průběh signálu během druhého měření	67
3.6	Průběh signálu během měření s iluzemi	68
3.7	Výsledky přístrojového učení k poznání výskytu iluzí	69
3.8	Výsledky přístrojového učení k určení dané iluze	69
3.9	Grafické znázornění hodnot	70



3.10	Výsledky přístrojového učení k určení dané iluze	71
3.11	Odpovědi na dotazník po prvním měření	72
3.12	Odpovědi na dotazník po druhém měření	73



Seznam tabulek

2.1	Úhlové zrychlení při navozování vestibulárních iluzí	59
2.2	Rozdělení frekvenčního spektra	59



Seznam symbolů a zkratek

DFT	Diskrétní Fourierova transformace
EEG	Elektroencefalografie/Elektroencefalograf
EKG	Elektrokardiografie/Elektrokardiograf
FFT	Rychlá Fourierova transformace
FT	Fourierova transformace
HMD	Head Mounted Display
PCA	Analýza hlavních komponent - Principal Component Analysis



Úvod

Téma této diplomové práce je zkoumání vestibulárních iluzí s využitím elektroencefalografie. Vestibulární iluze vznikají, pokud dochází k rozporu mezi informacemi, které mozek vnímá, jak za pomoci vizuální reference, tak z dalších zdrojů. Jeden z těchto zdrojů je právě vestibulární ústrojí, které může být zdrojem výskytu těchto iluzí u pilotů.

Elektroencefalografie je metoda používaná k záznamu aktivity mozku za pomoci elektrod rozmístěných po hlavě sledovaného subjektu. Motivací zkoumat tyto iluze právě za pomoci této metody, je autorova znalost a schopnost práce s elektroencefalografem. Tyto znalosti byly nasbírány během praktické části své bakalářské práce, a proto bylo rozhodnuto, využití tohoto zařízení pro pokus o hlubší analýzu změn mozkové aktivity, právě během výskytu vestibulárních iluzí. Vědeckých článků o využití elektroencefalografu za tímto účelem, tedy zkoumání změn u pilotů, během výskytu jevu nazývaného vestibulární iluze u pilotů, není velké množství, tudíž pokud se podaří dosáhnout dobrých výsledků, může se jednat o posun v této problematice.

Cíl práce je tedy určení, zda dochází ke změnám, zda se jedná o specifické elektrody, nebo specifická frekvenční spektra, na kterých jsou pozorovatelné změny. Než se ovšem v této práci budeme zabývat právě tímto stanoveným cílem, je nutné nejprve provést rešerši, ze které se budou následně čerpat informace pro zpracování této práce.

V teoretické části práce tedy budou podrobně popsány vestibulární iluze a jejich vznik. Dále se zde budou vyskytovat základní informace o samotném zařízení, které bude využito v další části práce. Detailně se budu jako autor zabývat signálem z elektroencefalografu. Například se jedná o dělení spektra, které se využívá v lékařské praxi.

Nutné pro tuto práci je taktéž zvolení vhodného systému, který je pro praktickou část využit. V práci je popisováno, jak bylo postupováno při hodnocení výhod jednotlivých variant, které jsou k dispozici, jejich využití a finální vyhodnocení.

Praktická část se potom skládá z několika podkapitol. Je nutné ověřit funkčnost zařízení před tím, než se bude provádět měření, které již má za účel splnit samotný cíl této práce.

V druhé polovině praktické části bude popisováno, jak probíhalo měření, které bylo prováděno



ve spolupráci s Ústavem leteckého zdravotnictví. Konkrétně bude využit letecký simulátor, který je schopný uměle navozovat vestibulární iluze. V práci bude přesně popsáno, jak k jejich navozování docházelo. K této části neodmyslitelně patří vytváření letových profilů, který budou piloti v rámci tohoto výzkumu létat.

Poslední část praktické části se zabývá samotným vyhodnocováním. Tato část tedy odpovídá na otázky, jak bylo postupováno při vytváření funkcí, které následně upravovaly data tak, aby bylo možné jejich vyhodnocení.

Poslední kapitoly této práce jsou věnovány prezentaci dosažených výsledku, jejich diskuzi a samotný závěr, který z těchto výsledků pramení.



Teoretické základy práce

1 Přehled současného stavu

1.1 Elektroencefalografie

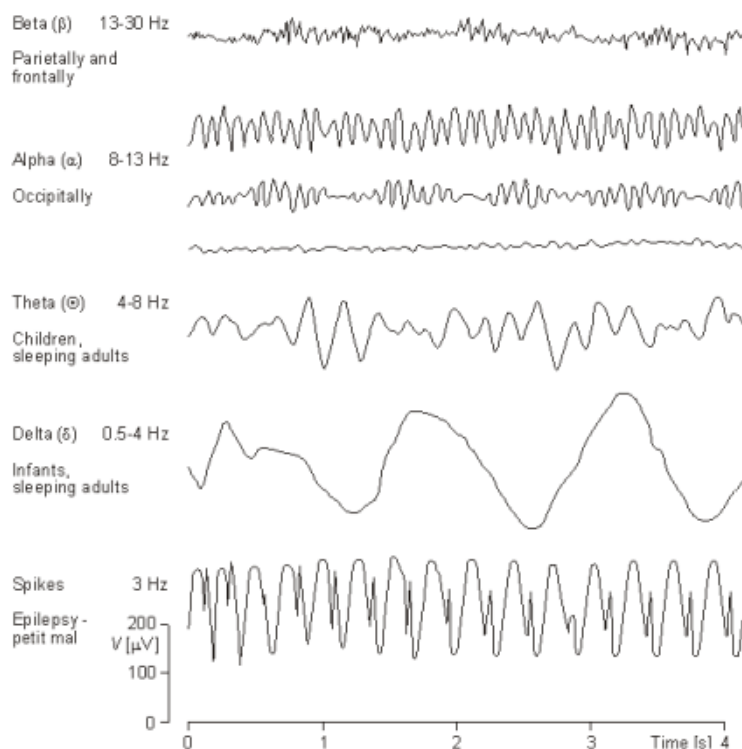
Elektroencefalografie (zkráceně EEG) je neinvazivní metoda pro měření mozkové aktivity. Za pomoci elektrod připevněným k hlavě se snímá změna elektrického potenciálu, která vzniká při přenosu informace mezi jednotlivými neurony mozku[1]. Základní parametry, které na signálu EEG sledujeme jsou amplituda a frekvence signálu. Špičkové napětí na elektrodách se může pohybovat od -150 do $150 \mu\text{V}$ a frekvence se může pohybovat v rozmezí $0 - 70 \text{ Hz}$ [1]. V kontextu této práce se budeme zabírat převážně pásmem v rozpětí $0,5 - 30 \text{ Hz}$, díky tomu, že se jedná o standardně uznávaná spektra v medicínské praxi. Dále se spektrum dělí na jednotlivé pásma, která jsou obecně uznávaná v lékařské praxi.

Hlavní dělení, které se používá je na dva typy. Jedná se o tzv. vlny rychlé (alfa, beta) a vlny pomalé (delta, theta). Tyto dva základní typy se v mozku vyskytují současně a záleží na situaci, ve které se člověk nachází. Pokud bude vykonávat činnost, při které je vyžadována vyšší mozková aktivita, měly by být dominantnější vlny, které spadají do kategorie rychlých vln. Naopak, pokud bude člověk ve stavu odpočinku, budou větší aktivitu projevovat frekvence z vlnění pomalého. Takovýto popis výskytu vln, lze aplikovat na dospělého a zdravého jedince. Pokud například budeme měřit a sledovat EEG u dětí, je pravděpodobné, že bude výskyt aktivity delta, který spadá do vln pomalých, podstatně větší, oproti dalším částem spektra. Delta aktivity bude u dospělého jedince pozorovatelná primárně při hlubokém bezesném spánku. Jindy se bude v záznamu EEG vyskytovat v minimálním množství.[1]

Na základě zkoumání tohoto signálu jsme s moderní technologií schopni velmi detailně popsat složení signálu a díky tomu tedy provádět například spektrální analýzy, které následně vypovídají právě o výskytu jednotlivých frekvencí v jednom jediném signálu.

Konkrétně jsou pásma 4. Pásmo alfa, které se je v rozsahu $8 - 12\text{Hz}$, pásmu beta přísluší frekvenční pásmo od 13 do 30Hz , pásmo delta $0,5 - 4\text{Hz}$ a pásmo theta od $4 - 7\text{Hz}$ [1]. Existují

i další pásma, která jsou ovšem s EEG zařízením, které se bude v kontextu této práce používat, v podstatě neměřitelné. Průběhy zmiňovaných signálů jsou znázorněny v obrázku 1.1.



Obrázek 1.1: Průběhy jednotlivých vlnění. Zdroj:[2]

Chyby v měření ovlivňují tzv. artefakty. Ty mohou být dvojího charakteru - biologické a technické.

Technické artefakty

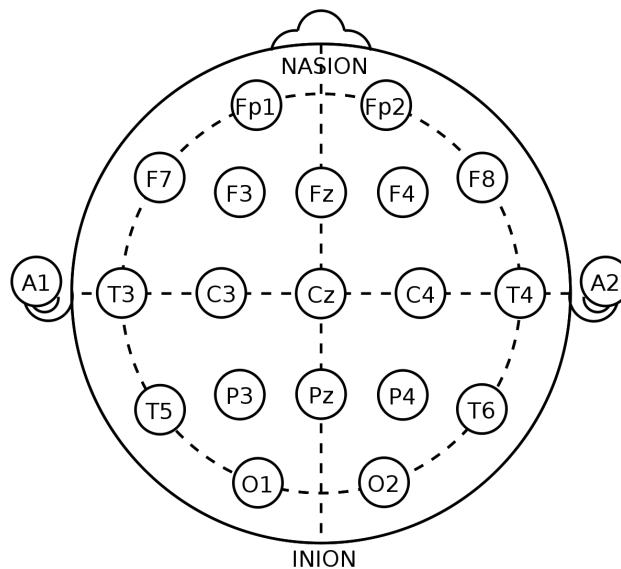
jsou takové, které mají svůj původ, jak název napovídá, v technice. Může se jednat například o síťový brum - artefakt síťového kmitočtu a jeho násobky, šum přístroje - který vzniká na elektrických součástkách v okolí, kterou protéká elektrický proud. Ta generuje šum, který může narušit měřený signál. V poslední řadě se pak jedná o tzv. elektrostatické potenciály, ty vznikají při špatném kontaktu elektrody a hlavy[1].

Biologické artefakty

Biologické artefakty jsou mnohem složitější na odstranění, protože tyto artefakty generuje tělo měřené osoby. Nejvýznamnější artefakty vznikají v oblasti hlavy. Tento šum generují například svaly tváří, které jsou tvořeny po kontrakci svalů. Ty jsou nejvíce patrné ve frontálních a prefrontálních elektrodách.

Na stejných elektrodách se objevují i artefakty, které vznikají při pohybu očí. Ty se společně s artefakty svalů nejčastěji vyskytují na záznamu z měření na elektroencefalografu. Při rychlém pohybu očí mohou vytvořit obrovský nárůst napětí na předních elektrodách (až $100\mu\text{V}$).

Velmi zásadní je rozložení jednotlivých elektrod. V medicínské praxi je nejvíce využíván tzv. systém 10-20, viz obr. 1.2. Jednotlivé elektrody jsou nazývány písmenem a číslem. Písmeno je závislé na oblasti, kde se elektroda nachází. Čísla jsou ve zvyku přiřazovat vzhledem k hemisférám. V levé hemisféře náleží čísla lichá, k pravé naopak čísla lichá. Názvy oblastí jsou pak odvozovány z anglických názvů. Základní dělení je tedy následující: pre-frontal (Fp), frontal (F), temporal (T), parietal (P), occipital (O) a central (C).



Obrázek 1.2: Rozložení elektrod v systému 10-20. Zdroj:[1].



Existují i další systémy rozložení elektrod. Například můžeme mluvit tzv. systémem 10-10, kde se vyskytuje větší množství elektrod. Nicméně pro účely našich měření, je počet elektrod v systému 10-20 dostačující.

Dalším kritériem, které je nutno zmínit, je zapojení samotných elektrod. Zde se nám nabízejí dvě varianty. Buď se jedná o tzv. zapojení unipolární nebo bipolární. U bipolárního zapojení se snímá rozdíl potenciálů mezi dvěma aktivními elektrodami, při unipolárním zapojení je snímané napětí detekováno mezi aktivní elektrodou a referenční elektrodou, příp. svorkou. Během měření to poté záleží na samotném měřícím zařízení. Jedna varianta je například často využívána u EEG "čepice", kde se využívá k měření gel. Zde se vyskytují jak měřící elektrody, tak elektroda referenční, vůči které je právě signál měřen. S využitím suchých elektrod je možnost zachytit referenční elektrodu, která se před měřením upne na ušní lalůček měřeného. Obě tyto varianty vykonávají stejnou funkci.

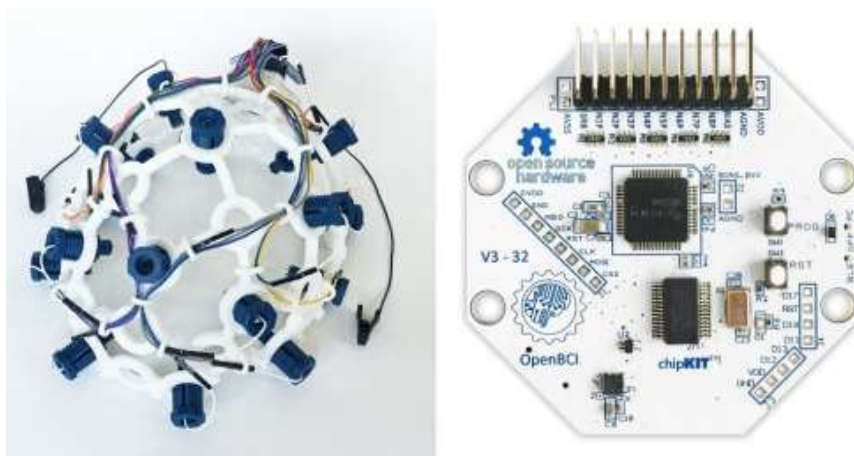
1.1.1 Elektrody využívané v lékařské praxi

V rozsahu této práce bylo potřeba určit, jaké elektrody budou nejvhodnější. Na výběr je v současné lékařské praxi velký počet. Obecně lze rozdělit elektrody na tzv. "dry - suché" a dále na "wet - vlhké". Suché elektrody ke své správné funkci nevyužívají gelu k zajištění správného kontaktu elektrody s hlavou. Naopak vlhké elektrody právě tohoto roztoku - v práci nazývaný gel využívají[3].

Samozeřejmě se elektrody mohou lišit i materiálem, ze kterých jsou zkonstruovány. V případě gelových elektrod se nejčastěji využívá stříbro. U suchých se používá zlato, které je nanášené v tenké vrstvě na povrch elektrody. Konstrukce obou hlavních typů elektrod liší, protože obě využívají jiný princip udržení kontaktu k hlavě[3].

Gelové elektrody jsou povětšinou ploché a jsou využívány s tzv. čepicí, která zajišťuje jak správnou polohu elektrody, tak možnost nanášení právě gelu, který je nezbytný při využívání těchto elektrod. Díky tomu, že je zařízení nasazeno na celý skalp, napomáhá tak k udržení gelu v místě kde je potřeba. Gel má mnohem menší tendence se rozšiřovat dál.

Nevýhoda takových elektrod je tedy fakt, že je nutné nanášení gelu a pokud je měření příliš dlouhé, může dojít ke zhoršení kontaktu. V horším případě může dojít ke slití gelu z více



Obrázek 1.3: Přístroj Ultracortex "Mark IV" EEG Headset(vlevo) a Cyton Biosensing board(vpravo). Zdroj:[5].

elektrod a ty by poté snímaly stejnou oblast najednou. Takovýto jev je nevhodný, protože může mít za následek znehodnocení celé práce.

Suché elektrody mají uzpůsobenou konstrukci tak, aby byl kontakt s pokožkou hlavy dostatečný pro uspokojivý přenos signálu.

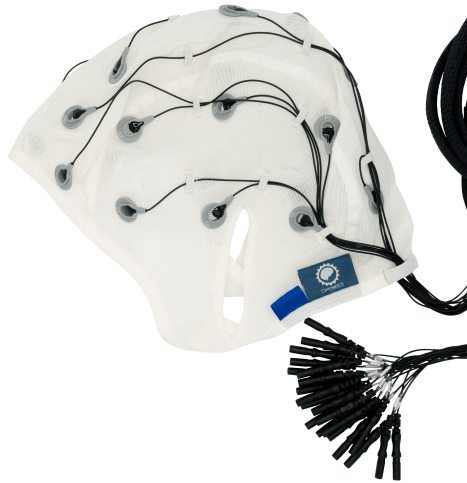
Znalosti elektroencefalografie zároveň čerpám ze své bakalářské práce[4]. Bohužel se jednalo o nevhodné zařízení, jelikož v praktické části byl využit přístroj taktéž od společnosti OpenBCI, nicméně se jednalo o přístroj s názvem *Ultracortex "Mark IV" EEG Headset*, viz. obr. 1.3. Tento přístroj využíval již zmiňovaných suchých elektrod. Ty mohou v určitých měřeních značně ulehčovat práci. Bohužel konstrukce, která právě suché elektrody využívá, je nevhodná pro měření v kombinaci s virtuální realitou, které by mělo být prováděno v rámci ověřovacích měření a zároveň je nevhodná pro následující měření, které bude probíhat ve Fakultní Vojenské nemocnici. Zde by se mohlo jednat o rušivý faktor pro pilota, stejně tak, jako by to značně snižovalo volnost pohybu, která je vyžadovaná pro správné výsledky měření. Virtuální realita se předpokládá, že bude v práci využita se záměrem validace správného zapojení, funkčnosti a dostatečné citlivosti měřícího přístroje přístroje.

Bude nutné tedy použít elektrody, které využívají gel. Ty mají sice nevýhodu ve složitější aplikaci pro samotné měření a možného omezení času měření, nicméně mohou dosahovat



větší přesnosti a její uchycení je podstatně menší, tudíž je pro samotný experiment vhodnější variantou. Další nepopiratelnou výhodou je fakt, že čepice, která je využívána, pokud je nanášen gel, je na delší měření podstatně pohodlnější. Ze zkušeností z předchozí práce vychází na jevo, že helma využívající suché elektrody je již po pár minutách měření nepříjemná. To je převážně z důvodu síly, která musí na elektrodu působit, za účelem správného upevnění k hlavě, aby docházelo ke správnému měření[4].

Na začátku měření bude nutné vyzkoušet, zda dojde k jevu slití gelu, při délce celého měření, nebo nikoliv. Pokud k tomu nedojde, může měření probíhat bez přerušení. Nicméně pokud ke slití gelu elektrod dojde, značně to poškodí celý EEG záznam, což může mít za následek nemožnost využití těchto dat. V případě, že by ke slévání gelu docházelo, bude nutné mezi jednotlivými úseky měření přístroj na měření EEG sejmout, umýt a následně opět nasadit na měřený subjekt a znovu nanést gel. Tento proces by mohl protáhnout měření o desítky minut. Zda ke slití gelu na elektrodách dojde je rozhodující jak samotný gel, tak správná aplikace gelu při nasazování přístroje. Není vhodné gelu nanést moc, nicméně pokud ho bude naneseno málo, může postupem času dojít ke ztrátě spojení mezi skalpem a přístrojem. To by opět mělo za následek nepřesného měření, které by v krajním případě nemohlo být použito. Jako nejvhodnější alternativa pro původně používané zařízení se jeví další produkt od společnosti OpenBCI, konkrétně se jedná o "EEG Electrode Cap" (obr. 1.4). Díky tomu, že se jedná o stejného výrobce, je možné využít část z helmy původní. Konkrétně Cython Biosensing board (obr. 1.3. vpravo) a její další nástavba, která rozšiřuje počet elektrod, které je možné k přístroji zapojit. Tato čepice je stejně jako předchozí varianta osazena elektrodami v standardizovaném usazení, které se označuje jako 10-20.



Obrázek 1.4: Přístroj EEG Electrode Cap

1.2 Virtuální realita a její využití s EEG

Z důvodu otestování nového měřicího přístroje je nutné vymyslet experiment, který by byl schopen validovat jeho přesnost a využitelnost pro další měření, které jsou naplánované v této diplomové práci. Za tímto účelem bude využita jako jeden z prvků i virtuální realita.

Prozatím bylo zjišťováno pouze kooperace VR headsetu a elektroencefalografu, pro účely jednoho měření. K dispozici je nyní přístroj na měření EEG od společnosti openBCI. V první části práce je nutno zajistit uchycení na měřeném subjektu přístrojů na měření EEG a zařízení poskytující VR současně.

K dispozici jsou taková zařízení, která jsou vytvořena tak, aby plnila obě funkce najednou – tedy vizualizace pomocí virtuální reality, a zároveň poskytuje data z měření EEG. Toto zařízení je vidět na pracích [6, 7]. V prvním článku ve virtuální realita označována jako HMD (Head Mounted display). V práci [6] taktéž bylo využito 14 elektrod. Měření mělo za účel zjistit, jaká úroveň nepohodlí se bude vyskytovat při takovémto upevnění již zmiňované kombinace. Tento systém je vidět na obr. 1.5.



Obrázek 1.5: Upevnění HMD a EEG se suchými elektrodami. Zdroj:[6].

V další práci [7] není bohužel uchycení zobrazeno na fotce, ovšem z textu vyplývá, že bylo podobné jako v předchozí práci [6]. Zmiňován je hlavně z důvodu přesného výpisu využitých elektrod a také z přesně udávaných frekvenčních pásem jednotlivých vlnění, která se v měření EEG využívá (alfa, beta, theta a gama). Účel měření byl výzkum tzv. cybersickness.

V práci [8] byl přístup zvolen odlišný. Jednalo se o vlastní vytvořený systém pro měření EEG a díky tomu bylo dosaženo velmi malých elektrod, pro měření EEG. Tudiž bylo jednodušší je zapojit společně s virtuální realitou. Dále je zde k dispozici podrobný popis sběru dat. Nakonec zde bylo využito všech 16 elektrod.

V dalších odborných článcích [9, 10] je využito zařízení Muse, které je určeno pro sběr EEG dat. Nicméně snímá pouze 4 elektrody a to pro naše účely není dostatečné.

V předchozích pracích bylo využito tzv. suchých elektrod. Další možnost je využitý elektrod, které pro svou funkčnost potřebují gel, který zajišťuje dostatečný kontakt elektrod s hlavou. Toto zařízení již na pracovišti máme a je možné jej zapojit na stejnou desku plošných spojů, jako je využita pro měření s již zmiňovaným headsetem Ultracortex Mark IV. Pro dosažení přesnějších výsledků je možno zakoupit novou „čepici“ od stejného výrobce.

Jako vhodný příklad poslouží články [11, 12]. Zde byla využita „čepice“, která využívá gel k měření (viz. obr. 1.6). Tento gel není praktický z několika důvodů. První je že měřený subjekt na sobě po měření má zbytky gelu a to není komfortní. Dále je nutno gel během měření doplňovat. A jako další problém je ten, že není možné provádět příliš dlouhé měření. Pokud budu doplňovat gel příliš mnoho, může nastat slítí gelu z více elektrod a následně bude měření probíhat na méně elektrodách. V extrémním případě se může gel slít po celé hlavě a poté budou všechny elektrody měřit stejná data. V článku je opět viditelné blokové schéma sběru dat a jejich následné vyhodnocování. Podstatné ovšem je, že výsledkem těchto článků bylo, že měření je pomocí této čepice možné, pokud se provedou vhodné úpravy. V práci [6] nebyly využity všechny elektrody. V práci [11] bylo naopak upraveno uchycení virtuální reality tak, aby nekolidovala s elektrodami.



Obrázek 1.6: Ukázka upevnění HMD a EEG s využitím gelu. Zdroj:[11].

Další zjištění, bylo v rámci práce [13]. Během tohoto projektu bylo zjišťováno, jaký má vliv samotný HMD (Head Mounted Display) na měření EEG záznamu. V případě zařízení HTC vive pro, které je pro tyto účely hojně užíváno, bylo zjištěno, že v nižších pásmech frekvenčního spektra k silnému rušení nedochází. Další zkoumané zařízení pro poskytování VR bylo zařízení Oculus rift, které není používáno za tímto účelem příliš často, nicméně výsledky byly podobné. Silné skoky byly ve frekvencích vyšších než 50 Hz. Konkrétně se

jednalo o frekvenci 52 Hz a 90 Hz, ve kterých se rušení objevovalo. Ovšem z pohledu měření mozkové aktivity, která byla brána v tomto článku ve frekvenčním rozpětí od 0,3 do 24 Hz toto rušení nehraje velkou roli, protože se během zpracovávání dat stejně odfiltrovávají.

Náš přístroj pro poskytování virtuální reality a zároveň s možností tzv. "Eye-trackingu" se jmenuje Fove 0 (obr. 1.7). Tento HMD je schopný poskytovat obraz s rozlišením 2560 x 1440 na zobrazovací ploše 5,6". Frekvence obrazu je 70 Hz. Tato obnovovací frekvence obrazu je pro práci vhodná opět z důvodu filtrace spektra, ve kterém se tato frekvence nachází. Oproti již zmiňovaným a častěji používaným HMD, jako jsou například Oculus rift, nebo HTC vive. Jelikož se jedná o relativně nové zařízení, nebylo na něm prováděno velké množství prací a například zkoumání jeho artefaktů pro účely měření EEG prozatím zjišťováno nebylo. Proto pro účely této práce bude nutné nejprve provést pokusy, které zjistí právě to, v jakém množství se artefakty budou v měření vyskytovat a v jaké míře tedy budou ovlivňovat další měření EEG.



Obrázek 1.7: Přístroj pro poskytování virtuální reality Fove 0.

Z vědeckých článků, které byly prozatím zkoumány, bylo zjištěno, že měření EEG během používání headsetu je možné, pokud máme vhodně slazené jednotlivé prvky. Není vhodné, aby byl elektroencefalograf umístěn příliš blízko počítači, ke kterému je připojena virtuální realita. To je z důvodu tzv. artefaktů, které by mohly mít silný vliv na naměřené hodnoty EEG. Samotná virtuální realita ovšem negeneruje velké množství podobných artefaktů, proto je teoreticky možné měření provádět. Další poznatek je fakt, že je vhodnější využití gelových elektrod, protože se dají lépe využívat zároveň s virtuální realitou. Jak bude v našem případě



probíhat měření záleží na tom, jaký přístroj budeme používat pro měření EEG a jakou virtuální realitu máme. K vyhodnocování naměřených dat bude nutné vytvořit za pomoci matlabu program, který bude prezentovat důležité parametry.

1.3 Zpracování signálu

Zpracování signálu je nezbytná znalost pro vytvoření schopného programu k další interpretaci získaných dat. Tato problematika je probírána v učebním textu ”*ZPRACOVÁNÍ BIOLOGICKÝCH SIGNÁLŮ*” [2]. Poté co je měření uskutečněno a správně uloženo, je možno dále pracovat s daty tak, jak je potřeba pro účely práce.

Podle zařízení, které nám plní funkci měření EEG se může lišit, v jakém formátu se data ukládají. V případě OpenBci software generuje soubor ve formátu *.txt*. Tento soubor je v hlavičce popsán, který sloupec přísluší jaké hodnotě. My pro další postup budeme používat program Matlab, který má implementovanou funkci na automatické ”čtení” takového souboru a je tedy otázkou pár řádků kódu dostat data z původního souboru do pracovního prostředí Matlabu. Nespornou výhodou může být i fakt, že pokud známe rozložení, ve kterém se data nacházejí, můžeme vyčíst pouze ty. Toto je výhoda, pokud je zaznamenaných dat více, než je za účely měření nutné. V situaci, kdy je měření buď příliš dlouhé, nebo je příliš vysoká vzorkovací frekvence, může být samotný proces načítání dat velice náročný z hlediska požadovaného výkonu na počítač. Optimalizací nahrávání dat tedy jsme schopni docílit větší efektivity, případně zpracovat data, která by se bez těchto kroků ani nedala zpracovat.

Když máme uložený soubor převedený do formátu v matlabu, můžeme pokračovat k dalším bodům. Jaký bude postup se odvíjí od našich cílů. Může se jednat o zjištění intenzity jednotlivých pásem, či jiné vizuální zobrazení průběhu. Nicméně v prvním kroku je vhodné signál odfiltrovat.

1.3.1 Filtrace signálu

Po úspěšném nahrání dat do Matlabu, přichází na řadu filtrace. Obecně je nutno podotknout, že filtrace je velmi složitý postup, primárně u spojitých signálů. V případě našem se jedná



o signál diskrétní a s předem známou vzorkovací frekvencí - 125Hz. Opět se ukazuje, že je vhodné využití matlabu pro tuto práci, neb je zde implementovaná funkce pro filtraci. Je nutné zvolit správnou funkci, která je přizpůsobena na obsah našich dat. Za účely této práce je vhodné filtrovat pouze data, která jsou zajímavá z pohledu zkoumání elektroencefalografie. Jak již bylo zmiňováno, jedná se převážně o spektrum od 0 Hz po 40 Hz[2].

1.3.2 Spektrální analýza

Spektrální analýza se řadí k neparametrickým metodám, která je hojně využívání ke detailní analýze různých signálů. V kontextu EEG signálu může posloužit jako nástroj, za pomoci kterého jsme schopni popisovat hodnoty zkoumaného signálu. Výsledkem spektrální analýzy je obraz frekvencí, ze kterých se skládá signál zkoumaný. Vychází se z toho, že jakýkoliv měřený signál, se skládá z konečného množství signálů, které mají různou frekvenci a amplitudu. Po sečtení těchto dílčích signálů vznikne finální, měřený signál. Pro spektrální analýzu se nejčastěji využívají různé matematické metody, nejvíce ortogonální transformace, která časovému průběhu signálu přiřazuje určité spektrum a naopak danému spektru signál. Nejběžněji užívanou metodou je Fourierova transformace[2].

1.3.3 Fourierova transformace

Fourierova transformace rozkládá signál na její frekvenční pásma (spektrální analýza). Fourierova transformace časové funkce, je sama o sobě funkcí frekvence, jejíž velikost představuje množství této frekvence, která je přítomná v původní funkci a jejíž argument je fázový offset základního sinusoidu v této frekvenci. Fourierova transformace není funkcí času. Ukazuje nám, jaká frekvenční pásma se v původním signálu vyskytují. V podstatě se dá říct, že jakkoli složitý signál, je možno popsat jako součet různých frekvencí.

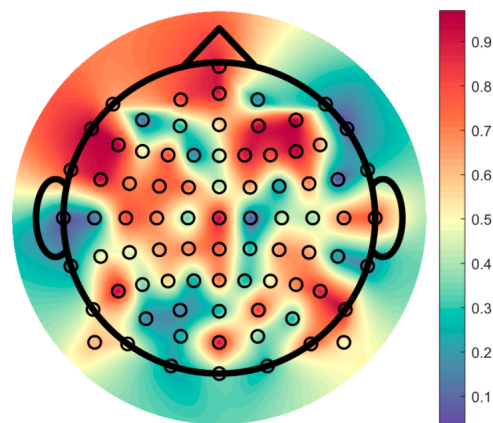
Tato transformace je sama o sobě velmi složitý matematický proces. Proto se vědci snažili přijít na způsob, jak jednodušeji provádět fourierovu transformaci, ale zároveň nadále zachovat požadovanou přesnost. Výsledek je znám pod pojmem FFT (fast fourier transformation), tudíž rychlá fourierova transformace.

My budeme pracovat s daty, které jsou diskrétní. To znamená, že na základě vzorkovací frekvence se určí finální počet vzorků a ke každému vzorku se určí velikost napětí na jednotlivých elektrodách.

Fourierova transformace je nezbytnou součástí pro vypracování spektrální analýzy. Na základě této analýzy jsme schopni určovat o jaké druhy vln (alfa, beta, ...) se jedná. Toto je velmi zásadní krok, protože velká část měření a vyhodnocování je například na jejich poměrech postavena. Má bakalářská práce[4] brala jako směrodatnou informaci taktéž poměr vln tzv. rychlých(alfa, beta) a pomalých(delta, theta), na základě kterého se následně vyhodnocovala únava pilotů.

1.3.4 Topografické mapování

Dalším prvek, který můžeme za pomoci elektroencefalografu získat jsou tzv. topografické mapy (obr. 1.8). Tyto mapy ukazují, jaké jednotlivé elektrody snímají větší elektrický potenciál a tím je v daném místě větší mozková aktivita. Toto lze využít mnoho způsoby. Například pro zjištění, jaká místa mozku jsou nejvíce zasaženy při epilepsii, v našem případě tento princip může být využit při zkoumání funkčnosti přístroje, či samotné zkoumání vestibulárních iluzí.



Obrázek 1.8: Topografické mapování za použití funkce matlabu.



1.3.5 Analýza hlavních komponent

Poslední analýzou, kterou je nutno probrat, protože bude využita ve vyhodnocování výsledku práce, je analýza hlavních komponent(ang. PCA - Principal Component Analysis). Pokud data podrobíme této analýze, vzniká nám co nejjednodušší popis, díky kterému jsme schopni interpretovat data. V principu je prováděna lineární transformace původních hodnot na nové, nekorelované proměnné, nazvané hlavní komponenty (angl. primary component - PC). Tyto hlavní komponenty jsou reprezentovány v datech, která jsou reprezentována jakožto loading data.Původní znaky jsou lineární kombinací znaků v původní matici.[14]. Jednotlivé komponenty jsou vytvářeny během analýzy a řazeny dle jejich váhy, která je představována právě rozptylem. První komponenta bude mít tedy rozptyl největší. Hlavním záměrem využití této funkce je zmenšení počtu prvků v původních maticích, jejich rozdělení a následná pochopitelnější prezentace výsledků. Tato reprezentace se nazývá score plot.

Pokud data mají vhodné pojmenování, vykreslováním výsledků této analýzy je možné určit, zda data nabývají své hodnoty na základě určitých podmínek. V této práci si lze představit například hodnoty jednotlivých pásem při navozování iluzí. Pokud k tomuto jevu bude docházet, budou se body z jednotlivých měření soustředit v jednom z bodů na vykreslení.

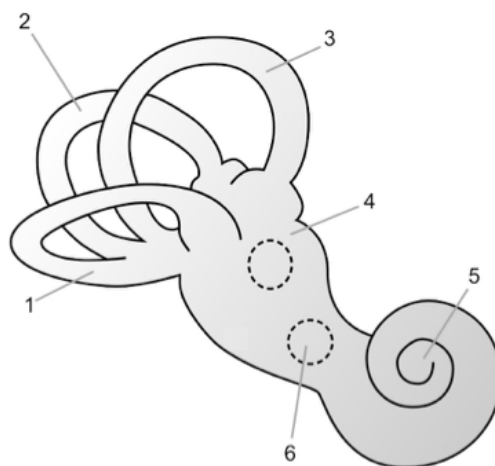
1.4 Vestibulární iluze

Pod pojmem vestibulární iluze si lze představit špatnou, případně falešnou, interpretaci smyslových informací, které mozek přijímá. Jak název napovídá, jedná se o nesoulad informací z vestibulárního aparátu, který se nachází primárně ve vnitřním uchu, a dalšími vjemy, které jsou s prostorovou orientací spojovány. Většina přijímaných informací pochází primárně ze zraku[15]. Pokud se tedy osoba nachází v situaci, kdy ztrácí velkou část těchto informací, může velmi lehce nastat dezorientace. Tento princip se dá velmi dobře popsat na příkladu pilotů, kteří pokud letí v podmínkách, kde ztrácí referenční body, mohou se u nich vyskytnout například Iluze náklonu, Coriolisova iluze, Iluze obří ruky a další. Fungování vestibulárního aparátu a jednotlivé iluze budou popsány v této kapitole.

Pro pochopení celé problematiky vestibulárních iluzí, je nutné nejdříve popsat, jak funguje

vestibulární systém jako takový. Vestibulární aparát poskytuje mozku informace o úhlovém a lineárním zrychlení. Tyto informace jsou slučovány s dalšími informacemi, které mozek přímá. Může se jednat například o informace, které jsou poskytovány z očí, posturálními svaly a mozečkem. Po předání informací z jednotlivých zdrojů je v mozku, v tzv. vestibulárním centru, vyhodnocena situace, ve které se tělo momentálně nachází. Úhlové zrychlení se vyskytuje při pohybu tělesa po kruhové dráze. Lineární zrychlení je pak možno vykládat jakožto pohyb tělesa po dráze přímé[15]. Již zmiňovaný vestibulární aparát se nachází ve vnitřním uchu a skládá se z několika částí, které jsou popsány na obr. 1.9.

Celý systém napomáhá ke správnému interpretaci situace, ve které se tělo nachází a tím napomáhá ke správnému udržení rovnováhy a prostorové orientace. Ke zjišťování úhlové rychlosti slouží tři půlkruhové kanálky, ve kterých se na jednom konci nachází ampula. V ampule se nacházejí vláskovými buňkami. Tyto vláskové buňky detekují pohyb tekutiny v kanálku a následně se vychýlí v závislosti na směru pohybu. Půlkruhové kanálky jsou vidět na obr. 1.9(body 1,2,3). Každý z těchto kanálků představuje jednu osu otáčení, ve které se může hlava pohybovat[15].



Obrázek 1.9: Stavba vnitřního ucha (1 - boční kanálek; 2 - zadní kanálek; 3 - přední kanálek; 4 - vejčitý váček; 5 - hlemýžď; 6 - kulovitý váček). Zdroj:[16].

Pro "snímání" zrychlení lineárního jsou ve vnitřním uchu také části nazývané kulovité (Saccule) a vejčité (Utricule) váčky. Oba tyto orgány jsou vyplněné endolymfou a opět se



v ní nacházejí nacházejí vláskové buňky. Změna pohybu je zdrojem lineárního zrychlení. V případě utricle je zde zajišťována informace o horizontálním pohybu. Macule v saculle naopak detekuje a dále přenáší informace o zrychlení a pohybu ve vertikální rovině.

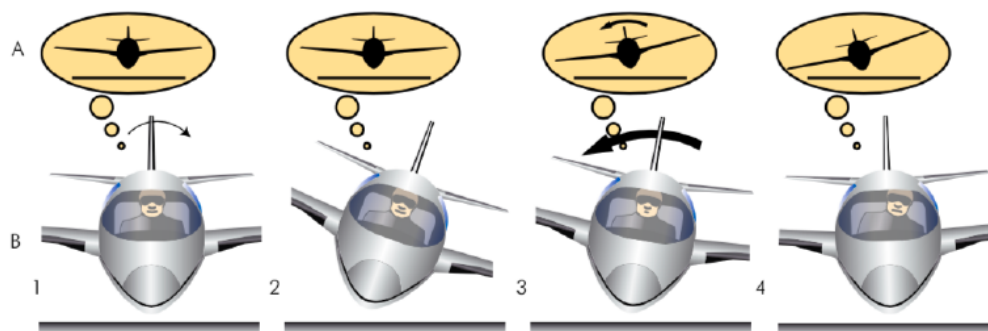
Ve vestibulárním aparátu se vyskytují dva typy vláskových buněk. Uvnitř těchto částí se nachází endolymfa, která se na základě pohybu hlavy nechává unášet vzhledem ke gravitaci. Například, pokud pilot uvede letoun do zatáčky, v půlkruhovitých kanálcích se endolymfa přesune a díky tomu rozpohybuje ampulu, ve které se nacházejí vláskové buňky. Ty se na základě pohybu vůči sobě "vygenerují" impuls, který následně posílají do mozku, kde probíhá další zpracování a sloučení s informací z dalších vjemů [17].

Obecně je možné rozdělit vestibulární iluze na dvě hlavní sekce jako somatogyrální, které jsou způsobené úhlovou rychlostí a somatogravické, které jsou naopak způsobeny lineárním zrychlením. Možné somatogyrální iluze jsou například iluzí náklonu, Coriolisova iluze, "Graveyard Spiral", či "Graveyard Spin". Naopak u somatogravických se může jednat například o iluzi domnělého stoupání.

Iluze náklonu

Letadlo se z vnějších příčin (například vítr) nakloní aniž by si toho všiml pilot. Tato iluze nastává, protože tekutina v půlkruhových kanálcích zůstane nehybná, kvůli malé úhlové rychlosti. Toto se vyskytuje, pokud se pilot nekouká ven z pilotní kabiny. Když následně pohledem ven z kabiny, nebo na přístrojovou desku, zjistí že neletí tzv. horizontální let a následně situaci napraví. Jelikož ovšem nyní si je vědom pohybu, že se vykonal pohyb, má pocit, že letí nakloněný na opačnou stranu, protože tato změna už byla vestibulárním systémem zaznamenána. Tento pocit může trvat až hodinu a musí se překonávat pečlivým sledováním přístrojů.[16]

Pro lepší pochopení je zde názorná ukázka toho, jak vypadá iluze náklonu v praxi(obr. 1.10).



Obrázek 1.10: Iluze náklonu na příkladu pilota. Zdroj:[16].

Coriolisova iluze

Coriolisova iluze je považována za jednu z nejnebezpečnějších vestibulárních iluzí, která se v letectví vyskytuje, primárně díky tomu, že navazuje nejsilnější dezorientace ze všech zmiňovaných kanálků a tím i osách. Tato iluze je způsobená interakcí úhlového pohybu ve více než jedné ose. Jsou stimulovány dva kanálky vnitřního ucha současně. Zatačení a prudký pohyb hlavou. Může způsobit celkovou ztrátu orientace, případně nevolnost.[18]

Nejčastěji se v letectví může jev projevit, když pilot během zatačení prudce pohne hlavou. Tento pohyb může být z mnoha důvodů, například kontrola mapy, kabiny, nebo přístrojů, které jsou mimo jeho zorné pole.

Díky tomu, že kanálky již zaznamenávaly pohyb ze zatačení a navíc dostanou další impuls z pohybu hlavy, dochází k silné dezorientaci a pilot následně reaguje nevhodně v dané situaci. Následky této iluze mohou uvést letadlo do velmi nebezpečné, až fatální, polohy.

Iluze obří ruky

V případě této iluze má pilot pocit, že letadlo se samo snaží dostat do zvláštní polohy. Příčina tohoto jevu není však prozatím zcela objasněna. Je velice pravděpodobné, že jev souvisí s reflexy, které nám pomáhají udržet rovnováhu. V rámci této práce se ovšem tato iluze vyskytovat nebude a proto jí nebude věnována taková pozornost v teoretické části.[19]



1.5 Let podle přístrojů

Právě zmiňované vestibulární iluze vznikají primárně, pokud pilot nemá referenční body, při pohledu ven z pilotní kabiny. Proto je vhodné pro správné navození vestibulární iluze nastavit podmínky takové, aby se pilot musel řídit dle tzv. IFR (Instrument Flight Rules). Na rozdíl od VFR (Visual Flight Rules) se pilot řídí primárně přístroji, které se nachází na palubní desce letounu. Může se jednat o přístroje analogové, případně elektronické.[20]

Umělý horizont

Pro určení polohy letadla vůči horizontální rovině (angl. attitude) slouží pilotovi primárně umělý horizont. Přístroj funguje na základě gyroskopu se třemi stupněmi volnosti. Na zemi se mechanicky roztočí gyroskop a díky gyroskopickému efektu konstantě udržuje svou polohu, tudíž je možné reprezentovat v jaké aktuální poloze se letadlo nachází.[20]

Rychloměr

Další primární zařízení, které je nutné znát je rychloměr. Základem fungování rychloměru je znalost celkového a statického tlaku. K zjištění těchto hodnot slouží pitot-statická trubice. Tato trubice snímá celkový tlak, který je snímán na přední části zařízení a tlak statický, který je měřen na boku trubice, kde nepůsobí tlak, který vzniká nápořem vzduchu na trubici při letu.

Základní parametr, který je vypočítáván z těchto dvou hodnot je přístrojová rychlost. Jedná se o nekalibrovanou rychlost, která se vypočítává odečtením statického tlaku od tlaku celkového. Takto vzniká rychlost dynamická, která je úměrná přímo úměrné rychlosti. Následně se tato hodnota opravuje výpočtem, který zakomponovává teplotu, tlak a stlačitelnost vzduchu a přístrojovou chybu. Z tohoto výpočtu pak získáváme TAS (angl. True Air Speed), neboli pravou vzdušnou rychlost. Tato vypočtená hodnota je následně prezentována na budíku, který se nachází na přístrojové desce.



Výškoměr

Základní možností zjišťování výšky letadla nad zemí je barovýškoměr. Jak název vypovídá, opět se jedná o přístroj, který své hodnoty vypočítává na základě tlaku. Tentokrát se jedná pouze o hodnotu tlaku statického. Změny statických podmínek jsou dopočítávány zadáváním referenčního tlaku, který zadává pilot. Tato hodnota je nazývána QNH. Jedná se o velikost tlaku, která je brána jako referenční hodnota tlaku, který je přepočten na výšku nad hladinou moře, v daném bodě. Pilot následně získává výšku, ve které se nachází oproti bodu zájmu, většinou letišť.

Variometr

Variometr zobrazuje vertikální rychlost letadla, která se většinou udává v jednotkách stop za minutu. Opět se jedná o hodnotu, získávanou na základě statického tlaku. Toho je docíleno tak, že na barokrabici jsou přiváděny dva tlaky. Jeden je aktuální tlak, který je snímán ze statických portů na letadle. Tento stejný tlak je přiváděn na barokrabici, nicméně tentokrát přes kapiláru. To má za následek to, že se tlak přiváděný přes kapiláru mění pomaleji, než tlak, který je přiváděn přímo. Díky rozdílu těchto hodnot se pak dá určit, jak rychle se letadlo pohybuje ve vertikální rovině.

Směrový setrvačnick

Kurs, kterým se letadlo pohybuje (heading), je čitelný z přístroje, který se nazývá měrový setrvačnick. Tento přístroj je opět založen na gyroskopických principech. Opět se jedná o systém, který se snaží stále udržovat stejnou polohu a jakmile se letadlo vychýlí, změní se i poloha gyroskopu vůči zbytku letadla. Tento systém napomáhá pilotovi při udržování konstantního kursu, ale taktéž se využije během zatáčení. Gyroskopy ovšem mají stále mírnou odchylku, pokud na něj působí vnější síly. Můžou po čase měnit svou primární polohy a díky tomu eventuálně nebude během dlouhého letu směr konstantní. Pilot je schopen manuálně kompenzovat tuto chybu, například seřízením gyroskopu na základě magnetického kompasu.

Zatáčkoměr

Zatáčkoměr je poslední ze přístrojů, které jsou základní pro létání dle pravidel IFR. Na základě tohoto přístroje je vyhodnocována úhlová rychlost otáčení letadla okolo svislé osy. Díky tomu lze taktéž nepřímo vyčíst náklon letadla.



Obrázek 1.11: Rozložení přístrojů na palubní desce. Zdroj:[20]

Zmiňované přístroje byly popisovány z hlediska principu základního fungování. Nyní mohou být tyto jednotlivé přístroje nahrazovány alternativou elektronickou. Tudíž výpočty se mohou lišit, nebo být zvolen jiný přístup řešení dané problematiky. Jako příklad poslouží například optický gyroskop, který funguje na principu změny šíření vlnění světla. Fyzicky se již nic v gyroskopu neotáčí. Přístroje na palubní desce znázorněny na obr. 1.11. V obrázku je vlevo nahoře rychloměr, uprostřed umělý horizont a vpravo výškoměr. V druhé řadě je první zleva zatáčkoměr, uprostřed je směrový setrvačnick a vpravo se nachází variometr.

1.6 Změny v EEG během vestibulárních iluzí

Z prozatím získaných znalostí tedy vyplývá, že při navození vestibulární iluze, by měly být pozorovatelné změny týkající se nejen měření EEG, ale například i EKG, měřené osoby. Touto



tematikou se zabýval výzkum *"Changes in Visual Function During the Coriolis Illusion"* [18].

V této práci byl zkoumán vliv Coriolisovi vestibulární iluze na záznam EEG. Dále také byl zkoumán dopad na EKG (Elektrokardiograf) a taktéž byl zkoumán záznam z EOG (Elektrookulografu, tzv. Eye-tracking). EKG je jedno z nejzákladnějších metod, jak se zkoumají srdeční funkce.

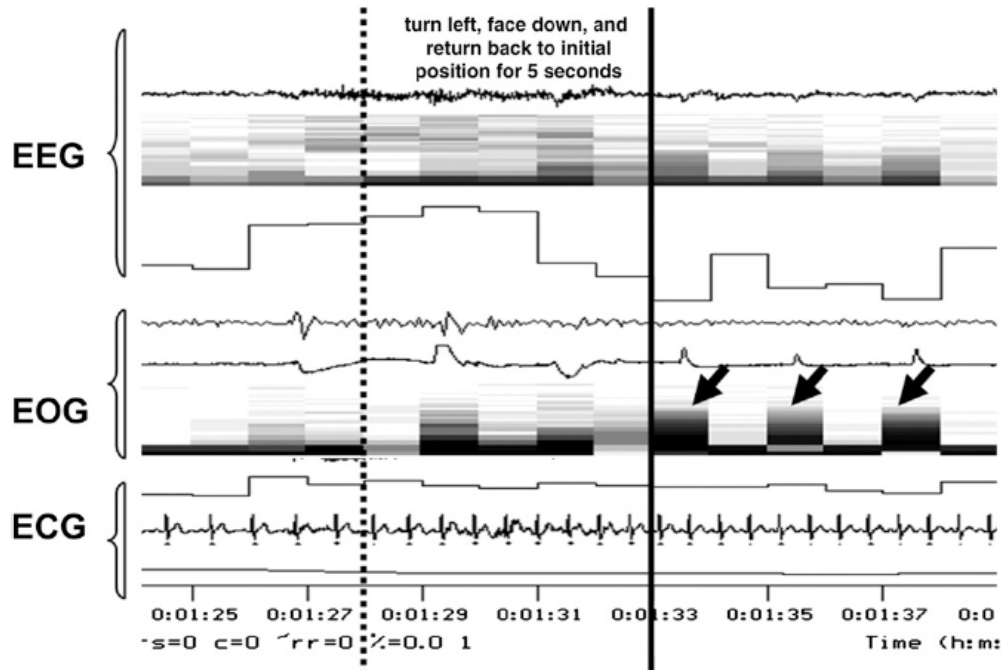
Elektrokardiogram je pak samotný záznam srdeční aktivity. Stejně jako u EEG se jedná o neinvazivní metodu měření a jsou zde využívány elektrody vhodně rozmístěné po těle, které jsou schopny zaznamenávat právě srdeční aktivitu. S pomocí EKG se odhalují například srdeční onemocnění na základě průběhu samotného měření. Opět je v zařízení snímán potenciál, který je následně promítán v záznamu a zde se vyhodnocují základní veličiny. Sleduje se zde konkrétně například intenzita elektrického potenciálu a perioda signálu.

Elektrookulograf je zařízení, které snímá pohyb očí [21]. Z předchozích znalostí víme, že během výskytu vestibulární iluze, může nastat stav, ve kterém postiženému začnou "kmitat" oči. To je díky tomu, že vestibulární aparát nesprávně vyhodnocuje situaci, ve které se tělo nachází a díky tomu odchází ke kolizi informací. Proto se tělo snaží zpracované signály sloučit a jako výsledek, může být právě nekontrolovaný pohyb očí. Tento jev může nastat, aniž by si toho měřený subjekt všiml, nicméně jako projev vestibulárních iluzí je vhodné tento jev sledovat. Tento příznak vestibulárních iluzí, může mít silný vliv, na zrakovou ostrost a proto byla i ta zkoumána v rámci této práce.

Tento konkrétní výzkum se zabýval měřením hodnot již zmiňovaných metod a jejich projevy během Coriolisovy iluze, která byla probírána v předchozí části této práce. Měření probíhalo na celkovém počtu 18 subjektů. Za využití SDS (Spatial disorientation simulator) byla navozována Coriolisova iluze. Všechna měření probíhala dle protokolu, který byl předem stanoven a měření tedy vždy probíhala stejně. Během experimentu byla za pomoci SDS zaváděna do simulátoru otáčení, které mělo rychlost cca 23 ot/min. Zároveň s tímto nepřirozeným otáčením, byl subjekt instruován k pohybu hlavou nejdříve vlevo o 30 stupňů a následně dolů, opět o 30 stupňů. Tato sekvence by měla vyvolat právě Coriolisovu iluze,

což vyplývá i ze znalostí, které jsou popsány v předchozích částech práce.

Výsledek jednoho takového měření je vidět na následujícím obrázku.



Obrázek 1.12: Změny během Coriolisovy iluze. Zdroj:[18].

Z obr. 1.12 je tedy patrné, že během doby Coriolisovy iluze se objevily změny ve všech zmiňovaných částech. Na EEG je patrná zvýšená frekvence i amplituda naměřeného signálu. Stejný trend se vyskytuje i v měření EKG. Podobné výsledky jsou i v části EOG. Bohužel, toto je jediná vizuální reprezentace výsledků této práce, ovšem je zde patrné, že elektrické potenciály všech měření se změnily, když iluze nastala.

Na základě této práce se lze inspirovat například způsobem, jakým se Coriolisova iluze navozovala a dále je zde další důvod ke zkoumání změn v EEG, jelikož ve článku bylo zmíněno, že byly použity pouze 3 elektrody. Konkrétně elektrody Cz (Central area), C3 a O1. Toto umístění je v souladu s mezinárodním systémem 10-20, který již byl popisován v předchozí části práce. Bohužel, není u tohoto jediného obrázku, který reprezentuje výsledky, uvedeno o které elektrody se jedná, případně jak bylo postupováno při vyhodnocování EEG.



1.7 Shrnutí kapitoly

EEG signál je možné zkoumat na základě 4 základních frekvencí. Alfa, kterému přísluší frekvence 8-12Hz. Beta, kterým se nazývá signál o frekvenci 13-30Hz. Toto jsou hlavní spektra, která by měla být pozorovatelná a dominantní při měření v praktické části této práce. Dále se zde nachází pásma delta (0,5-4Hz) a theta (4-7Hz). V praktické části tedy bude nutné, vytvoření programu, který je schopen vyhodnocovat hodnoty jednotlivých spekter. Jakým způsobem bude k této části přistoupeno bude řešeno právě v následující kapitole. Další nepopiratelný přínos přehledu současného stavu je znalost tzv. "artefaktů", které se v měření EEG vyskytují. Víím tedy, čeho se při měření vyvarovat, případně jak se s výskytem některých částí vypořádat.

Návrh samotného měření probíhal právě na základě informací, které byly čerpány z vědeckých článků v předchozí části práce. Za využití vhodného vybavení jsme schopni vyvolávat iluze Coriolisovy, somatogyrální tak i somatogravické, které mohou být následně vyhodnocovány. Všechny zmiňované iluze se pokusím během letů k tomu určených vyvolávat.

Na základě studie a zároveň postupné přípravy měření bylo nutné pořídit nové zařízení k pořizování záznamu EEG. EEG se suchými elektrodami bylo nepraktické z důvodu větší konstrukce a díky tomu, že nebylo vhodné jeho využití vzhledem k době trvání jednotlivých měření. Bylo tedy usouzeno, že bude vhodné využít EEG čepici od stejného výrobce - OpenBCI. Díky tomu nebylo nutné kupovat celý nový systém, ale bylo možné využít části z předchozího, který se již v laboratoři nacházel. Je zde sice nevýhoda nutnosti využití gelu ke správnému měření, nicméně zařízení je mnohem méně omezující vzhledem k velikosti a k pohodlnosti.

V neposlední řadě bylo připraveno stanoviště ve spolupráci s ÚLZ, které skýtá možnost využití leteckého simulátoru, který umí vestibulární iluze navozovat.



2 Metody

V této kapitule bude popsán přístup k řešení problematiky. Praktická část se bude skládat z několika podkapitol, které mají za účel vyzkoušet funkčnost měřicího přístroje, který byl použit v pokročilých měřeních. Následně bude popsán průběh měření na Ústavu leteckého zdravotnictví probíhající v rámci dalších projektů, které na Ústavu letecké dopravy probíhají.

2.1 Zprovoznění zařízení

První část této kapitoly se bude zabývat zprovozněním měřicího zařízení, které bylo pořízeno právě za účely této práce a jeho dalšího využití při dalším zkoumání vestibulárních iluzí. Tento výzkum vykonává projektová výuka Lidského faktoru v letectví. Celá projekt je zaštiťován Laboratoří lidského faktoru a automatizace v letectví.

Díky tomu, že již dříve bylo využíváno zařízení pro měření dat z EEG, byl již zakoupen předchozí systém od stejného výrobce, který byl využit například v bakalářské práci "Využití elektroencefalografie pro sledování únavy u pilotů" [4]. V této práci bylo využito zařízení "Ultracortex "Mark IV" EEG Headset". Důvodů proč se toto stejné zařízení nedalo využít v této práci je několik a celá situace byla zmiňována v teoretické části této práce. Proto bylo nutné zjistit, jaké části je možné využít z již vlastněného zařízení a vyhodnotit jaký produkt bude pro tuto práci nejvhodnější.

Bylo rozhodnuto, že nejvhodnější bude využití EEG, které využívá gelu pro správné měření. Primárně z důvodu komfortu a kompatibility. Díky tomu, že stejná společnost, tedy OpenBci poskytuje i takovou variantu přístroje, bylo rozhodnuto pro investici do zařízení "EEG Electrode Cap". Toto zařízení je opět podrobně popsáno v teoretické části práce. Rozhodující faktor byl fakt, že využívá stejné desky plošných spojů, jako zařízení předchozí, tudíž není nutné pořizovat nové.

Nevýhodou této desky plošných spojů je však její napájení. V originální konfiguraci se jedná o 4 baterie typu AAA. Tyto baterie jsou primárně z hlediska hmotnosti nevyhovující. Během letu mohou pilotům překážet, nebo dokonce svou vahou posunout celé zařízení. Pokud by taková situace nastala, mohlo by dojít ke ztrátě správného kontaktu a tudíž ke znehodnocení



celého měření. Z toho důvodu byly původní baterie zaměněny za akumulátor Cellavia. Jednalo se pouze o vhodné připájení akumulátoru k napájecím konektorům. Další výhodou využití tohoto akumulátoru je vysoká kapacita a díky tomu není nutné během všech částí měření baterie měnit. Tento akumulátor je dobíjecí a tudíž jej stačilo pouze opětovně nabít před dalším měřením. K dispozici byly 2 tyto akumulátory a jejich přepojení bylo velmi jednoduché.

Poté přišlo na řadu zapojení jednotlivých elektrod. Každá elektroda se připojí pomocí standardizovaného konektoru, který je odolný na dotek. Samotné zapojení se tedy skládalo pouze ze správného připojení elektrod k jednotlivým pinům v desce plošných spojů. Elektrody na tomto zařízení jsou rozloženy ve standardizovaném rozložení systému 10-20, se kterým jsme se seznámili v kapitole 1.1 této práce. Ke každé elektrodě příslušel daný konektor, který byl na vodiči označen. Toto mělo za následek rychlou možnost připojení, případně kontrolu správného zapojení, pokud došlo například k rozpojení konektoru v důsledku nesprávné manipulace s přístrojem. Jediné, co bylo nepřesvědčivé bylo označení čtyř konkrétních elektrod, protože ty jsou v praxi označovány dvěma různými způsoby a to na základě toho, kdy byl článek, případně přístroj uveden. Tento problém nastává v důsledku toho, že popis elektrod. Konkrétně přejmenovány elektrody takto: původně označovaná elektroda T3 je nyní nazývána elektrodou T7. T4 se změnila z T8. Dále pak elektroda T5 na P7 a T6 se nyní značí P8. Během zapojování s původním schématem od desky plošných spojů tedy došlo k nesrovnalostem a bylo nutné dohledat, jak mají být dané elektrody zapojeny.

Další změnou, která je oproti původně využívanému zařízení je to, že již nevyužívá referenčních elektrod, které se připojují k ušnímu lalůčku, ale jako referenční elektrody využívá dvě na povrchu hlavy měřeného subjektu. Jedná se o elektrody, které jsou v systému 10-20 označovány jako Cz a Pz. Fyzicky jsou ovšem na přístroji označovány jako Ref1 a Ref2, nicméně tyto elektrody se stále připojují na stejný pin v desce plošných spojů, jako tomu bylo u měření s předchozím zařízením. Dále se v zapojení zařízení neobjevil žádný problém a tudíž bylo zařízení prvně zprovozněno.

2.2 Validace přístroje

Jak již bylo zmiňováno v teoretické části, je nutné používaný přístroj pro měření EEG - "EEG Electrode Cap Kit". Validační experiment byl prováděn s přístrojem pro poskytování virtuální reality s názvem Fove 0 a letecký simulátor, který se nachází v prostorech ústavu letecké dopravy.

Toto měření probíhalo na několika subjektech a různě dlouhých a předem neplánovaných letech. Cíle těchto měření bylo zjistit, zda je zařízení náchylné na rušení z okolní elektroniky a zda není problematické měření subjektů s různou délkou vlasů. Délka vlasů byl ovlivňující faktor, který v práci "Využití elektroencefalografie pro sledování únavy u pilotů" činil značné problémy. Zařízení bylo nevhodné pro měření subjektů kteří měli vlasy delší, jelikož docházelo k jejich namotávání na elektrodu a v následku toho se jednalo o značně zkreslené měření.

Lety probíhaly na leteckém simulátoru, který využívá program X-Plane, virtuální realitu značky FOVE 0, která byla popisována v teoretické části a další hardware, který slouží k řízení letadla. Toto pracoviště je možné vidět na obr. 2.1.



Obrázek 2.1: Simulátor využitý pro první měření.



Pro simulaci bylo využito zařízení Fove 0. Jedná se o virtuální realitu a měřenému subjektu byl promítán výhled jako má pilot letounu. Lety probíhaly z Letiště Václava Havla a byly prováděny na letounech typu Boeing 737-800. Pro správné nastavení všech hodnot ovšem nebyl dostatečně vybaven simulátor. Bylo tedy nutné mít přítomného i operátora, který nastavoval hodnoty simulátoru. Jedná se například o vytažení podvozku, či zapnutí samotné simulace.

Lety nebyly řízeny a pilot tedy mohl vzlétnout z dráhy s označením 24, provést volný let a následně opět přistát na vhodné dráze, opět na Letišti Václava Havla.

Délka prvního letu byla 53 minut 13 sekund. Druhý subjekt letěl celkem 48 minut a 43 sekund. Během celých letů byl pořizován záznam z nově připojeného zařízení, aby bylo možné otestovat zmiňované body. Tedy správnost zapojení jednotlivých elektrod, odolnost gelu proti slítí z jednotlivých elektrod a v neposlední řadě rušení, které by se mohlo vyskytovat na elektrodách, které jsou více vystavené elektronickým zařízením. Toto rušení se považuje za technické artefakty.

Předpoklad je takový, že v případě, že je systém náchylný na technické artefakty, měl by se objevit v záznamu rušivý signál v oblasti prefrontálních elektrod (Fp1 a Fp2), případně v oblasti elektrod přilehlých (F3, F4, F7, F8). Ovšem z teoretické části, konkrétně studie, která se touto problematikou zabývá [13], vychází, že rušící signál, který virtuální realita vytváří se nachází mimo spektrum, které bude vyfiltrováno ze získaných dat.

Dalším bodem zájmu bylo během měření to, zda se bude gel slévat. Lety měly nastavenou délku takovou, aby bylo jisté, zda se během jednoho letu v následujících měření, gel nebude slévat. Oba lety překročily předpokládanou délku letů v další části více než dvojnásobně. Další faktor, který hrál významnou roli byla bezesporu virtuální realita. To hlavně díky způsobu, kterým je systém uchycen k hlavě. Jedná se o celkově tři popruhy, které tuto činnost plní. Působí po celém obvodu hlavy konstantní silou, které může mít taktéž vliv na pohyb gelu. V dalším měření se již nebude využívat virtuální realita. Tudíž, pokud se vyplní nyní předpoklad ten, že se gel slévat nebude, můžeme předpokládat, že tento faktor nebude problémový v dalších měřeních.

Ke slévání vizuálně nedocházelo, nicméně tato část bude rozebrána ještě ve výsledcích práce.



Pro určení výsledku je nutné připravit i pro tuto část analytický názor, který přesně určí, zda náhodou nedocházelo k výskytu stejného potenciálu na sousedních elektrodách, během časového úseku.

Částečný záměr tohoto měření byl i seznámení se s vlastním zařízením. Bylo nutné se naučit zacházet s celým systémem. Jak správně postupovat při zapínání systému, ukládat záznam a hlavně správně nanášet gel na jednotlivé elektrody.

2.2.1 Analytický nástroj pro validaci přístroje

Tato část, stejně jako nadcházející, budou využívat primárně programu Matlab, pro vyhodnocení naměřených dat. Je to hlavně díky znalosti, která byla osvojena nejen během vypracovávání bakalářské práce, ale během celého studia. Primární výhodou tohoto programu je velké množství funkcí, které jsou určeny jak pro čtení souborů různých formátů, tak i pro další práci s daty.

Po úspěšném uložení záznamu se data ukládají ve formátu *.txt*. Nyní je nutno vytvořit vhodný analytický nástroj pro zpracování dat a jejich vyhodnocení. Byl tedy připraven program v Matlabu, specificky určený pro rozbor dat z tohoto konkrétního měření.

Program se skládal z prvotního načtení dat za použití vhodných funkcí. Přímo se jedná o funkce *uigetfile*, *detectImportOptions*, *readtable* a *table2array*. Se správným využitím těchto funkcí je možné z dat, které byly původně ve formátu *.txt*, získat matici v prostředí matlabu. Nově získaná matice obsahuje velké množství dat, které jsou nezajímavá, z pohledu našeho záměru. Proto je vhodné nejprve z matice získat data, která jsou podstatná. Výběr dat se nakonec zúžil nakonec pouze na záznam jednotlivých elektrod (sloupce 2-17) a číslo vzorku. Tento údaj je nutné ovšem přepsat, jelikož vzorky jsou číslovány každou sekundu znovu. Tzn. počítá se pouze do 125, jelikož vzorkovací frekvence je 125 Hz a následně se počet zresetuje a opět počítá od nuly. Proto je vhodné tento sloupec (sloupec 1) nahradit řadou, která začíná 1, s každým řádkem nabývá hodnoty o jedna vyšší, až do posledního řádku, který představuje hodnotu posledního vzorku. Díky tomu je možné v datech hledat přesný časový okamžik. Je možné celý tento sloupec podělit hodnotou 125, pokud chceme získat časový údaj v sekundách, nikoliv v čísle vzorku. Poslední úprava, která byla provedena na celých



datech, byla manuální synchronizace. Kontrola správnosti zapojení probíhala zjišťováním, zda při nanesení gelu na elektrodu, se skutečně začnou brát data z této elektrody. To se podařilo díky programu OpenBci, který nabízí možnost headplotu v reálném čase. Pokud se tedy nansel gel na elektrodu a v programu se začala vykreslovat data na dané elektrodě, bylo tím potvrzeno, že nedošlo k prohození jednotlivých konektorů.

Díky tomu ovšem nesouhlasila doba samotného letu s dobou celého měření EEG. Čas nanášení gelu na jednotlivé elektrody takto zabral cca 7 minut. Proto bylo nutné si manuálně vyznačit, v jaký okamžik začal skutečný let. Tohoto bylo opět docíleno za pomoci programu OpenBci, který ukazuje čas, jak dlouho již měření probíhá. Tudíž po nanesení gelu, nasazení hardwaru pro virtuální realitu a následném nastavení letových parametrů byl zaznamenán čas, kdy let začal.

Díky znalosti vzorkovací frekvence a časového úseku od začátku měření, jsem schopen určit, jaká data přísluší samotnému letu. Zjištění čísla vzorku bylo tedy docíleno ze vztahu

$$N = \Delta t * f_{vz} \quad (2.1)$$

kde N je číslo vzorku, Δt přísluší časovému rozdílu mezi začátkem měření a začátkem samotného letu a f_{vz} je vzorkovací frekvence přístroje OpenBci.

Obsah těchto dat je ale silně zkreslen, protože data jsou uloženy bez jakékoli filtrace. Většina hodnot je nesmyslná pro jakýkoliv záznam z EEG měření. Proto je nutné v dalším kroku provést filtraci. Opět byla použita implementovaná funkce matlabu. Ten nabízí velké množství různých filtrů, pro tuto práci byl zvolen "bandpass" filtr. Tento filtr je specifický tím, že propustí pouze signál, který je v rozsahu navolené frekvence. Jak vyplývá z teoretické části a zadání, rozsah spektra byl zvolen od 0,5 do 40 Hz.

Takto přefiltrovaná data již neobsahují většinu rušení.

Další kroky bylo postupné vykreslování heatmap, které byly probírány v teoretické části a ukládání hodnot, které byly pro vykreslení používány. To probíhalo na základě vhodně zvoleného časového okna a for cyklu. Jelikož se pro vykreslení hodnot je nutno mít pouze jednu hodnotu pro danou elektrodu muselo se přistoupit na využití průměru s ohledem na množství dat. Vzorkovací frekvence zařízení je 125 Hz a bylo by tak vykresleno desetitisíce



heatmap, které by ovšem měly stejný výsledek, jako při využití delší periody, pro kterou byla heatmapa vykreslena. Bylo zvoleno časové rozpětí 5 sekund. Hodnoty z elektrod po tuto dobu byly zprůměrovány a tyto hodnoty následně vykresleny a uloženy.

Díky ukládání všech hodnot, je možné následně určit, zda došlo ke slití gelu na jednotlivých elektrodách, jelikož hodnoty na dvou a více sousedních elektrodách by byly v podstatě totožné. Proto byl v poslední části opět použit for-cyklus, který všechny průměrné hodnoty kontroloval mezi všemi elektrodami vzájemně. Zároveň byla nastavena úroveň citlivost tak, aby nedocházelo k hledání přesně stejných hodnot, ale byla zvolena tolerance $0,5 \mu\text{V}$.

2.3 Měření EEG během navozování vestibulárních iluzí

Již bylo zmíněno, že měření probíhalo v Ústavní vojenské nemocnici (ÚVN), konkrétně v části Ústavu leteckého zdravotnictví. Zde se nachází simulátor, který slouží pro výcvik pilotů a je zde možné uměle navozovat vestibulární iluze. Simulátor má možnosti nasimulovat kabinu letounů "SAAB JAS-39 GRIPEN", "Aero L-159 Alca", "Zlín Z-42" a "Sikorsky UH-60 Black Hawk". V této studii byl využíván letoun Zlín Z-42.

Během druhé polovině praktické části bylo naměřeno celkem 9 pilotů, s tím, že každý z nich odletěl celkem 4 lety. Dva bez navozování vestibulárních iluzí a při zbylých byly iluze uměle navozovány. Celkem osm těchto subjektů bylo studenty ČVUT, fakulty dopravní a každý měl prozatím různou zkušenost. Pro zjednodušení v rámci této práce byl vzorek rozdělen do 2 skupin na základě jejich dosavadních zkušeností. Toto rozdělení může být využito během vyhodnocování, pokud výsledky zpracování budou dostatečné. Na základě tohoto dělení se tedy předpokládá, že se bude zkoumat, jestli má zkušenost pilota vliv, na reakci na vestibulární iluze, případně, jestli je méně zkušený pilot náchylnější na podlehnutí těmto iluzím.

Nastavený průběh byl vždy stejný. Obsah měření obsahuje i části, kterými se tato práce nebude zabývat, nicméně to z důvodu toho, že toto měření probíhalo v rámci širšího projektu, který zkoumá vestibulární iluze. Pilot, který měl být měřen, byl zprvu seznámen s průběhem. V první části měření se jednalo celkem o dva lety. Před uskutečněním tohoto letu bylo na



subjekt uchyceno vše, co bylo součástí tohoto měření. Z hlediska tohoto měření je nutno zmínit hlavně EEG od společnosti OpenBci, které využívá elektrod s gelem. Dále bylo pro zpracování našeho signálu použitý systém, který měří EKG. Tento systém má 3 elektrody, které jsou rozmístěny po těle a snímají srdeční puls a jednu elektrodu, která snímá okolní teplotu. Na pilota bylo rovněž připevněno několik elektrod, které snímají pohyb všech končetin. Toto měření ovšem nebylo následně pro potřeby vyhodnocení této diplomové práce již využito nicméně se jednalo o měření, které bude vyhodnocované v závěrečných pracích. První měření, pokud nepočítáme zapnutí systému při nanášení gelu na jednotlivé elektrody, je měření referenční. Každé z těchto měření trvalo vždy pět minut. Jednalo se o záznam EEG a EKG. Toto bylo zaznamenáváno jakožto měření, díky kterému se můžou sledovat klidové hodnoty. Záleží pouze na dalším zpracování těchto signálů. Následně pilot letěl první let, který neobsahoval umělé navozování vestibulárních iluzí. Průběh letu bude podrobně rozebírán v následující části. Následovalo další pětiminutové měření, které mělo stejný význam jako měření první. Tedy naměřit klidové hodnoty organismu po prvním provedeném letu. Po tomto úseku se pilot opět přesunul do leteckého simulátoru, kdy podstoupil zdánlivě stejný let, nicméně zde se již simulátor snažil uměle vyvolat vestibulární iluze. Navození těchto iluzí se snaží docílit měněním úhlové rychlosti v různých osách otáčení. Konkrétní změny v daných letech budou opět popsány v další části této kapitoly.

Veškeré tyto zmiňované lety probíhaly na leteckém simulátoru Gyro IPT II od výrobce ETC viz obr. 2.2.



Obrázek 2.2: Letecký simulátor Gyro IPT II

Samotná kabina je vybavena sedačkou s pětibodovým pásem. Primární řízení je ovládání za pomoci řídicí páky, nastavitelných pedálů a pákou ovládání motoru. Dále je zde ovládání vztlakových klape a nastavování všech palubních přístrojů. Palubní přístroje jsou v kabině dodávány digitálně, za pomoci vestavěné obrazovky. Po obou stranách sedačky jsou nalepena dvě čísla. Tato čísla budou napomáhat k vyvolávání iluze. Princip, jakým budou iluze vyvolávány bude popsán v samotném rozboru jednotlivých letů. Hlavní dominantou simulátoru je vypouklý štít. Na tomto štítu je promítán obraz. Vše popisované kromě zmiňovaných nalepených čísel je znázorněno na obr. 2.3.



Obrázek 2.3: Pohled do kabiny simulátoru.

Kontrolní pracoviště se nachází v téže místnosti. Zde se nastavují počáteční podmínky letu a dále monitoruje průběh měření. Pokud by došlo například k přeslechu, nebo špatnému porozumění instrukcí, subjekt byl okamžitě upozorněn na vzniklý problém a proběhla případná oprava. Pracoviště je možné vidět na obr. 2.4. Na monitorech je možno vidět kamery, které směřují jak na pilota, tak na palubní desku a obraz je přenášen okamžitě. Na monitoru vedlejším se nachází obraz, který je promítán pilotovi jakožto pohled z kabiny. To slouží pro kontrolu správného nastavení profilu. Monitor uprostřed je další informace z pilotní kabiny. Tentokrát se jedná o samotnou palubní desku. Je tedy možné kontrolovat všechny důležité hodnoty, nebo například pilotem nastavené hodnoty. Druhý monitor zleva obsahuje mapu, kde se let bude realizovat. Je zde samozřejmě vykreslována aktuální poloha letadla a taktéž trajektorie, která již byla proletěna. Na posledním monitoru, úplně vlevo se nachází program, který slouží právě k nastavování počátečních parametrů a volba následujícího profilu. Po levé

straně od monitorů je ovládací panel, za pomoci kterého se dá komunikovat s pilotem, zapínat simulaci, nebo jí nouzově ukončovat.



Obrázek 2.4: Pracoviště pro ovládání simulátoru.

První měření

Během prvního měření je vždy pilot instruován ke vzletu ze vzletové a přistávací dráhy s označením 08R. Předem jsou nastaveny takové podmínky, že ani při prvním letu nelze od výšky 100 ft vidět na zemský povrch. Tudíž pilot nemůže brát referenci z pohledu z kabiny a musí se řídit pouze hlasem řídicího a přístroji na palubní desce. Simulace započíná po stisku tlačítka, které má na starosti sám pilot. Zároveň je pilot instruován k vyznačení úseku na měření EKG poklepaním na elektrodu a stisknutím teplotního snímače.

Let 1

Poté co pilot stiskne tlačítko vyčkává na začátku vzletové dráhy, dokud nedostane povolení ke vzletu od řídicího letového provozu. V tomto případě se jedná o synteticky vytvoření hlas,



který je reprodukován do zvukového systému, tudíž během všech měření zaznívají stejné povely a nemůže tak dojít k nedorozumění, které by mohlo vzniknout kvůli lidské chybě.

Poté co dostane povolení ke vzletu, pilot může začít provádět vzlet. Let je předem konstruovaný a povely od řídicího jsou udávány na základě dosažených podmínek. První manévr nastává v okamžik, kdy jsou dosaženy podmínky času (54 sekund od začátku letu) a nadmořské výšky (alespoň 1450 ft). Po dosažení těchto hodnot, je pilot instruován ke změně kurzu na 167° . Po dosažení stanoveného kurzu zaznívají instrukce k udržení horizontálního letu.

Po dosažení dalšího bodu, provádí pilot na základě instrukcí levotočivou zatáčku, která končí ve chvíli, kdy pilot dosáhne kursu 275° . Během vykonávání této zatáčky je pilot požádán, aby přečetl nalepená čísla, které se nachází vlevo vedle jeho sedačky. Následně opět dochází k horizontálnímu letu, dokud pilot nepřeletí VOR označovaný HNL. Po dosažení tohoto bodu se opět mění požadovaný kurs na hodnotu 262° .

Poté následuje další manévr, kdy je po pilotovi požadována další levotočivá zatáčka a to až do té doby, dokud není dosažen směr letu 60° . Následně již zaznívají pokyny k provedení přistání.

Tento let měl několik využití. V první řadě se pilot seznámil s ovládáním a nastavením letadla, jakými budíky se má řídit, kde může nastavovat hodnoty, které potřebuje mít k úspěšnému vykonání letu, atd. Z hlediska měření je možné toto měření brát jakožto reprezentaci toho, jaké hodnoty můžeme očekávat při klasickém průběhu letu. Mluvím nyní o hodnotách spekter v EEG. To se dá vyhodnocovat mnoha způsoby, z nichž hlavní může být například spektrální analýza, která vypovídá o mozkové aktivitě na bázi již zmiňovaných vlnění alfa, beta, delta, theta. Tato část bude detailně popsána a rozebrána v části přípravy analytického zařízení pro jednotlivá měření.

Následovalo přerušování simulace a další referenční měření. Opět probíhalo měření klidového EEG a EKG. Po tomto referenčním měření pilot opět usedl do simulátoru a spustil let stejným způsobem, tedy stisknutím tlačítka, poklepáním na jednu z EKG elektrod a stisknutím teplotního snímače.



Let 2

Průběh tohoto letu byl v podstatě totožný, jako let první. Letové podmínky byly opět nastaveny tak, aby se pilot musel řídit palubními přístroji. Po začátku iluze byl pilot instruován ke vzletu, nicméně již během vzletu byla navozována první iluze - somatogravická, která již byla popisována v teoretické části práce. Z praktického hlediska se tato iluze vyvolává za pomoci uměle vkládaného úhlového zrychlení kolem příčné osy letadla. Toto úhlové zrychlení je aplikováno, dokud poloha letounu nedosáhne cílové hodnoty. V tomto případě se cílí na hodnotu 12° .

Díky tomu, že pilot nemá referenci z výhledu z kabiny, dochází k rozporu mezi informacemi, které mozek zpracovává. Úhel naklonění hlavy je zásadně větší, než v jakém se ve skutečnosti letadlo nachází. Právě kvůli tomu se ve vestibulárním aparátu pohybuje endolymfa jinak, než jak by bylo za normální situace. Mozek z přijímaných informací vyhodnocuje situaci tak, že letadlo má moc velký úhel náběhu a reflektivně by měl pilot potlačit páku řízení. Této situaci lze předejít, pokud bude pilot sledovat situaci na palubní desce, kde všechny ukazatele ukazují hodnoty správné, jako při normálním vzletu. Pokud se tedy pilot nebude řídit ukazateli, případně jim věřit nebude, podlehne vestibulární iluzi.

V obou případech, tzn. pokud pilot podlehl, či nikoliv, let pokračuje. Jestliže pilot potlačí řízení, během krátké chvíle se jeho nadmořská výška razantně sníží. Díky tomu se dostane svou výškou pod základnu mraku a v ten moment ustává prostorová dezorientace, protože mozek začne vyhodnocovat prostorovou situaci i na základě výhledu z pilotní kabiny. Pokud v tuto chvíli pilot dostatečně rychle zareaguje, stále stihne uvést letadlo zpět do horizontálního letu a následně opět začne stoupat, jako by tomu mělo být při klasickém vzletu. Další umělé navozování se již dále nevyskytuje při této části letu.

Let tedy dále pokračuje jako ten předchozí. Po dosažení stejných časových a polohových podmínek je tedy pilot směřován na kurz letu 167° . Následuje držení konstantní výšky a směru letu. Opět dochází k instruktáži k provedení levotočivé zatáčky, která končí v moment, kdy je orientováno v kurzu 262° . Ovšem jakmile začne pilot provádět levotočivou zatáčku a dosáhne 5° pootočení kolem podélné osy, začne se opět uměle vkládat úhlové zrychlení. Tentokrát je aplikováno okolo osy svislé. Hodnota úhlového zrychlení je v tomto případě $-2^\circ/s^2$, která



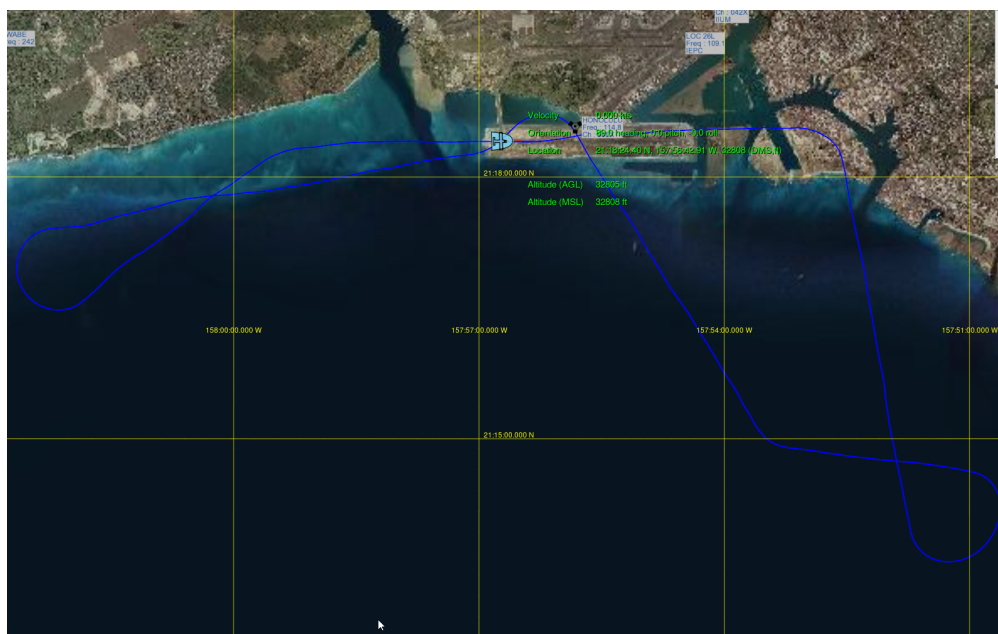
probíhá až do okamžiku, kdy letadlo dosáhne úhlové rychlosti $-60^\circ/s$. Zároveň ve stejný okamžik, kdy pilot provádí tuto zatáčku, je požádán, aby přečetl první číslo, které je nalepené vpravo vedle jeho sedačky. Díky tomu, že pilot opět zvýšil svou výšku nad úroveň základny mraků, není možné zorientovat se v prostoru tak, jak je zvyklý. Opět se tak vykonává nepřírozený pohyb endolymfy ve vestibulárním aparátu a to na základě pohybu ve více osách. Pilot je v této situaci odkázán pouze na hodnoty, které je schopný vyčíst z palubních přístrojů, pohyb okolo svislé osy je větší, než by byl ve skutečnosti a zároveň pilot musí sklopit hlavu tak, aby byl schopen přečíst číslo, které je požadováno. Toto číslo musí nahlásit pomocí radiokomunikačního zařízení a je kontrolováno, zda bylo uvedeno správně. V tomto případě je rychlost pohybujícího se letadla tak velká, že pokud by se dostal pod základnu mraku, již by v podstatě neměl šanci dostatečně rychle zareagovat a let by skončil havárií. Doba trvání této iluze je opět závislá na skutečné poloze letadla. Jakmile se dosáhne úhel menší než 8° , začne se aplikovat úhlové zrychlení s hodnotou $1^\circ/s^2$ dokud úhlová rychlost nedojde k finální hodnotě $0^\circ/s$. Tato část letu byla považována za Coriolisovu iluzi, která je také popisována v teoretické části práce.

Let se tedy navrátil do normálních podmínek. Jakmile pilot dosáhne VOR s označením HNL, je opět požádán ke změně kurzu, to probíhá stále stejně, dokud nedosáhne bodu, kdy je opět požadován k vykonání levotočivé zatáčky. Podmínky pro zaznění instrukcí jsou opět stejné jako tomu bylo v letu, kdy iluze navozovány nebyly.

Jakmile se během této zatáčky dosáhne úhlu okolo příčné osy větší než 5° , začne se opět aplikovat úhlové zrychlení okolo svislé osy. Tentokrát s hodnotou $-1,5^\circ/s^2$, dokud není dosaženo úhlové rychlosti $-60^\circ/s$. Na rozdíl od iluze Coriolisovi, po pilotovi již není požadováno přečtení čísla na vedle sedačky a je tedy nepřírozený pohyb ve vestibulárním aparátu pouze v ose otáčení simulátoru.

Dále let již probíhá standardně a pilot je tedy naveden až na finální přiblížení. Po úspěšném dokončení letu tentokrát již finálně probíhalo klidové měření, které opět trvalo 5 minut. Tímto bylo první měření ukončeno.

Průběh letu během prvního měření je možné vidět na obr. 2.5



Obrázek 2.5: Průběh letů během prvního měření.

Druhé měření

V dalším stanoveném termínu se opět odehrály dva lety. Průběh měření byl stejný, tudíž jednalo se o celkem 5 záznamů EEG. První, třetí a páté je měření klidové, které probíhá před prvním letem, po prvním letu a po letu druhém. Stejně jako v předchozím případě během prvního letu iluze nejsou uměle navozovány. Pilot je tedy po příchodu opět seznámen s průběhem měření, tedy že poletí dva lety, ale opět nevěděl, kdy, nebo zda vůbec, se budou iluze navozovat. Během seznamování s průběhem měření a opětovnou instruktáží probíhalo připravenování všech potřebných zařízení. V této práci se nám jedná primárně o zařízení pro EEG a EKG. Po prvotním klidovém měření pilot opět usedá do leteckého simulátoru.

Let 1

Trasy letů jsou tentokrát odlišné oproti prvním dvěma letům, které probíhaly během prvního měření. Tentokrát let začíná na vzletové a přistávací dráze s označením 4L. Podmínky pro let jsou nastavené obdobně. Tedy základna mraků je umístěna do nadmořské výšky 100 ft. Pilot opět prováděl stejný postup, jako tomu bylo dříve, tudíž když byl připraven k vykonání připravovaného letu, stiskl tlačítko, které spustilo simulaci, zároveň poklepal na jednu z



elektrod EKG zařízení a stiskl teplotní snímač, který je taktéž součástí měření EKG. Následně vyčkával na vzletové a přistávací dráze, dokud nedostal povolení ke vzletu.

V prvním letu probíhal vzlet normálně, jakmile dosáhl předem stanovené zeměpisné šířky a nadmořské výšky, byl pilot vyzván, aby změnil kurs na hodnotu 300° . Další instrukce jsou udržování stejného kurzu a letové hladiny, dokud není vyzván k provedení jiného manévru. Tento povel řídicího zazníval v okamžik, kdy se od původního bodu na mapě vzdálil o více než dvě námořní míle. Jakmile bylo dosaženo této hodnoty, pilot je vyzván k provedení pravotočivé zatáčky, dokud není dosaženo směru 160° . Během výkonu tohoto manévru byl pilot opět vyzván k přečtení čísla, které se nacházelo vlevo vedle jeho sedačky. Tentokrát nastala změna v tom, že měl přečíst číslo, které bylo nalepeno těsně pod číslem požadovaným v prvním letu. To bylo z důvodu toho, aby nemohlo dojít k situaci, že si pilot toto číslo zapamatuje z předchozího měření.

Po provedení požadovaných úkonů pilot opět uvádí letadlo do horizontálního letu a vyčkává na další instrukce. Ty přicházejí v moment, kdy přeletí již zmiňovaný VOR, který byl využíván v prvním měření. Jakmile dosáhl tohoto bodu, mění letěný kurs tak, aby směřoval 120° . Opět je prováděn horizontální let do doby, než je instruován k provedení další pravotočivé zatáčky. Jakmile dosáhl požadovaného kurzu, byl dále naváděn až do chvíle, kdy úspěšně přistál na přistávací dráze.

Stejně jako v předchozím měření po ukončení prvního letu probíhalo další klidové měření. Ještě před tímto měřením, probíhá opětovné zapnutí systému pro měření EEG, aby se odhalilo případná vada kontaktu mezi elektrodou a skalpem měřeného subjektu. Pokud nastal takový jev, proběhla následná kontrola gelu naneseném na nepřiléhavé elektrodě, případně kontrola všech ostatních kontaktů, které by mohly mít za následek špatný, nebo žádný přenos signálu.

Let 2

Jakmile proběhly všechny nezbytné úkony, pilot se opět usadil do simulátoru, aby provedl další let. Průběh letu byl zdánlivě totožný s letem, který pilot absolvoval před krátkým okamžikem. Vzlet rovněž probíhal ze vzletové a přistávací dráhy označovaným 4L. Základna mraků byla taktéž nastavena na nadmořskou výšku 100 ft. Pilot, když byl připraven, opět zmáčkl tlačítko pro zapnutí simulace, poklepal na elektrodu a stiskl teplotní senzor.



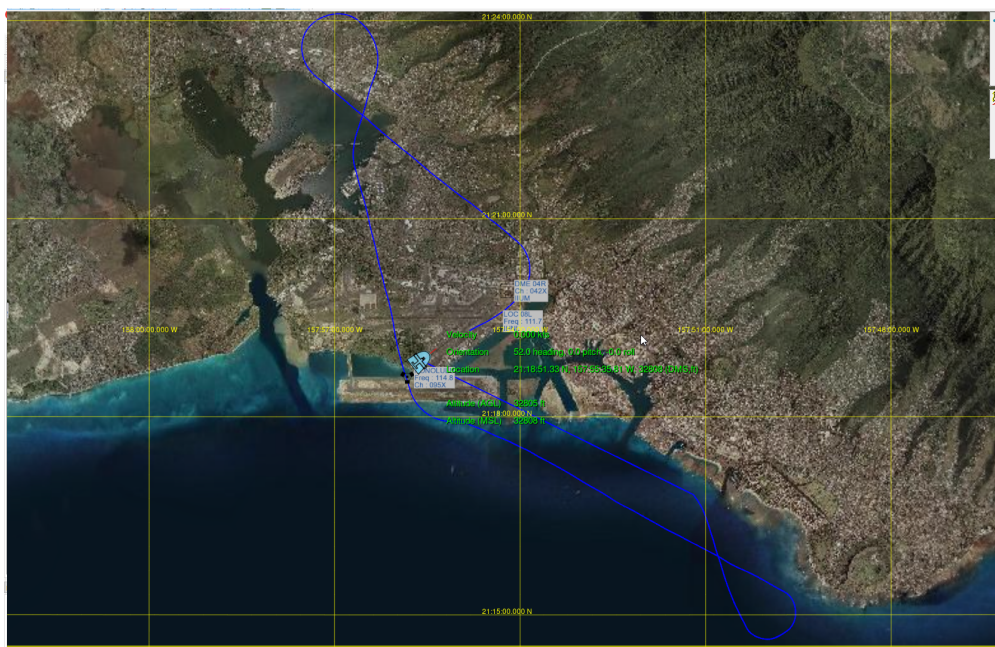
Po obdržení povolení ke vzletu pilot začal se provádět let. Obdobně jako v prvním měření je krátce po vzletu navozována první iluze, která se během druhého letu bude vyskytovat. Po dosažení stejných podmínek, jako v prvním měření se začíná znovu vkládat úhlové zrychlení okolo příčné osy, se stejnou hodnotou, jako tomu bylo v prvním letu. Takto je byla navozována iluze somatogravická. Cílová hodnota finálního úhlu byla taktéž obdobná. Jakmile pilot překonal tuto iluzi, jak v případě, že si iluze všiml, tak v případě, že ji nezaznamenal, let probíhal dále.

Pilot byl instruován stejně jako v prvním letu během druhého měření. Jakmile dosáhl přesné vzdálenosti od původního bodu, v tomto případě se jednalo o maják DME. Pilot následně prováděl zatačku tak jako v předchozím letu. Nyní započíná simulování další vestibulární iluze. Úhlové zrychlení, tentokrát s hodnotou $2^\circ/s^2$, dokud nebyla dosažena úhlová rychlost otáčení okolo svislé osy $60^\circ/s$. Pilot byl nyní vyzván k přečtení spodního čísla, které se nachází vedle jeho sedačky na pravé straně. Opět dochází k nepřirozenému pohybu endolymfy ve vestibulárním ústrojí. Tentokrát je zde navozován pohyb ve více směrech otáčení a proto se jedná o zmiňovanou iluzi Coriolisovu.

Pilot po vykonání tohoto úkonu převádí letadlo do horizontálního letu, stejně jako v předchozím letu a pokračuje po stejné trase do doby, než má provést manévru s poslední pravotočivou zatačkou. Instruován je tedy naprosto stejně, jako v předchozím letu s tím rozdílem, že zde je opět vkládáno zrychlení okolo svislé osy letadla. Hodnota tohoto zrychlení je $1,5^\circ/s^2$ dokud nedosáhne stejné úhlové rychlosti, tedy $60^\circ/s$. Jelikož při tomto manévru se pilot může plně soustředit na vykonání zatačky a nemusí již pohybovat hlavou jinak, než je zvyklý, jedná se o iluzi somatogyrální.

Dále je již pilot naváděn na přistávací dráhu, dostává povolení k přistání a let končí po tom, co dosedne na přistávací dráhu.

Záznam z jednoho z letů během měření je vykreslen na obr. 2.6.



Obrázek 2.6: Průběhy letů během druhého měření.

Pauzy mezi jednotlivými lety sloužily taktéž ke kontrole, zda náhodou nedošlo ke slití gelu mezi jednotlivými elektrodami, nebo ke ztrátě vhodného kontaktu. To se prakticky provádělo tak, že po každém měření probíhala kontrola jak vizuálně, tak spustilo krátké měření a nechal se vykreslit headplot, což je jedna z funkcionalit softwaru OpenBci. Pokud náhodou došlo ke ztrátě kontaktu, elektroda buď sama označila, že je ve stavu tzv. *"nearly railed"*, nebo *"railed"*. V závislosti na situaci bylo zkoumáno, jestli nedošlo k rozpojení kontaktu na příslušné elektrodě, v jakékoliv části spojení, od samotného gelu, který je aplikován, až po piny, které jsou připojeny na desce plošných spojů. Kontrola slití elektrod byla prováděna vyhodnocením změn na jednotlivých elektrodách a zároveň se vizuálně prohlédla čepice.

Ke slití gelu na elektrodách nedošlo v žádném ze všech měření. Ztráta kontaktu se vyskytla, nicméně pouze jednou to bylo po delší časový interval měření, jak vyplývá z následného zkoumání naměřených dat.

Na základě článku o sledování změnách během Coriolisovi iluze [18] je předpoklad takový, že během navozování specifických iluze budeme schopni pozorovat změny během vestibulárních iluzí.



2.3.1 Dotazník

Na základě zadání této diplomové práce je nutné zjistit, zda si pilot byl vědom, že jsou vestibulární iluze navozovány. K tomu sloužil dotazník, který zjišťoval, zda pilot opravdu poznal, kdy se tomu opravdu dělo. Dotazník zjišťoval, jestli pilot pociťoval nesrovnalosti mezi jednotlivými po sobě jdoucími lety. Pokud odpověděl kladně, byly kladeny dotazy, kdy měl pocit, že se jedná o nepřirozený pohyb. Poslední otázky se pak zjišťovaly, jak se pilot v tu chvíli zachoval a zda si myslí že se zachoval správně.

2.3.2 Analytický nástroj pro měření vestibulárních iluzí

První nezbytný krok pro správnost vyhodnocení dat, je synchronizace dat z EEG a dat z leteckého simulátoru. Jak již bylo zmiňováno, měření EEG nebylo jediné, které probíhalo při těchto letech. Jedním z dalších měření bylo i EKG (Elektrokardiogram), díky kterému jsem schopen data synchronizovat. Začátek letu měl na starosti sám pilot. Poté co stiskl tlačítko umístěné v pilotní kabině, začala simulace. Tudíž právě měřený subjekt byl instruován k cílenému poklepání na jednu z EKG elektrod a stisknutí teplotního senzoru ve stejný okamžik, kdy se rozhodl simulaci spustit. Záznam EEG a záznam EKG byl spouštěn v přesné sekvenci a časovém rozpětí, tudíž je možné určit, za jak dlouhý časový úsek začal samotný let. Je to díky času od začátku měření EKG, do doby, kdy se na EKG objeví tento "marker". Toto vyhledávání bylo nakonec vyhodnocováno manuálně, neboť se z pohledu zpracování těchto dat jevílo jako nejjednodušší způsob vyhodnocení. Data z EKG byla opět načtena do prostředí Matlabu. Vybrána byla data, která obsahovala hodnoty z dané elektrody a teplotního snímače. Následně byla pak tato data vykreslena do grafu a v moment, kdy se na těchto grafech objevil zmiňovaný marker, vyčetla se poloha daného bodu. Jedna z těchto hodnot byla naměřená amplituda, druhá byla pak číslem řádku, kterému tato hodnota náleží. Hodnota času mezi začátkem a koncem byl vyvozen z následujícího vztahu

$$\Delta t = (N/f_{vz}) + \Delta s \quad (2.2)$$



kde Δt je časový posun, který je nutné učinit, N je číslo řádku, f_{vz} je vzorkovací frekvence přístroje EKG a Δs je rozdíl času spuštění měření EEG a EKG.

Tato hodnota byla následně použita při úpravě matice s daty z EEG. Jedná se o časový údaj v sekundách. Tudíž stačí pouze znásobit hodnotou 125 a výsledné číslo pak odpovídá řádku, kdy začal let na naměřeném EEG.

Za účely dalšího zpracování dat byla využita část z kódu, který byl využit pro kontrolu správného zapojení, který byl popsán v předchozí části. Konkrétně se jedná o využití funkcí pro načtení dat z formátu *.txt* - funkce *uigetFile*, *detectImportOptions*, *readtable* a *table2array*. Dále se pak jednalo o výběr vhodných dat, což bylo docíleno vhodným využitím indexů při tvoření matic. Jedná se o sloupce 2-17, které nám zde reprezentují naměřené hodnoty na jednotlivých elektrodách a řádky od právě vypočítané hodnoty času začátku letu až po samotný konec. V neposlední řadě byla opět využita funkce *bandpassfilter*, která měla zadány stejné hodnoty. Konkrétně se jedná o výběr frekvencí od 0,5 Hz do 40 Hz a vzorkovací frekvence 125 Hz. Data jsou nyní načtena do matice v matlabu. Nepotřebné hodnoty, jako například snímač pohybu na desce plošných spojů, byla odstraněny a data, která byla vybrána jsou následně přefiltrována. Čísla vzorků byly taktéž předělány tak, aby odpovídaly skutečnému číslu vzorku.

Nezbytně nutné bylo určit, v jakém čase měření by se měly navozovat vestibulární iluze. K tomuto poslouží data ze samotného simulátoru. Každý let je zaznamenáván se vzorkovací 250Hz od bodu, kdy začíná samotná simulace.

Data z daného letu jsou ovšem nutná také nejprve upravit tak, aby bylo jejich načítání vhodné pro práci. Uložený soubor je ve formátu *.csv*. Tento sešit je opět nejvhodnější otevírat za pomoci matlabu. Data jsou ukládána se vzorkovací frekvencí 250 Hz a obsahují celkem 158 sloupců, které reprezentují hodnotu zaznamenaného parametru v daném okamžiku. Délka každého letu se pohybovala okolo 20 minut, v závislosti na průběhu letu. Proto bylo nevhodné zpracovávat všechna data, která nejsou pro účely této práce potřebné, z důvodu zatížení výpočetní techniky.

Ze znalosti průběhu letu, které jsou popisovány dříve v kapitole 2.3., bylo možné po analýze jednoho datového souboru určit, v jakých sloupcích se nachází příslušné hodnoty, na základě



kterých jsem schopen najít ohraničení jednotlivých iluzí. Pro Coriolisovu a somatogyrální iluzi se jedná o sloupec 149. Rozpětí somatogravické iluze je možné určit na základě sloupce 72.

Sloupec 149 je nazván *yawMotion.segmentEffect.acc*. Jedná se o úhlové zrychlení, jakým je měněna úhlová rychlost okolo svíslé osy letadla, dokud nedosáhne požadované úhlové rychlosti. Díky této znalosti jsem schopen najít přesně vzorek, kdy začala být navozována iluze Coriolisova, nebo somatogyrální. Podobný přístup byl aplikován i v rámci konce této události. Opět je známé úhlové zrychlení, kterým je působeno na úhlovou rychlost kolem svíslé osy, která se vyskytuje až do doby, dokud tato úhlová rychlost nedosáhne požadovaných hodnot.

Sloupec 72 je označován jako *pitchMotion.segmentEffect.acc*. Zde je zaznamenáváno uměle vkládané úhlové zrychlení kolem osy příčné. Na rozdíl od předchozího případu se toto úhlové zrychlení aplikuje pouze do doby, než dojde k předem stanovenému finálnímu úhlu naklonění letadla. Následně se již neaplikuje úhlové zrychlení v opačném směru.

K identifikaci příslušného řádku je nutno použít další implementovanou funkci Matlabu. Jedná se o funkci *find*. Za pomoci této funkce jsem schopen prohledat matici po řádcích nebo sloupcích. Pokud správně použijeme vstup pro funkci *find*, výsledkem je výpis řádků, kdy se daná hodnota vyskytuje. Tímto tedy vznikne nová matice, která obsahuje pouze čísla řádků. Jelikož se ovšem tyto hodnoty liší mezi jednotlivými lety, kdy byla navozovány iluze, je nutné pro každé toto měření hodnoty změnit. Tyto hodnoty jsou uvedeny v tabulce 2.1. Pokud tento postup provedeme dvakrát, pro dvě hodnoty, získáme tím přesné časové rozpětí, kdy docházelo k iluzi od začátku až do konce iluzí.

Tento proces tedy proběhl nad každou iluzí, které byl pilot vystaven během celého letu. Díky tomu po automatizaci v matlabu vzniká matice nazvaná *time* o rozměrech 1 řádek 6 sloupců. První a druhý sloupec označuje sekundy, kdy probíhala iluze somatogravická. Třetí a čtvrtý sloupec přísluší začátku a konci iluze Coriolisovi. Poslední dva sloupce reprezentují časové rozpětí iluze somatogyrální.

Poté byl připravena funkce, která již detailně zpracovává celý průběh měření. Na základě navolených časů se separují jednotlivé části měření a provádí se rychlá fourierova transformace



Tabulka 2.1: Úhlové zrychlení při navozování vestibulárních iluzí

Iluze	Při navozování [$^{\circ}/s^2$]	Při útlumu [$^{\circ}/s^2$]
Měření 1		
Somatogravická	1,3	0,3
Coriolisova	-2	1
Somatogyrální	-1,5	12
Měření 2		
Somatogravická	1,3	0,3
Coriolisova	2	-1
Somatogyrální	1,5	-12

za pomocí funkce *fft* a *fftshift*. Výsledkem této funkce je časově spektrální analýza a intenzita jednotlivých částí spektra během předdefinovaných úseků.

Na vykreslené spektrální analýze probíhá výpočet intezity jednotlivých částí spektra. Na základě teoretické části byly určeny rozsahy spektra tak, jako je znázorněno v tabulce 2.2.

Tabulka 2.2: Rozdělení frekvenčního spektra při analyzování naměřených dat

Vlnění	f_{min} [Hz]	f_{max} [Hz]
Alfa	8	13
Beta	13	30
Delta	0,5	4
Theta	4	8

Intenzita se vypočítává na základě vykreslené křivky. K tomu slouží další funkce - *trapz*. Tato funkce pouze vypočítává plochu pod křivkou, na základě zadaných hodnot. Výsledkem tedy jsou 4 hodnoty, které reprezentují jednotlivá spektra v daném úseku. Dále je vše vizuálně reprezentováno v již popisovaném 3-D grafu. Pokud se jednalo o měření, ve kterém se vyskytovaly vestibulární iluze, je tento jev v grafu znázorněn svíslou, přerušovanou, červenou



čarou. Toto se opakuje do té doby, než je dosaženo konce dat.

Jelikož se jedná pouze o data z jedné elektrody je nutné využít *for-cycle*. Tento příkaz opakuje určenou část programu do doby, než dosáhne předem předdefinované hodnoty. V našem případě se jedná o opakování funkcí až do doby, kdy jsou zpracována data ze všech elektrod. Celkem tedy program proběhne šestnáctkrát. Po každém opakování se uložila data a grafy z každé elektrody.

Finální výsledek, který byl požadován pro možnost dalšího vyhodnocování bylo několik matic. Data z prvního letu, který byl konán v každém měření, bylo bez výskytu vestibulárních iluzí a jednalo se tedy pouze o měření referenční. Nebylo tudíž nutné vyhledávat časy, kdy se iluze vyskytovala. Výpočet tedy proběhl přes celou matici a nebyla nijak jinak nadále dělena. Matice, která vzešla obsahovala průměrnou hodnotu jednotlivých spekter na každé elektrodě a to vždy pro každý subjekt. Stejně se zacházelo s měřením č.3, které bylo první v druhém sezení a taktéž se zde nenavzovaly žádné vestibulární iluze.

Další matice, která byla vytvořena měla stejnou podobu jako matice předchozí. Ta měla za účel zjistit, jaká byla průměrná hodnota spektra přes celé měření, kdy se vyskytovaly vestibulární iluze. Rozměry těchto matic jsou 144 x 8. 144 řádků, protože máme 16 elektrod a 9 měřených subjektů, 8 sloupců - první čtyři jsou průměrné hodnoty pásem a další čtyři jsou směrodatné odchylky těchto průměrů.

Poslední dvě matice byly vytvářeny na základě získaných časů výskytu vestibulárních iluzí. Jelikož již máme tuto znalost, je možné tedy opět zjistit, jaké hodnoty spektra tomuto přísluší. Tudíž zpětným dohledáváním ve výsledcích popisované funkce *EEGTimeFreq* bylo určeno, byly opět průměrovány hodnoty jednotlivých pásem. Tímto vznikla tabulka, která obsahuje hodnoty pásem na každé elektrodě, při výskytu všech vestibulárních iluzí a odchylky těchto průměrů. Toto je opět na všechny měřené subjekty. Finální rozměry matice jsou tedy 432 x 8, ovšem pouze pro první měření, let s iluzemi.

Stejným přístupem se bylo přistupováno k datům z druhého měření, pro let s navozováním vestibulární iluze. Rozdíl byl v hodnotách, které byly vyhledávány v datech formátu *.csv*. Jak bylo znázorněno v tabulce 2.1. hodnoty zrychlení, které je navozováno na osy otáčení simulátoru, jsou v měřeních č.2 a č.4 odlišné. Je to díky tomu, že se lišil profil a zatáčení bylo



prováděno na druhou stranu. Proto bylo nutné otočit znaménka, která byla vyhledávána. Poté co se vytvořil nový kód pro zpracování těchto dat, byla následně opět vytvořena matice o rozměrech 432 x 8. Stejně jako předchozí i tato matice obsahuje hodnoty ze všech měřených subjektů, všech elektrod při každém měření, a tyto hodnoty jsou rozděleny přes jednotlivé vestibulární iluze. Opět jsou vypisovány průměrné hodnoty a jejich směrodatné odchylky.

Po úspěšném vytvoření tabulek pro všechny subjekty, nastává okamžik, kdy je nutné tyto data správně vyhodnotit. Za účelem vyhodnocení, zda je možné pozorovat změny v záznamu EEG, případně, na jakých specifických elektrodách a v jakých pásmech byla využita metoda tzv. machine learningu.[22]. Tato metoda na základě vstupních podmínek zkoumá data. Snaží se nalézt, zda se v datech objevuje algoritmus, který se projevuje právě na základě podmínek vložených. Matlab má zabudované funkce, které toto umožňují. Nejprve bylo tedy zkoumáno, zda je vůbec možné pozorovat změny. K tomuto slouží porovnání průměrných hodnot jednotlivých pásem mezi referenčním měřením a měřením, kde byly navozovány iluze. V dalším kroku jsou touto metodou zkoumány jednotlivé iluze. Jelikož výsledky, kterých se podařilo dosáhnout za pomoci Matlabu nepřinesly požadované výsledky, bylo tedy nutné zvolit nový přístup samotného vyhodnocování naměřených a zpracovaných dat.

Za účelem tohoto vyhodnocení bylo využito Orange, který má práci s daty za těmito účely uživatelsky lépe přizpůsobenou, než doposud využívaný program Matlab. Aby bylo možné nahrát vytvořenou matici v matlabu je nutné zprvu uložit matici z pracovního prostředí matlabu do formátu *.xlsx*. Ještě je také nutné upravit tabulku tak, aby vedle sebe v tabulce byly seřazeny hodnoty ze všech elektrod. Tzn. v prvním řádku je výpis průměrů a směrodatných odchylek prvního subjektu během prvního měření, při výskytu první iluze. Dalších 8 sloupců odpovídá hodnotám z elektrody 2, atd. Druhý sloupec představuje tyto hodnoty, pro první subjekt, první měření, druhou iluzi, atd. K uložení této upravené tabulky byla využita funkce matlabu *save*. Jakmile jsou data uložena, je možné začít s analýzou za pomoci zmiňovaného programu Orange.

Data jsou vložena do uživatelského prostředí a následně je využito několika zabudovaných funkcí. Mezi ty hlavní, které je třeba zmínit, je blok *PCA*. Výsledkem této funkce je několik PC - primary component, které zjednodušeně reprezentují zmiňovaná data. Dalším prvkem,



kteřý byl využit, byly funkce *Select columns* a *Select rows*. Tyto funkce byly použity pro lepší orientaci v jednotlivých datech.

Výsledné hodnoty, které vzešly z PCA analýzy, jsme schopni reprezentovat za pomoci dalších zabudovaných funkcí *Scatter plot* a *Radviz*. Poslední nástroj, který byl využit pro tvorbu výsledků má název *Line plot*. Za pomoci této funkce bude vykreslována hodnota jednotlivých PC. Zda dochází ke změnám během vestibulárních iluzí na specifických elektrodách, nebo dochází ke konkrétním změnám během různých iluzí, bude vyhodnocováno právě na základě těchto vykreslení. Výsledky celého zmiňovaného postupu budou shrnuty v následující kapitole.

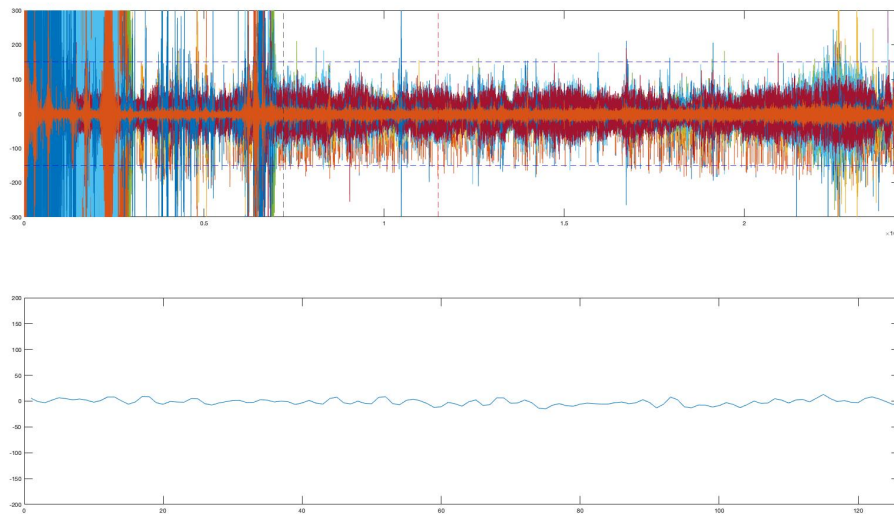
3 Prezentace výsledků

3.1 Výsledky prvního měření

Během měření docházelo ke kontrole správnosti zapojení. Během této činnosti nebyl nalezen žádný nedostatek, tedy všechny elektrody byly zapojeny správně a tudíž i zapsaná data jsou ukládána do správných sloupců.

Na základě vizuální kontroly a následném zpracování za pomoci analytického nástroje byla provedena kontrola odolnosti gelu. Mapy mozkové aktivity taktéž odpovídají tomu, že nedocházelo v průběhu celého měření k žádným jevům, které by mohly bránit v úspěšném pokračování v následujících měřeních.

V neposlední řadě byla vyzkoušena funkčnost analytického nástroje jako takového. Jedná se o první sběr dat, alespoň rámcově podobných takovým, jaká jsou očekávána při dalších měřeních. Proto je vhodné vyzkoušet a prověřit, zda je program vhodně připraven. Výsledky jsou následující:

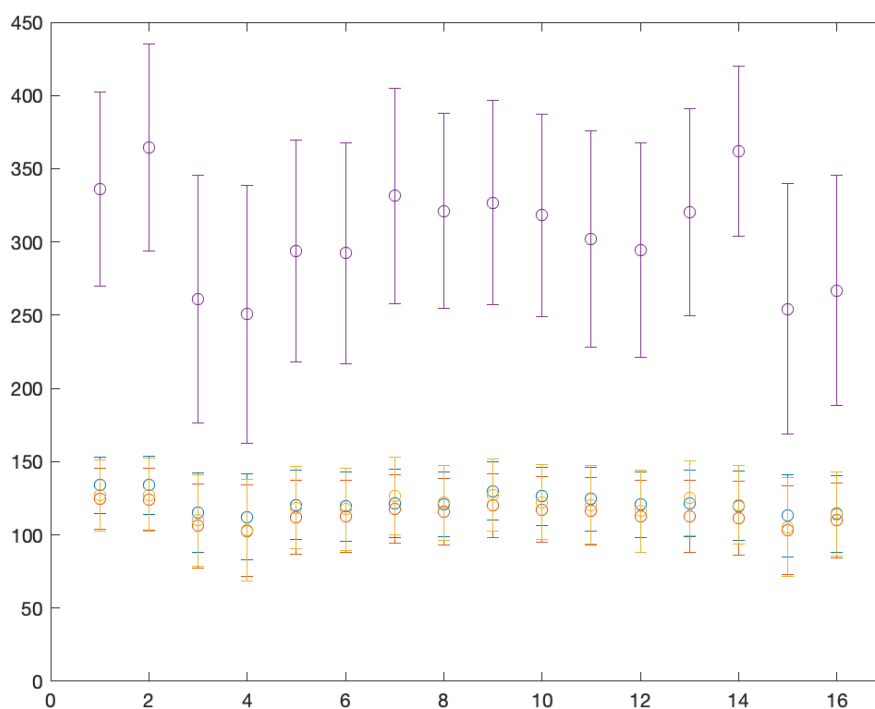


Obrázek 3.1: Průběh signálu během prvního měření

Na vrchní části obrázku 3.1 jsou vykreslena všechna data po celou dobu měření. Tedy jedná se o 16 elektrod. Svislá modrá čára ukazuje, kdy byl přístroj připraven a započal let. Na



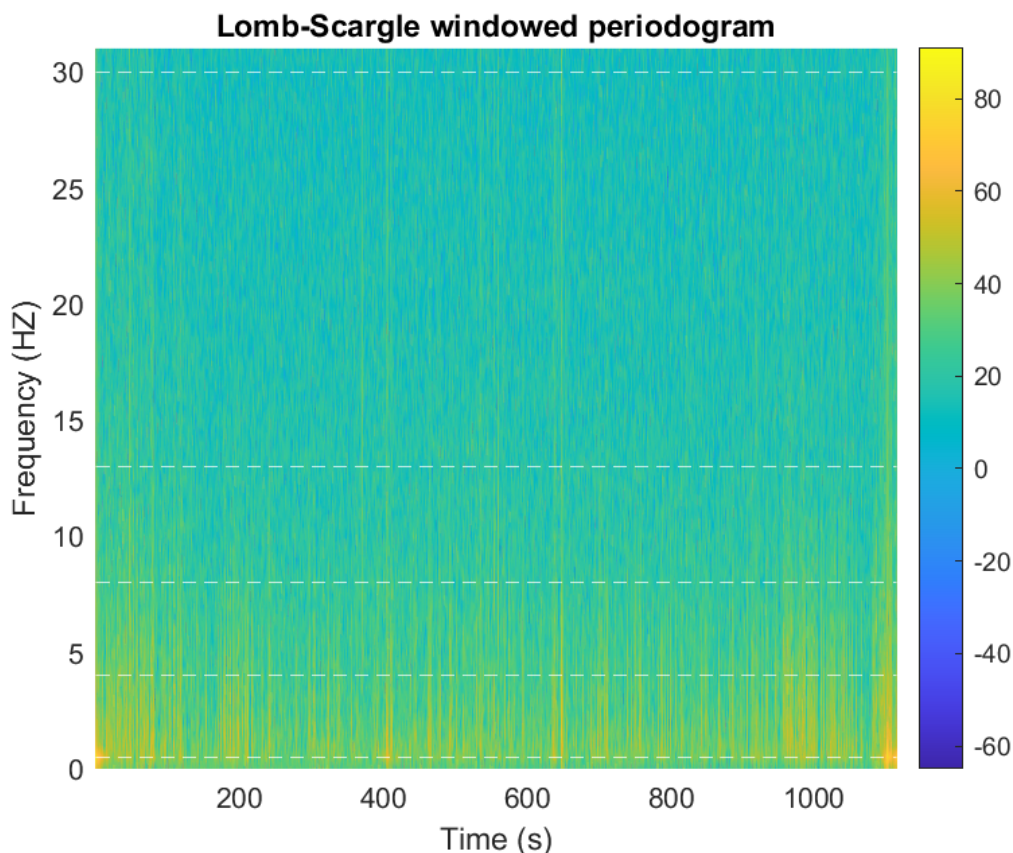
ose Y jsou zobrazovány hodnoty, kterých přefiltrovaný signál dosahuje. Osa X reprezentuje číslo vzorku. Svislá oranžová čára vyznačuje okamžik, ze kterého je vytvořena spodní část obrázku. Vodorovné černé čáry vymezují hodnoty od -150 do $150 \mu\text{V}$, což je hodnota, která se v měření mozkové aktivity běžně vyskytuje. Spodní část obrázku 3.1. je vybraný časový úsek na jedné elektrodě. Jedná se o jednu sekundu, tedy 125 vzorků. Další obrázek znázorňuje průměrné hodnoty jednotlivých pásem, během tohoto měření, včetně směrodatných odchylek těchto hodnot.



Obrázek 3.2: Průměrná intenzita pásmem na všech elektrodách při prvním měření.

Na obr. 3.3 je možno pozorovat, jak je vykreslována časově spektrální analýza. Jedná se pouze o ukázkou, jelikož primárním záměrem v tomto měření bylo zjistit, zda byl správně využit kód. Tato konkrétní časově spektrální analýza přísluší elektrodě s číslem 14. Na ose X je vidět čas udávaný v sekundách. Na ose Y je rozdělení spektra, které je popisováno z hlediska frekvence a je tedy udáváno v Hz. Osa Z není na grafu viditelná, nicméně je znázorněna barevně. K rozpoznání je nutné využít škálu, která se nachází na pravé straně. Vodorovné,

bílé, přerušované čáry oddělují jednotlivá uznávaná spektra, jako tomu bylo popsáno v části práce 2.3.2.

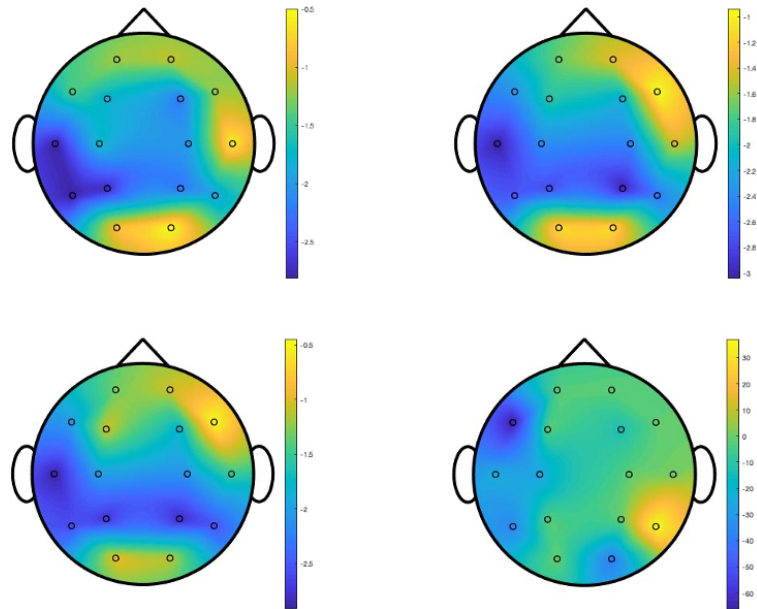


Obrázek 3.3: Vykreslení časově spektrální analýzy jedné elektrody.

Na obrázku (obr. 3.4) jsou vykresleny zmiňované mapy(kapitoly 1.3.4 a 2.2.1) s intenzitou mozkové aktivity na jednotlivých elektrodách. Jedná se o zprůměrované hodnoty z časového úseku, který trval vždy 5 sekund. Jedná se pouze o několik vykreslení, které mají za účel reprezentovat celý průběh. Díky délce měření a zvolenému časovému rozpětí není vhodné vložit všechny vykreslené mapy.

Výsledek byl finálně potvrzen i připraveným kódem. Jeho popis a funkce jsou popsány v kapitole 2.2.1. Jedná se o kontrolu jednotlivých řádků a naměřené hodnoty na těchto elektrodách. Tolerance byla stanovena $0,5\mu V$. Průchod celou maticí našel v řádcích celkem 23 případů, kdy byly tyto podmínky splněny. Následnou kontrolou ovšem bylo vyvráceno,

že by na těchto elektrodách došlo k měření stejné oblasti, neboť v případě, kdy ke shodám došlo, jednalo se o jediný řádek. Ve většině případů se nejednalo ani o sousedící elektrody, proto bylo slití gelu na elektrodách finálně vyloučeno.

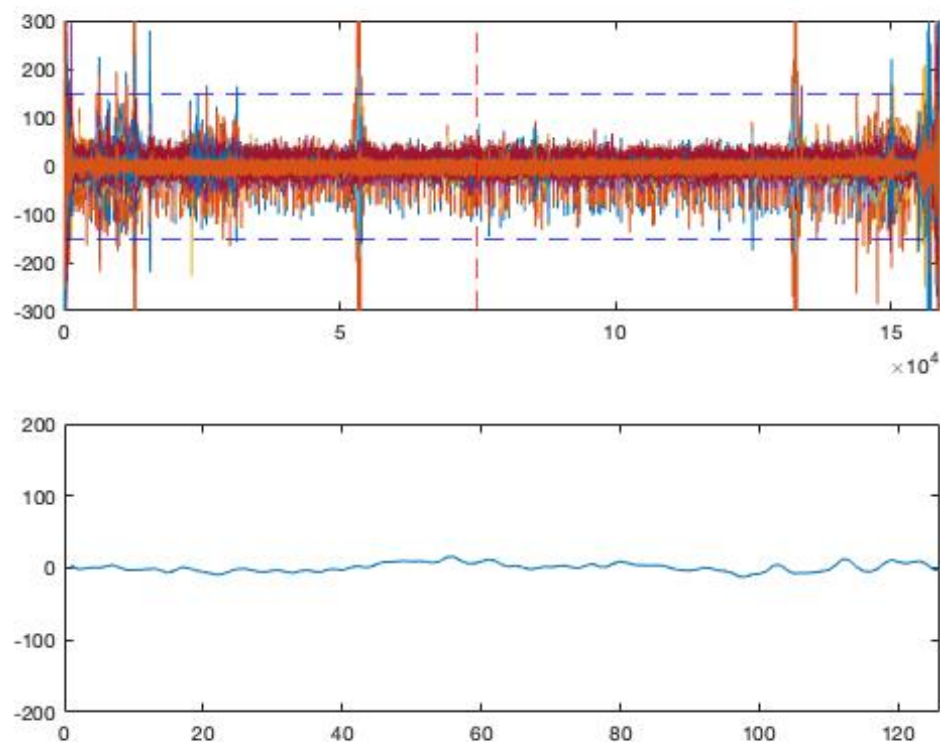


Obrázek 3.4: Vykreslení map mozkové aktivity v čase prvního měření.

3.2 Výsledky druhého měření

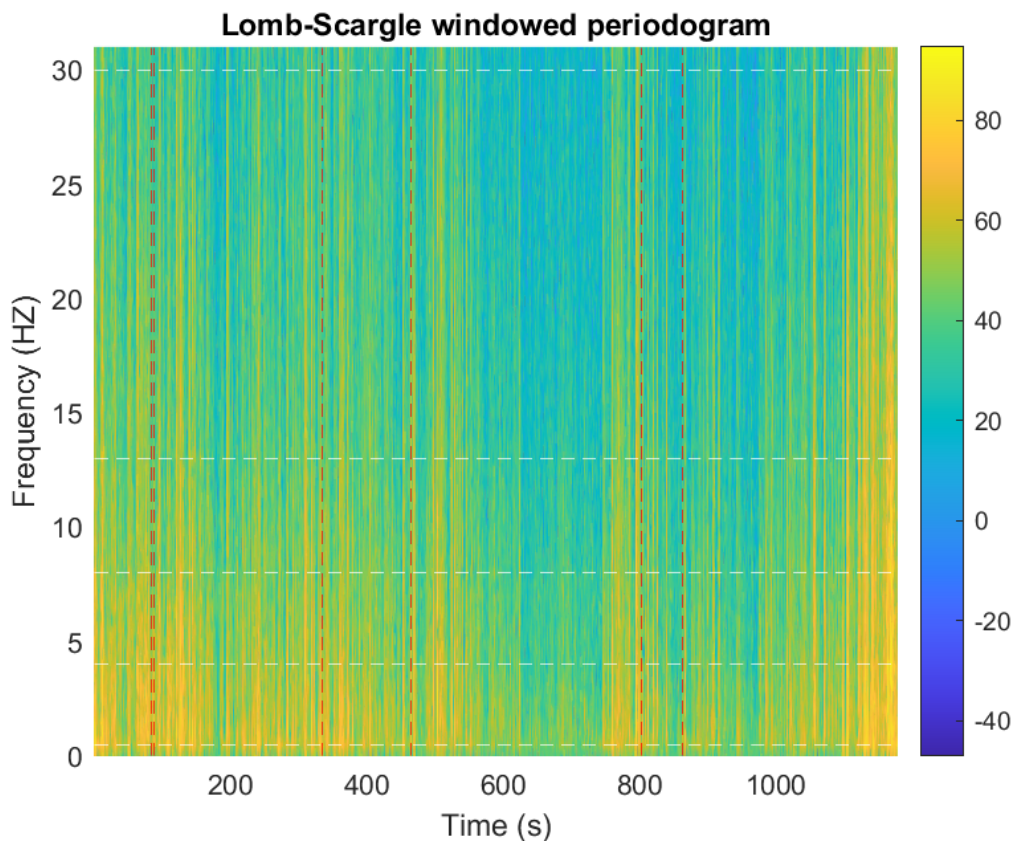
Druhé měření bylo prováděno se záměrem samotné zkoumání změn při vestibulárních iluzích. Na obr. 3.5 jsou znázorněny průběhy odfiltrovaných dat, stejně jako tomu bylo při uvádění výsledků z měření, které probíhalo v rámci zkoušení systému. S tím rozdílem, že data jsou vybrána tak, aby odpovídala pouze době letu.

Horní část obrázku opět vykresluje data ze všech elektrod. Na ose Y se nachází hodnota, která je naměřena na jednotlivých elektrodách, v okamžik každého vzorku. Spodní část ukazuje průběh na jedné z elektrod po dobu jedné sekundy. To opět odpovídá 125 vzorkům. Přerušovaná, svislá, červená čára je označení času, kdy je vykreslován spodní graf. Vodorovné čáry vymezují očekávané hodnoty.



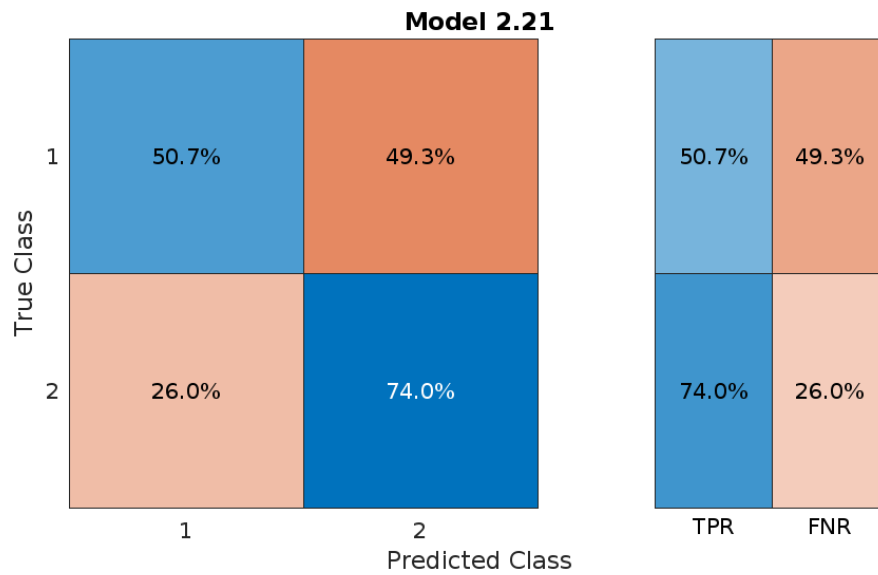
Obrázek 3.5: Průběh signálu během druhého měření subjektu 4 s iluzemi

Na (obr. 3.6) se nachází vykreslení časově spektrální analýzy, stejně jako tomu bylo v předchozím měření. V tomto případě přibyly svislé čáry. Tyto čáry představují ohrazení doby, kdy se vyskytuje vestibulární iluze. Jedná se dohromady o šest svislých čar, nicméně v prvním případě splývají ohrazení, neboť se jedná o velmi krátký časový úsek.



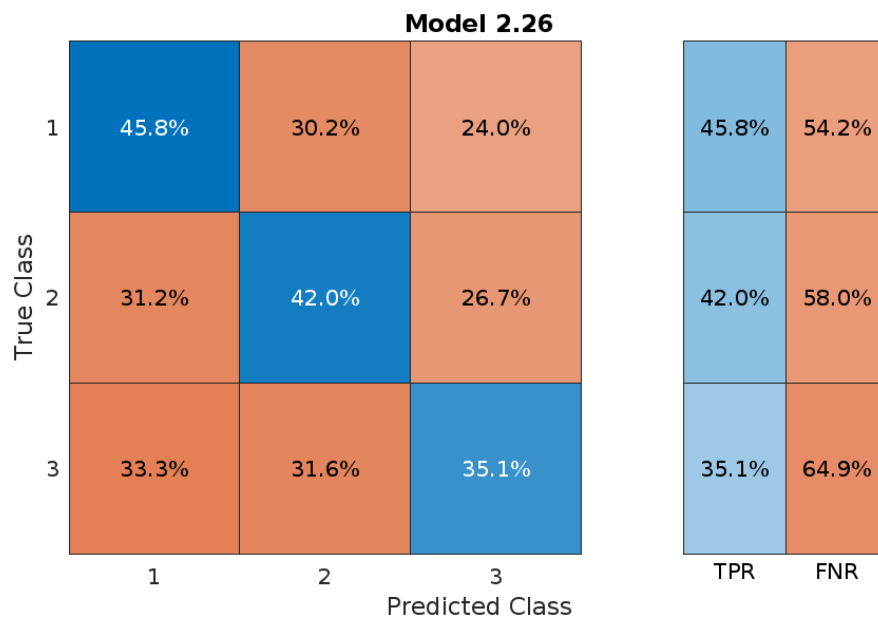
Obrázek 3.6: Průběh signálu během měření s iluzemi

Na obr. 3.7 je vidět, jakých výsledků dosáhl program Matlab svou zabudovanou funkcí. Nejlépe vyšla metoda *boosted trees*. Celková dosažená přesnost určení jednotlivých pásem byla 62%. Na ose X je znázorněno, do jaké části byl vzorek přiřazen. Touto částí se rozumí buď měření s iluzemi - 1, nebo měření bez iluzí, které je v tomto grafu reprezentované hodnotou 2. Na ose Y je pak skutečné zařazení vzorku. Vpravo je poté vidět, jaká byla celková úspěšnost správného zařazení.



Obrázek 3.7: Výsledky přístrojového učení k poznání výskytu iluzí.

Obr. 3.8 je výsledek přístrojového učení pro určení jednotlivých iluzí. Tentokrát nejlepší výsledky dosáhla metoda nazývaná *medium neural network*. Úspěšnost správného přiřazení vzorku k dané iluzi dosáhla 41%. Iluze jsou řazeny následovně: 1 - somatogravická, 2 - Coriolisova, 3 - somatogyrální.

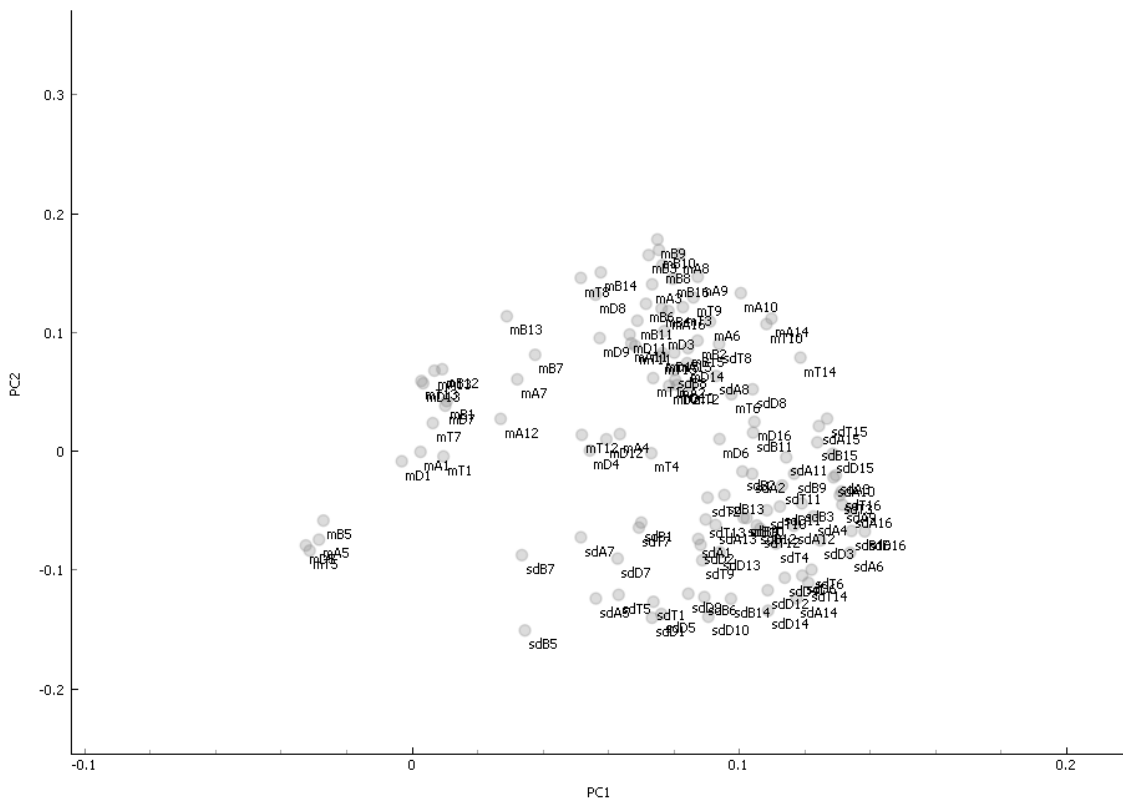


Obrázek 3.8: Výsledky přístrojového učení k určení dané iluze z hodnot EEG.



Díky tomu, že nebylo dosaženo požadovaných výsledků bylo zapotřebí vhodně upravit matici tak, aby bylo možné analyzovat data pomocí jiného programu. Nová matice obsahovala všechny hodnoty průměrů jednotlivých pásem a jejich směrodatné odchylky, ve formátu vhodném pro zpracování v programu Orange. Podoba této matice byla popsána detailněji v kapitole 2. Takto uložená data byla následně za pomocí programu Orange zpracována a výsledkem jsou následující grafy (obr. 3.9 a 3.10).

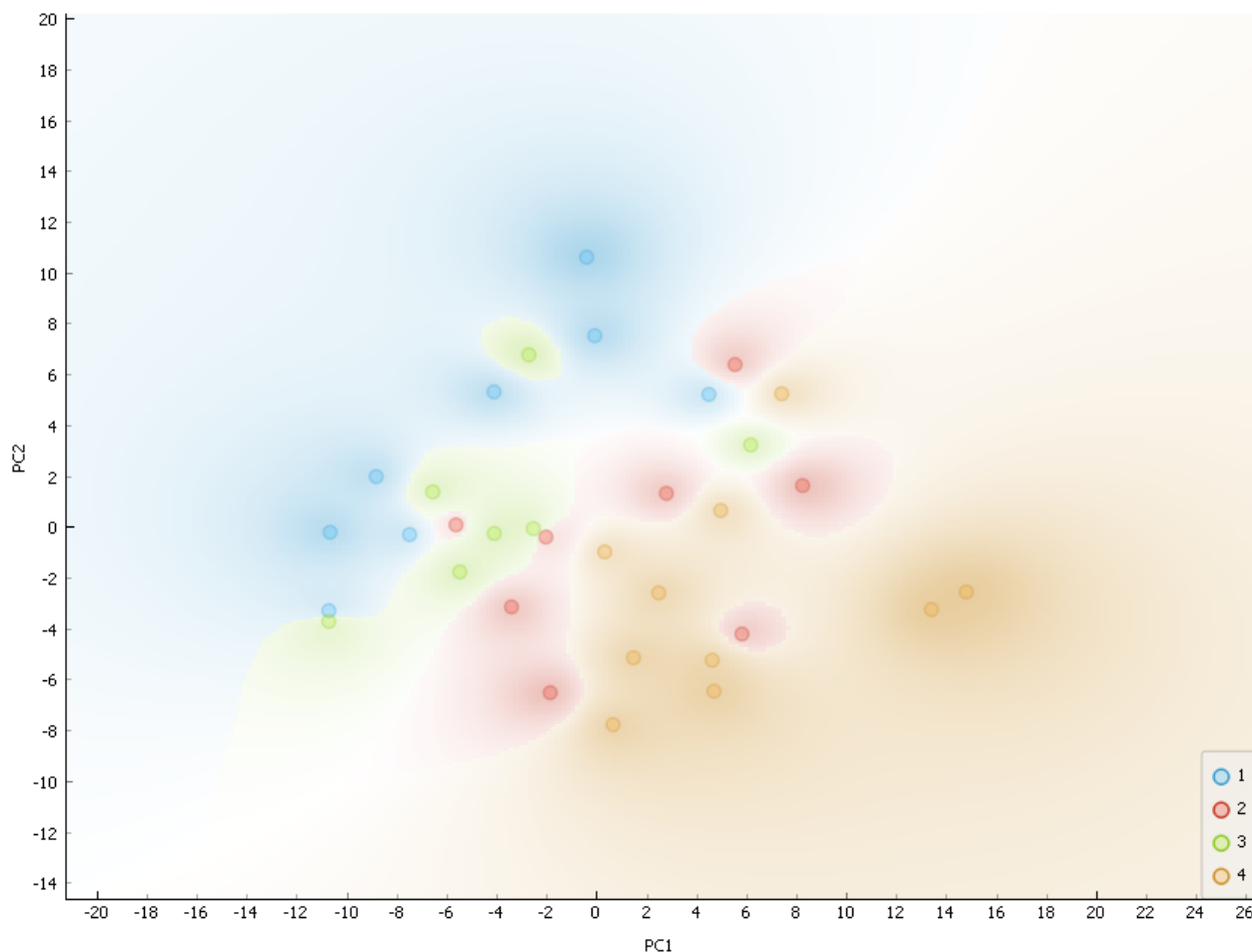
Na obrázku 3.9 je graficky znázorněno, jakým způsobem ovlivňují hodnoty z vytvořené matice následující tvorbu primárních komponent. Body, které se nachází nejdále od nuly na ose X nazvané PC1, mají nejmarkantnější vliv při vykreslování score plotu v dané rovině PC1. Stejný princip se aplikuje pro hodnoty, které jsou znázorněné na ose Y. Opět body, které leží nejdál od nulové hodnoty této osy, mají největší vliv při tvorbě score plotu, konkrétně v rovině PC2. Hodnota, která byla zvolena jako krajní hodnotu PC1 a PC2 větší než 0,1, případně menší než -0,1.



Obrázek 3.9: Grafické znázornění hodnot ovlivňující tvorbu PCA

Z grafu potom vyplývá, že nejvíce tvorbu score plotu v rovině PC1 ovlivňují následující hodnoty: Směrodatná odchylka z elektrod {3; 4; 6; 10; 11; 12; 14; 16}. Hodnoty ovlivňující vykreslení score plotu v rovině PC2 jsou průměrné hodnoty pásem z elektrod {3; 8; 9; 10} a hodnoty směrodatné odchylky z elektrod {5; 14}

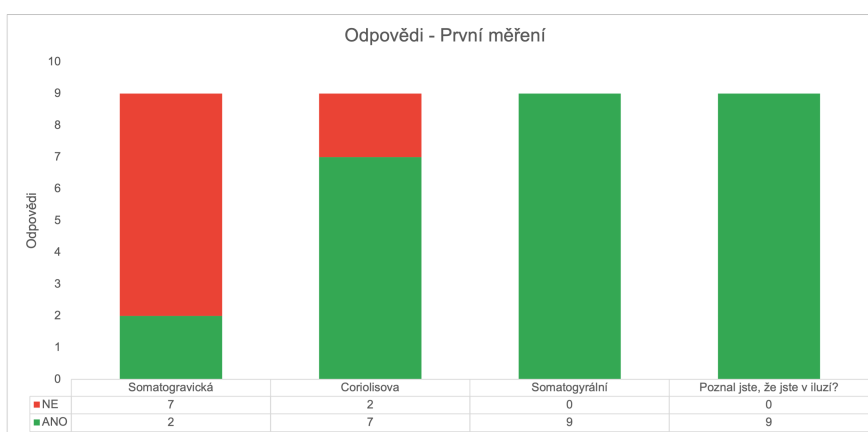
Na základě těchto hodnot byl nadále vytvořen zmiňovaný score plot(obr 3.10). Jedná se o grafické znázornění normalizovaných dat. Je zde tedy možné vidět, že během navozování dané iluze za letu hodnoty tvoří shluky v daných oblastech. Na základě toho je tedy možné předpokládat, že každá iluze má své specifické oblasti, ve kterých se mění mozková aktivita při výskytu iluze.



Obrázek 3.10: Výsledky přístrojového učení k určení dané iluze z hodnot EEG.(1-somatogravická iluze, 2-Coriolisova iluze, 3-somatogyrální iluze, 4-referenční měření)

Subjektivní hodnocení

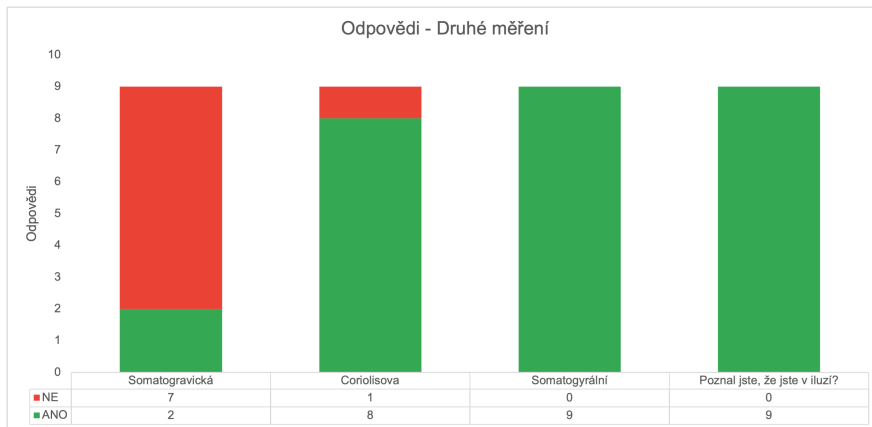
Po každém měření byl subjekt dotazován na sadu otázek. Z odpovědí je možné vyčíst, zda se měřenému subjektu podařilo rozeznat, kdy byly iluze navozovány. Dále se jedná o odpovědi, zda měřený subjekt podlehl jednotlivým iluzím. Výsledky jsou znázorněny na obr. 3.11 a obr. 3.12. Na ose X je rozdělení na jednotlivé iluze, poslední sloupec je odpověď, jestli poznal v jakých částech se iluze navozovaly. V tomto případě není nutné, zda pilot přesně pozná o jakou iluzi se jedná. Pouze stačilo, když rozeznal, že jeho vnímání letu v dané okamžiky a hodnoty ukazované na přístrojích nesouhlasily. Tento dotazník byl vyplňován i po druhém



Obrázek 3.11: Odpovědi na dotazník po prvním měření.

měření. Je zde patrné, že ze subjektivního pocitu pilotů se nejméně podařilo vyvolávat iluze somatogyrální, u které všichni piloti poznali, že je zde nesouhlas mezi pohybem letadla a vnímáním situace mozkiem.

Naopak nejvíce úspěchu se zdá být v případě iluze somatogyrální, kde většina pilotů odpověděla negativně, tudíž že iluze nebyla zaregistrována buď z důvodu nepovedeného vyvolání této iluze, nebo pilot nezjistil, že se jedná o iluzi a tudíž iluzi podlehl nevědomky.



Obrázek 3.12: Odpovědi na dotazník po druhém měření.

Během vyplňování těchto dotazníků taktéž piloti popisovali, jak se během jednotlivých iluzí cítili a jak se rozhodli s nimi vypořádávat. Zde se toto hodnocení lišilo. 4 piloti odpověděli, že nejhorší vnímání zažívali během iluze somatogyrální. Zbytek se shodl na tom, že nejintenzivnější následky mělo vyvolávání iluze Coriolisovi.

Na práci se mohl negativně promítnout fakt, že měřených subjektů bylo pouze 9. Nicméně díky časové náročnosti přípravy všech měření a zároveň časové náročnosti každého měření jsem bohužel nestihl naměřit více subjektů.



4 Diskuze výsledků

Účel prvního měření byl splněn. Na základě vykreslení časového průběhu jednotlivých elektrod z prvního zmiňovaného měření a následné spektrální analýze se potvrdilo, že připravený analytický nástroj je funkční a splňuje požadavky, které jsou k prvotnímu zpracování potřebné. Funkce pro zpracování následujících dat tedy budou zpracovávat data na podobném principu, pouze s drobnými odchylkami, protože každé měření je specifické vyžaduje své úpravy při zpracování. Hlavní ovšem je fakt, že připravený analytický nástroj pro výpočet časově spektrální analýzy funguje tak, jak bylo zamýšleno při jeho tvorbě.

Na intenzitě pásem vychází nejvýraznější pásmo, které se nazývá *Beta*. To potvrzuje hypotézu, že toto spektrum by mělo být za bdělého stavu neaktivnější. To je i v důsledku toho, že toto spektrum má největší rozsah a tudíž vypočtená plocha pod křivkou spektrální analýzy vychází největší.

První měření rovněž potvrdilo, že všechny elektrody jsou správně zapojené a je tedy možné měřit s nově pořízeným zařízením. Potvrdila se i kompatibilita s původně vlastněným hardwarem od společnosti OpenBci a tudíž nebylo nutné dokupovat další komponenty. Na základě výsledků z prvního měření mohlo začít probíhat měření, které bylo hlavní náplní této práce.

Po úpravě programu ke zpracování těchto měření ukázaly první výsledky (obr 3.9) skutečnost, že filtrace signálu probíhala uspokojivě a odfiltrovaný signál tak byl v očekávaných mezích. Následně proběhla opět časově spektrální analýza, která tentokrát uložila i hodnoty pásem během jednotlivých iluzí. Na základě těchto zpracovaných dat proběhl v Matlabu pokus o identifikaci jednotlivých dat za pomoci přístrojového učení.

Bohužel, tato část nesplnila požadované parametry, které jsou uváděny ve výsledcích (obr 3.7 a 3.8). Tudíž jsem rozhodl pro pokus o přezkoumání stejných dat za pomoci programu Orange.

V tomto programu se podařilo provést analýza hlavních komponent a na základě toho se podařilo vykreslit obrázky 3.9 a 3.10. Z obr. 3.10 je patrné, že v spektrum je aktivní v daných oblastech, při výskytu dané iluze, případně referenčního měření.



Rovněž se podařilo na základě zmiňovaných tabulek určit, které elektrody mají největší vliv při tvorbě těchto grafů. Konkrétně se jedná o elektrody dle standardizovaného rozložení označované jako {C3; C4; P8; F8; O2; F3; F4; T8(dříve označována jako T4) a P4}. Výsledek je tedy takový, že při sledování průměrných hodnot a směrodatných odchylek na specifických elektrodách při konkrétních iluzích.

Z výsledků dotazníků vyšlo najevo, že každý pilot, který podstoupil toto měření byl schopen určit, kdy byla iluze navozována.



5 Závěr

Tato práce se zabývala problematikou vestibulárních iluzí, konkrétně jejich zkoumáním za pomoci zařízení, který slouží k pořizování záznamu EEG. Po provedení analýzy současného stavu byla praktická část rozdělena do dvou částí. První část se zabývala připojením a ověřením funkčnosti nově pořízeného hardwaru a přípravy analytického nástroje. Druhá polovina praktické části se již zabývala samotným měřením, které probíhalo ve spolupráci s Ústavem leteckého zdravotnictví. Konkrétně byl využit simulátor, který je schopen navozovat vestibulární iluze.

Z výsledků je patrné, že se podařilo zařízení zprovoznit zdárně a ze získaných dat vypočítat k jakým změnám mozkové aktivity dochází. To konkrétně na základě průměrných hodnot definovaných frekvenčních pásem a jejich odchylek na elektrodách: {C3; C4; P8; F8; O2; F3; F4; T8(dříve označována jako T4) a P4}. Oblast, na které se dalo nejvíce pozorovat změny jsou tedy na základě těchto elektrod v oblasti primárního motorického kortexu a somatosenzorického kortexu. V této oblasti se vyskytuje celkem 5 ze zmiňovaných elektrod. Další dvě elektrody jsou v oblasti čelního laloku, jedna se nachází v oblasti spánkového laloku a poslední leží v oblasti týlního laloku. Bylo tedy dosaženo a potvrzeno, že vestibulární iluze jsou pozorovatelné na záznamu z EEG. Na základě analýzy bylo také určeno, která část mozku je tímto jevem nejvíce ovlivněna.

Faktorem, který mohly ovlivnit výsledky je fakt, že bylo naměřeno pouze 9 subjektů. Jelikož ve všech případech došlo k rozeznání iluze, nejsou data z případu, kdy pilot tyto iluze nezaregistroval.

Problematika vestibulárních iluzí, na základě elektroencefalografie nebyla doposud do hloubky prozkoumána. Je zde tedy velmi dobrý základ a příležitost pro další měření a výzkum těchto iluzí. Proto věřím, že tato práce může přivést impulz a případnou motivaci zaměřit se na tuto problematiku z tohoto hlediska.



Seznam použité literatury

- [1] J. Mišurec and M. Chmelař, *Elektroencefalografie*. Brno: IDV SZP, 1990.
- [2] J. Mohylová, *Zpracování biologických signálů*. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita, 2008.
- [3] J. L. Stone and J. R. Hughes, “Early history of electroencephalography and establishment of the american clinical neurophysiology society,” *Journal of Clinical Neurophysiology*, vol. 30, pp. 28–44, Feb. 2013.
- [4] O. Bešťák, *Využití elektroencefalografie pro sledování únavy u pilotů*. Bakalářská práce, ČVUT, Fakulta dopravní, 2020.
- [5] F. Mohamed, Sathees Kumar Nataraj, S. F. Ahmed, and Sazali Yaacob, “An approach in determining fatigueness and drowsiness detection using eeg,” *International Journal of Engineering And Science*, 2018.
- [6] C. Mai, M. Hassib, and R. Königbauer, “Estimating visual discomfort in head-mounted displays using electroencephalography,” in *Human-Computer Interaction – INTERACT 2017*, pp. 243–252, Springer International Publishing, 2017.
- [7] D. Jeong, S. Yoo, and J. Yun, “Cybersickness analysis with EEG using deep learning algorithms,” in *2019 IEEE Conference on Virtual Reality and 3D User Interfaces (VR)*, IEEE, mar 2019.
- [8] Siddharth, A. N. Patel, T.-P. Jung, and T. J. Sejnowski, “A wearable multi-modal bio-sensing system towards real-world applications,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 66, pp. 1137–1147, apr 2019.
- [9] J. E. Munoz, T. Paulino, H. Vasanth, and K. Baras, “PhysioVR: A novel mobile virtual reality framework for physiological computing,” in *2016 IEEE 18th International Conference on e-Health Networking, Applications and Services (Healthcom)*, IEEE, Sept. 2016.



- [10] J. Amores, R. Richer, N. Zhao, P. Maes, and B. M. Eskofier, “Promoting relaxation using virtual reality, olfactory interfaces and wearable EEG,” in *2018 IEEE 15th International Conference on Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN)*, IEEE, Mar. 2018.
- [11] J.-P. Tauscher, F. W. Schottky, S. Grogorick, P. M. Bittner, M. Mustafa, and M. Magnor, “Immersive EEG: Evaluating electroencephalography in virtual reality,” in *2019 IEEE Conference on Virtual Reality and 3D User Interfaces (VR)*, IEEE, Mar. 2019.
- [12] C. Tremmel, C. Herff, and D. J. Krusienski, “EEG movement artifact suppression in interactive virtual reality,” in *2019 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, IEEE, July 2019.
- [13] S. Hertweck, D. Weber, H. Alwanni, F. Unruh, M. Fischbach, M. E. Latoschik, and T. Ball, “Brain activity in virtual reality: Assessing signal quality of high-resolution EEG while using head-mounted displays,” in *2019 IEEE Conference on Virtual Reality and 3D User Interfaces (VR)*, IEEE, Mar. 2019.
- [14] A. A. Author, B. B. Author, and C. Author, “Title of article,” *Title of Journal*, vol. 10, no. 2, pp. 49–53, 2005.
- [15] J. Jelínek and V. Zicháček, *Biologie pro gymnázia*. Olomouc: Nakladatelství Olomouc, 2014.
- [16] L. Karapetjan, *Kvantifikace vestibulárních a vizuálních iluzí u pilotů*. Bakalářská práce, ČVUT, Fakulta dopravní, 2019.
- [17] S. Khan and R. Chang, “Anatomy of the vestibular system: A review,” *NeuroRehabilitation*, vol. 32, pp. 437–443, May 2013.
- [18] C.-T. Horng, C.-C. Liu, D.-I. Kuo, P.-C. Shieh, Y.-C. Wu, J.-T. Chen, and M.-L. Tsai, “Changes in visual function during the coriolis illusion,” *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, vol. 80, pp. 360–363, Apr. 2009.



- [19] D. G. Newman and A. FAICD, *An overview of spatial disorientation as a factor in aviation accidents and incidents*. No. B2007/0063, Australian Transport Safety Bureau Canberra City, 2007.
- [20] M. V. S. a kol., *Metodika přístrojového létání pro letadla s pevným a rotačním křídlem*. Praha: MDČR, 2015.
- [21] G. Borghini, L. Astolfi, G. Vecchiato, D. Mattia, and F. Babiloni, “Measuring neurophysiological signals in aircraft pilots and car drivers for the assessment of mental workload, fatigue and drowsiness,” *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, vol. 44, pp. 58–75, July 2014.
- [22] M. I. Jordan and T. M. Mitchell, “Machine learning: Trends, perspectives, and prospects,” *Science*, vol. 349, no. 6245, pp. 255–260, 2015.