



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta dopravní
Ústav letecké dopravy

Indikátory vestibulárních iluzí za letu
In-Flight Vestibular Illusions Indicators

Diplomová práce

Studijní program: Technika a technologie v dopravních spojích

Studijní obor: Provoz a řízení letecké dopravy

Vedoucí práce: doc. Ing. Bc. Vladimír Socha, Ph.D.

Ing. Lenka Hanáková

Bc. Liana Karapetjan

Praha 2021



K621 **Ústav letecké dopravy**

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

Jméno a příjmení studenta (včetně titulů):

Bc. Liana Karapetjan

Kód studijního programu a studijní obor studenta:

N 3710 – PL – Provoz a řízení letecké dopravy

Název tématu (česky): **Indikátory vestibulárních iluzí za letu**

Název tématu (anglicky): In-Flight Vestibular Illusions Indicators

Zásady pro vypracování

Při zpracování diplomové práce se řiďte následujícími pokyny:

- Cílem diplomové práce je navrhnout metody, které budou schopny identifikovat přítomnost vestibulární iluze u pilota za letu. Tyto metody by se měly opírat o data běžně dostupná, resp. jednoduše měřitelná za letu.
- Vypracujte analýzu současného stavu v oblasti identifikace vestibulárních iluzí za letu. Definujte limitace současného stavu a možnosti rozšíření báze znalostí v této oblasti.
- Navrhněte a vykonejte experiment zahrnující navození vybrané vestibulární iluze se současným sběrem vhodných dat. Experiment vykonejte na reprezentativním vzorku subjektů.
- Vykonejte zpracování dat prostřednictvím vhodných statistických metod a určete možnosti indikace přítomnosti vestibulární iluze za letu.
- Zjištění diskutujte a 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: Newman, David G. An overview of spatial disorientation as a factor in aviation accidents and incidents. Canberra City, A.C.T: Australian Transport Safety Bureau, 2007.
- Previc, Fred H., and William R. Ercoline. Spatial disorientation in aviation. Reston, Va: American Institute of Aeronautics and Astronautics, 2004.

Vedoucí diplomové práce: **doc. Ing. Bc. Vladimír Socha, Ph.D.**
Ing. Lenka Hanáková

Datum zadání diplomové práce: **17. července 2020**
(datum prvního zadání této práce, které musí být nejpozději 10 měsíců před datem prvního předpokládaného odevzdání této práce vyplývajícího ze standardní doby studia)

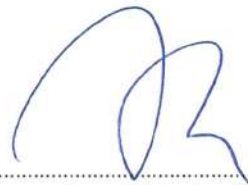
Datum odevzdání diplomové práce: **17. května 2021**

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

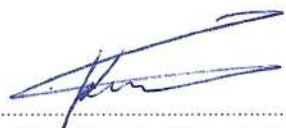


doc. Ing. Jakub Kraus, Ph.D.
vedoucí
Ústavu letecké dopravy



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

Potvrzuji převzetí zadání diplomové práce.



Bc. Liana Karapetjan
jméno a podpis studenta

V Praze dne..... 17. července 2020



Abstrakt

Ačkoli mohou být iluze velmi časté a nebezpečné, není jim věnován dostatek pozornosti z hlediska identifikace. Proto je cílem této práce navrhnout metody, které by mohly přítomnost iluze odhalit. Metodika vypracování praktické části spočívala ve vytvoření a vykonání experimentu, který zahrnuje navození vybraných vestibulárních iluzí. Konkrétně se jednalo o somatogravickou, somatogyrální, Coriolisovu a iluzi náklonu. Experimentu se zúčastnilo 16 pilotů, kteří měli za úkol zalétnout tři letové profily. V rámci nich probíhal sběr dat. Jednalo se o data letová, EKG, data ze stabilometrické plošiny a data z dotazníkového šetření. Následně byla data vyhodnocena. Z výsledků vyplynulo, že letové parametry mohou indikovat přítomnost letové iluze. Let s iluzemi měl vliv na stabilitu postoje. EKG ukázalo u některých subjektů změny v zapojení autonomního nervového systému. Subjektivní hodnocení se ukázalo jako nejúspěšnější indikátor letové iluze ve srovnání se zbylými třemi.

Klíčová slova: iluze, letectví, pilotáž, prostorová dezorientace, vestibulární iluze



Abstract

Although illusions may be very common and dangerous, they do not receive enough attention in terms of identification. Therefore, the aim of this study is to propose methods, that could identify the presence of illusions. The methodology of a practical part consisted of creating and performing an experiment, which included induction of selected vestibular illusions. Specifically, it was somatogravic, somatogyral, Coriolis and leans illusion. Sixteen pilot participated in this experiment, in which their task was to fly three flight profiles. Data collection of flight data, ECG, data from stabilometric platform and questionnaire took place for each flight profile. Subsequently, mentioned data were evaluated. The results showed, that flight parameters may indicate the presence of a flight illusion. Flight with illusions also affected the stability of the attitude. The ECG showed changes in the involvement of the autonomous nervous system in some subjects. Subjective evaluation proved to be the most successful indicator of the presence of flight illusions compared the the other three mentioned.

Keywords: illusions, aviation, pilotage, spatial desorientation, vestibular illusions



Poděkování

Na tomto místě bych chtěla v první řadě poděkovat doc. Ing. Bc. Vladimíru Sochovi, Ph.D. a Ing. Lence Hanákové za odborné vedení práce, za jejich čas strávený konzultacemi, vstřícný přístup a podporu při dokončení diplomové práce. Dále bych chtěla poděkovat Ing. Lukáši Trynerovi za pomoc s vyhodnocením dat a cenné rady při psaní práce v LaTeXu. V neposlední řadě patří velké poděkování celé moji rodině, která mi umožnila studium a vždy mě plně podporovala.

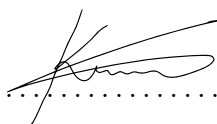


Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci s názvem Indikátory vestibulárních iluzí za letu vypracovala samostatně a použila 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 09. srpna 2021

.....


Podpis



Obsah

Úvod	12
1 Teoretický základ	13
1.1 Přehled současného stavu	16
1.1.1 Somatogyrální iluze	20
1.1.2 Iluze náklonu	22
1.1.3 Coriolisova iluze	23
1.1.4 Somatogravická iluze	23
1.2 Vyšetření vestibulárního reflexu a vestibulospinálních reflexů	24
1.2.1 Hodnocení vestibulo-okulárního reflexu	24
1.2.2 Posturografie	28
1.2.3 Akcelerometrické systémy	31
1.3 Shrnutí kapitoly	32
2 Metody	33
2.1 Subjekty	33
2.2 Procedura	33
2.3 Vybavení	38
2.3.1 Simulátor	38
2.3.2 EKG	43
2.3.3 Stabilometrická plošina	44
2.3.4 Akcelerometry	45
2.4 Závěrečný dotazník	48
2.5 Metody hodnocení dat	48
2.5.1 Letová data	48
2.5.2 Srdeční aktivita	49
2.5.3 Stabilogram	52
2.5.4 Dotazník	55



2.6	Shrnutí	55
3	Prezentace výsledků	57
3.1	Letové parametry	57
3.2	EKG	59
3.3	Stabilogram	63
3.4	Subjektivní hodnocení	65
4	Diskuze výsledků	73
	Seznam použité literatury	77



Seznam obrázků

1.1	Kostěný a blanitý labyrint.	13
1.2	Ampula.	14
1.3	Mechanismus semicirkulárního kanálku.	15
1.4	Makula.	16
1.5	Změny makuly při pohybech hlavy.	17
1.6	Somatogyrální iluze.	21
1.7	Iluze náklonu.	22
1.8	Somatogravická iluze.	25
1.9	Elektronystagmografie.	27
1.10	Stabilometrická plošina [1].	29
1.11	Stabilogram.	30
1.12	Výchyłka ve dvou rovinách v závislosti na čase.	30
2.1	Konstrukce prvního profilu.	35
2.2	Mapa pro druhý profil.	36
2.3	Konstrukce druhého profilu.	37
2.4	Mapa pro třetí profil - přiblížení na ILS Rwy 04R.	39
2.5	Konstrukce třetího profilu.	40
2.6	Simulátor Gyro IPT II.	41
2.7	Palubní deska letounu Z-142.	42
2.8	Pracoviště simulátoru.	44
2.9	Měření EKG.	45
2.10	Software VLV Scope.	46
2.11	Vybavení pro stabilizační měření.	46
2.12	Vybavení pro stabilizační měření.	47
3.1	Krabicový graf pro somatogravickou iluzi při prvním profilu - Poloha řídicí páky v rovině pitch.	58



3.2	Průběh v čase pro somatogravickou iluzi při prvním profilu - Poloha řídicí páky v rovině pitch.	59
3.3	Krabicový graf pro Coriolisovu iluzi při prvním profilu - Poloha řídicí páky v rovině roll.	60
3.4	Průběh v čase pro Coriolisovu iluzi při prvním profilu - Poloha řídicí páky v rovině roll.	60
3.5	Krabicový graf pro somatogyrální iluzi při třetím profilu - Poloha řídicí páky v rovině roll.	61
3.6	Průběh v čase pro somatogyrální iluzi při třetím profilu - Poloha řídicí páky v rovině roll.	61
3.7	Krabicový graf pro somatogyrální iluzi při prvním profilu - Barometrická výška.	62
3.8	Průběh v čase pro somatogyrální iluzi při prvním profilu - Barometrická výška.	62
3.9	Spektrogramy při prvním letovém profilu.	64
3.10	Spektrogramy při druhém letovém profilu.	67
3.11	Spektrogramy při třetím letovém profilu.	68
3.12	Pohyby COP - subjekt 2.	69
3.13	Hodnocení stoj - otevřené oči, bez měkké podložky.	69
3.14	Hodnocení stoj - zavřené oči, bez měkké podložky.	70
3.15	Hodnocení stoj - otevřené oči na měkké podložce.	70
3.16	Hodnocení stoj - zavřené oči na měkké podložce.	71
3.17	Subjektivní pocity z prvního profilu.	71
3.18	Subjektivní pocity z druhého profilu.	71
3.19	Subjektivní pocity z třetího profilu.	72
3.20	Subjektivní pocity - shrnutí.	72



Seznam tabulek



Seznam symbolů a zkratek

A/P	Anterio-posteriorní směr
COM	Hmotný střed (Center of Mass)
COP	Centrum tlaků (Center of Pressure)
DA	Decision Altitude
DME	Distance Measuring Equipment
EKG	Elektrokardiografie
ENG	Elektronystagmografie
FAA	Federal Aviation Administration
HF	High Frequency
FOG	Fiber Optic Gyros
HRV	Heart Rate Variability
IBI	Interbeat Interval
IFR	Instrument Flight Rules
IMC	Instrument Meteorological Conditions
IMU	Inertial Measurement Unit
ILS	Instrument Landing System
JAA	Joint Aviation Authorities
LF	Low Frequency
MEMS	Micro Electro Mechanical Systems
M/L	Medio-laterální směr
NDB	Non-Directional Beacon
NNx	Number of Successive Differences that are Greater than x Milliseconds
pNNx	Percentage of Total Intervals that Successively Differ by More than x Milliseconds
PSD	Power Spectrum Density
RMSSD	Root Mean Square of Successive Differences of the IBI Series
SDNN	Standard Deviation of the NN Interval Series
STFT	Short Time Fourier Transform



ULF	Ultra Low Frequency
VLF	Very Low Frequency
VMC	Visual Meteorological Conditions
VNG	Videonystagmografie
VOR	Vestibulo-okulární reflex
VOR	VHF omnidirectional range



Úvod

Tématem této diplomové práce jsou indikátory vestibulárních iluzí za letu. Letové iluze obecně mohou vznikat tehdy, když je přítomen konflikt ve smyslech pilota, ať už se jedná o vizuální konflikt nebo vestibulární konflikt. To je dáno nedokonalostí lidských smyslů a může se stát, že pilot správně nerozezná svoji polohu v letadle.

Letovým iluzím se nelze zcela vyhnout, mohou se tak objevit jak u zkušených pilotů, tak u začátečníků. V každém případě je nutné dodržovat zásadní pravidlo a to, že při boji s iluzemi musí pilot vyřadit své pocity a vždy věřit přístrojům. Nestane-li se tak, může pak let skončit katastrofou. Proto si tato práce dává za cíl navrhnout metody, které budou schopny identifikovat přítomnost vestibulární iluze u pilota.

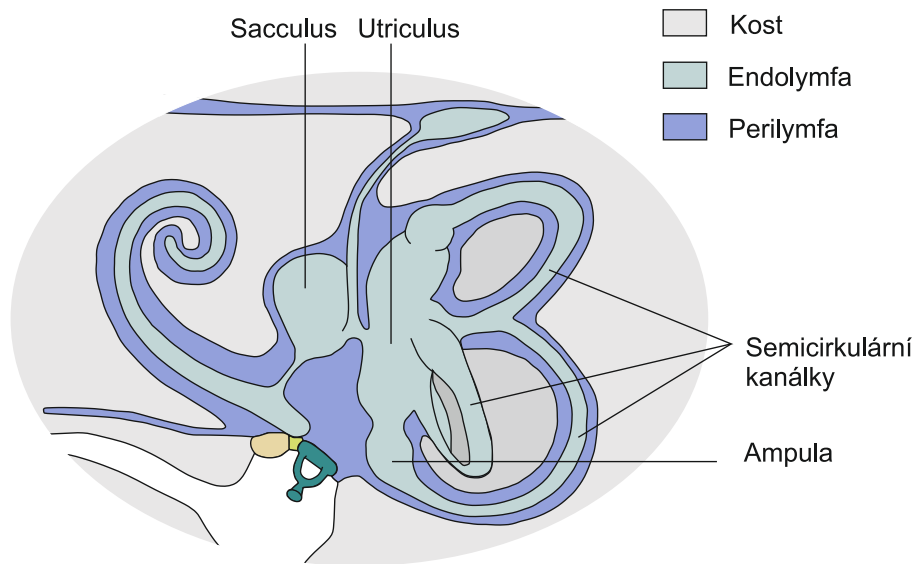
Následujícím cílem je vypracování analýzy současného stavu v oblasti identifikace vestibulárních iluzí a vestibulárních iluzí obecně. Dále je úkolem definovat limitace současného stavu s možností rozšíření báze znalostí v této oblasti. V případě dostupnosti systémů, které budou založeny na včasném varování přítomnosti vestibulárních iluzí je pak možné případné letecké nehodě zabránit.

Ačkoli mohou být vestibulární iluze časté, není jim věnován dostatek pozornosti u civilních pilotů, a to jak z hlediska výcvikového, tak experimentálního. Na základě toho je součástí práce i praktická část. Ta je založena na návržení samotného experimentu, který by zahrnoval samotné navození vestibulárních iluzí se současným sběrem vhodných dat a vykonání studie na reprezentativním vzorku účastníků. Aby bylo možné určit indikátory vestibulárních iluzí, je cílem vykonat zpracování dat vhodnými statistickými metodami a diskutovat zjištěné závěry práce.

1 Teoretický základ

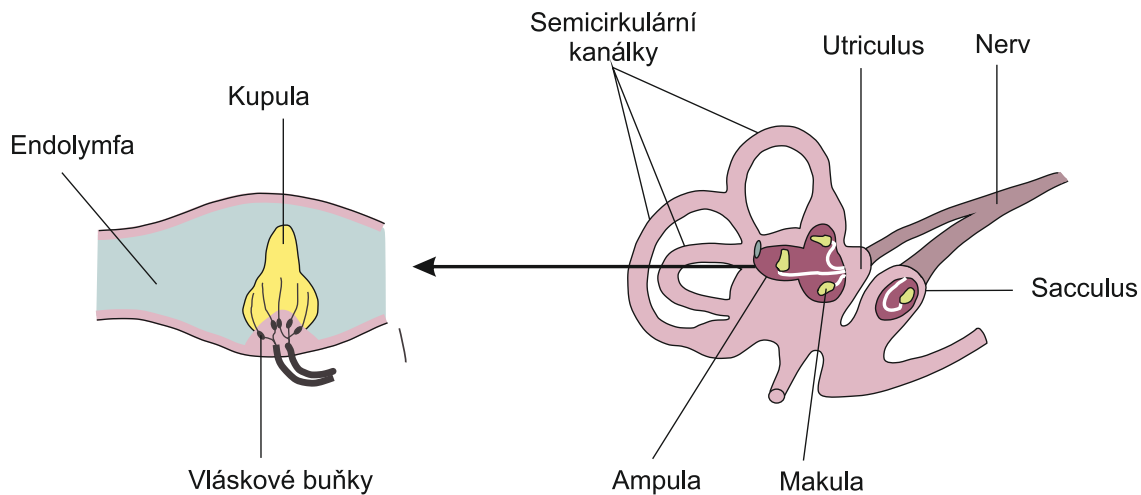
Vestibulární aparát je dominantním systémem pro detekci úhlového a lineárního zrychlení hlavy a tím slouží k udržování rovnováhy hlavy a těla v prostoru. Tuto úlohu zajišťuje v úzké součinnosti s ústrojím zrakovým a propioceptivním [2]. Vestibulární systém je také nazýván jako rovnovážný orgán a nachází se ve vnitřním uchu. Podle funkce se pak rovnovážné ústrojí dělí na statické a kinetické čidlo [3].

Vnitřní ucho je složeno z kostěného a blanitého labyrintu. To je ilustrováno na obrázku 1.1. Kostěný labyrint je dutá struktura ve skalní části spánkové kosti. Uvnitř se nachází blanitý labyrint a obsahuje senzory pro auditorní a vestibulární systémy, tzn. polokruhové kanálky, utriculus, sacculus a hlemýžď [3]. Vnitřek blanitého labyrintu je vyplněn endolymfou, tekutinou, která obsahuje vysoké koncentrace draselných iontů a velmi nízké množství sodných iontů. V prostoru mezi blanitým labyrintem a stěnou kostěného labyrintu je perilymfa. Jedná se o tekutinu bohatou na sodné ionty a chudou na draselné ionty. Samotný vestibulární aparát se skládá z pěti následujících sensorických struktur. Jde o tři polokruhové kanálky (boční, přední a zadní) a dva otolity (utriculus a sacculus) [4].



Obrázek 1.1: Kostěný a blanitý labyrint.

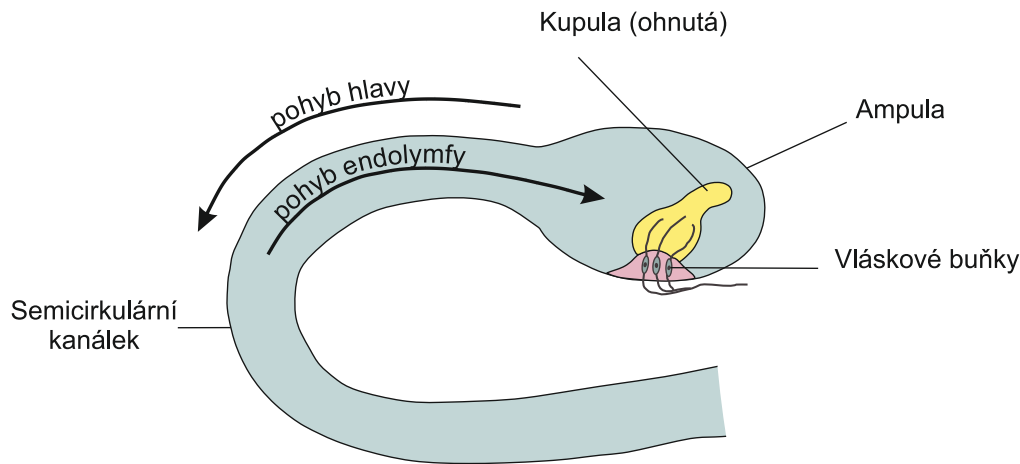
Polokruhové kanálky neboli semicirkulární kanálky představují čidlo kinetické a jsou uloženy v rovinách, které jsou na sebe vzájemně kolmé. Každý kanálek tedy registruje pohyb v jiné ose. Polokruhové kanálky jsou každý při jednom svém ústí do utriculu poněkud rozšířeny a vytváří ampulu. Ta je ilustrována na obrázku 1.2. V každé ampule je pak kupula, která obsahuje vláskové buňky. Ty se při působení úhlového zrychlení ohýbají v závislosti na pohybu endolymfy vzhledem ke stěnám kanálků. Práh detekce úhlového zrychlení je $0.5^\circ/s^2$. Při pohybu vláskových buněk se generuje elektrický potenciál, který se dále šíří do mozečku [5].



Obrázek 1.2: Ampula.

Polokruhové kanálky jsou schopny detekovat úhlová zrychlení hlavy proto, že setrvačnost interního obsahu vede k působení sil na vláskové buňky. Začne-li se hlava otáčet, kostěný a blanitý labyrint se bude pohybovat společně s ní. Endolymfa ale vlivem setrvačnosti zaostává oproti okolnímu blanitému labyrintu, a tak rotuje v rámci kanálku opačným směrem, než je pohyb hlavy [4]. Tento mechanismus je stručně zobrazen na obrázku 1.3.

Pro lepší představu lze uvést následující příklad z letectví. Je-li hlava v klidu a letadlo je v přímočarém horizontálním letu, endolymfa se nepřelévá a vláskové buňky jsou rovné. Do mozku jde pak informace, že nedochází k úhlovému zrychlení neboli k zatáčce. Pakliže bude docházet k otáčení hlavy nebo letadla, kanálek se pohne s hlavou, ale tekutina uvnitř se

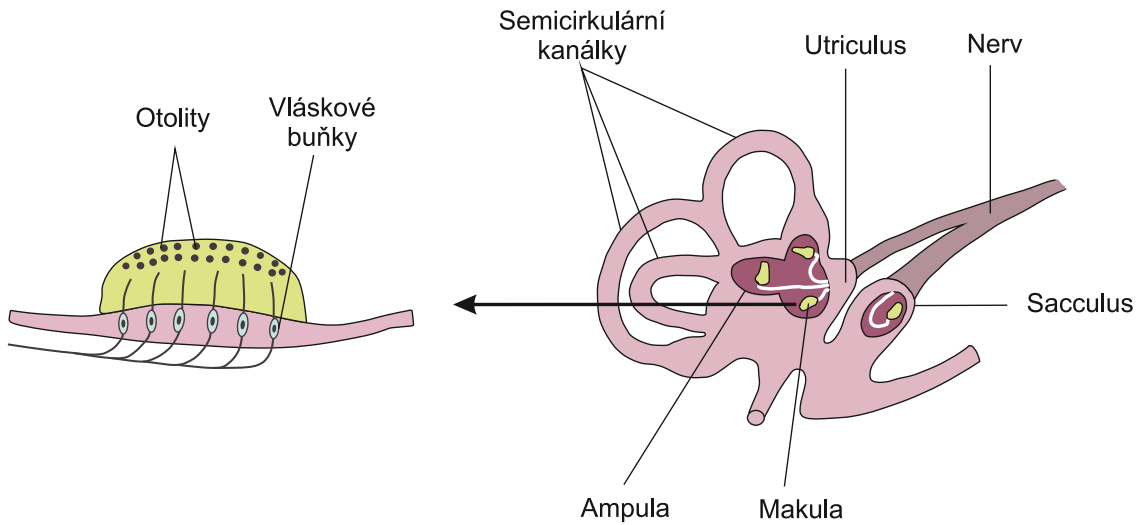


Obrázek 1.3: Mechanismus semicirkulárního kanálku.

vlivem setrvačnosti přelévát nebude. Spolu s pohybem kanálku se pohnou i vlásokové buňky a budou ohýbány stacionární kapalinou na opačnou stranu než je zrychlení. Tento pohyb vláskových buněk vyšle signál do mozku indikující, že došlo k otočení hlavy. Problém nastává v případě, když přetrvává koordinovaná zatáčka po dobu delší než cca 20 s. Důvodem je fakt, že vlivem tření se endolymfa začne pohybovat společně se stěnami kanálků. Vlásokové buňky se pak navrátí do své vzpřímené polohy a vyšlou do mozku chybnou informaci, že se otáčení zastavilo, i když stále přetrvává [6]. Pak může docházet k iluzím během letu.

Vestibulární systém musí pokrývat nejen úhlová zrychlení jako je otáčení hlavy, ale i lineární zrychlení. K tomu slouží vāčky utriculus a sacculus, neboli kulovitý a vejčítý vāček. Jsou vyplněny opět endolymfou a obsahují receptorové vlásokové buňky, které se nachází na drobné vyvýšenině nazývané makula. Vlásokové buňky jsou zanořeny do otolitové membrány, vrstvy rosolovité hmoty, ve které se nacházejí drobné krystalky uhličitanu vápenatého [3]. To je ilustrováno na obrázku 1.4.

Makula v utriculu je orientována horizontálně a v sacculu vertikálně [7]. Utriculus tedy detekuje změny lineárního zrychlení v horizontální rovině a sacculus detekuje změny lineárního zrychlení, neboli gravitace v horizontální rovině. Dojde-li k naklonění hlavy, váha otokynií, krystalků uhličitanu vápenatého, způsobí ohyb kupuly s vlásokovými buňkami [6].



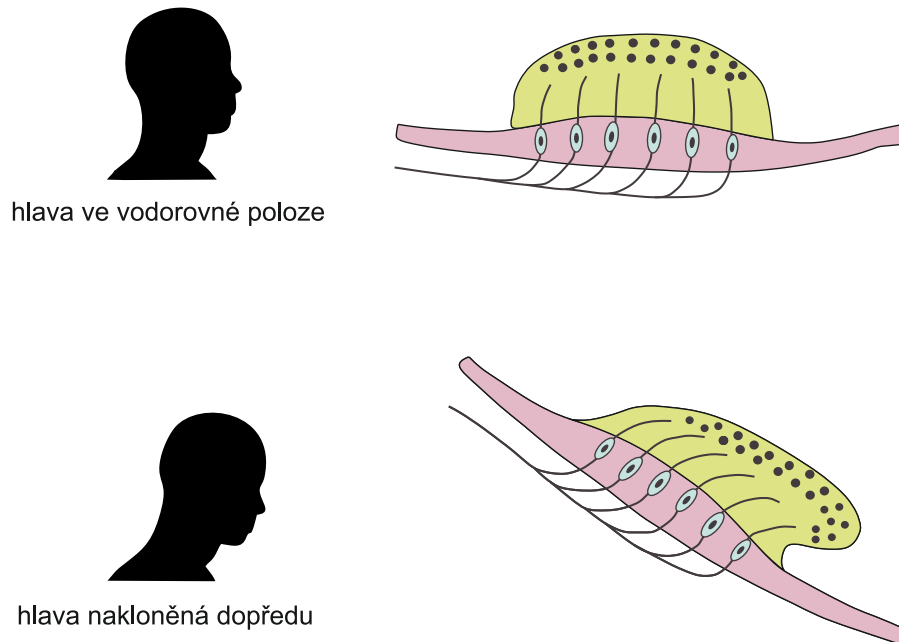
Obrázek 1.4: Makula.

Vlivem lineárního zrychlení nad prahem 0.1 m/s^2 dochází k ohýbání vláskových buněk a to je pak mozkiem interpretováno jako nová poloha hlavy [5]. Mechanismus je pak stručně zakreslen na obrázku 1.5.

Výstupy z otolitů mohou být ale dvojznačné, viz kapitola 1.1.4, protože nedochází k rozlišení mezi lineárním zrychlením v důsledku translace, neboli náklonu, a zrychlením v důsledku gravitace. Mozek však dokáže v součinnosti se zrakovým ústrojím správně interpretovat pohyb těla. Problém pak může nastat v případě, kdy nebude dostatek zrakových podnětů. Při nesprávném vyhodnocení pak může dojít k podlehnutí letovým iluzím.

1.1 Přehled současného stavu

Prostorová dezorientace je definována jako neschopnost přesně a správně určit svoji polohu, pohyb, výšku či rychlost vzhledem k okolnímu prostředí. Je to tedy stav, kdy to, co pilot vnímá neodpovídá skutečnosti. Lidské tělo využívá tři integrované systémy, které spolupracují při zjišťování orientace těla v prostoru. Jedná se o vestibulární systém, somatosenzorický systém (např. nervová zakončení v kůži, svaly, klouby) a vizuální systém [8].



Obrázek 1.5: Změny makuly při pohybech hlavy.

Všechny informace ze zmíněných systémů se shromažďují v mozku a ve většině případů se tyto tři proudy informací shodují a dávají jasnou představu o orientaci v prostoru. Během létání může ale dojít i k situacím, kdy se do mozku dostávají rozporuplné informace. Během letu za viditelnosti (VMC) jsou oči dominantním zdrojem a většinou dokáží převážit nesprávné informace z ostatních senzoričkových systémů. Dojde-li k odstranění vizuálních podnětů, jako během letu podle přístrojů (IMC), mohou nesprávné pocity způsobit dezorientaci a vyvolat letové iluze.

Letové iluze jsou definovány jako falešné interpretace smyslových informací mozkiem. Nesprávné smyslové vjemy mohou být někdy až tak silné, že piloti přestanou věřit přístrojům a následují neadekvátní zásahy do řízení. To však může skončit i tím, že se letadlo dostane do nezvyklé polohy a let skončí katastrofou.

Statistiky ukazují, že prostorová dezorientace byla přispívajícím faktorem u 37% nehod ve všeobecném letectví a u 12% nehod v obchodní letecké dopravě. Jedná se o jeden z



nebezpečnějších stavů a až 80 % nehod způsobených přímo prostorovou dezorientací jsou fatální [5].

Vestibulární iluze se mohou dělit dle různých kritérií. Obecně toto dělení však není jednotné, jelikož v každém zdroji je uvedeno jinak. Jedním z možných způsobů, jak rozdělit vestibulární iluze, je na somatogyrální iluze, tzn. iluze náklonu a rotace při vodorovném letu, dále na iluzi vodorovného letu při zatáčce, iluzi náklonu, Coriolisovu iluzi, vertigo, graveyard spin iluzi, somatogravickou iluzi a iluzi inverze [9].

Dle konzultanta v letecké medicíně Newmana [10] patří pod vestibulární iluze somatogravická iluze, iluze náklonu, Coriolisova iluze, iluze při překročení G a somatogyrální iluze, kterou jinak nazývá jako graveyard spin nebo graveyard spiral.

Učebnice vydaná Oxford Aviation academy má dělení pouze na iluze náklonu neboli somatogyrální iluze a somatogravické iluze. Rozdělení je dle dělení místa dráždění, tzn. semicirkulární kanálky pro somatogyrální iluze a otolity pro somatogravické iluze, přičemž další dílčí dělení zde není specifikováno. Uvádí i termín Graveyard spin a definuje ho jako výsledek špatného vybrání vývrtky, která je způsobena somatogyrální iluzí. Je zde také zvlášť definovaný pojem Coriolisův efekt [5].

FAA v jedné ze svých publikací uvádí také dělení dle místa dráždění [6], tzn. v semicirkulárních kanálcích nebo ve vejčitém a kulovitém váčku. Dělení je na somatogyrální a somatogravické iluze. Do somatogyrálních iluzí zahrnuje iluzi náklonu, graveyard spin, graveyard spiral a Coriolisovu iluzi. Do somatogravických iluzí se pak zahrnuje iluze inverze, head-up iluze a head down iluze.

V učebnici pro piloty Pilot's Handbook of Aeronautical Knowledge od FAA [8] je však rozčlenění vestibulárních iluzí odlišné od předchozí publikace. Zde dělení není podle vlivu na vestibulární aparát, ale obecně zde patří pod vestibulární iluze Coriolisova iluze, iluze náklonu, graveyard spin, somatogravická iluze, iluze inverze a elevator iluze.

Další možnost rozdělení je dle JAA [11] a jedná se opět o rozdělení, které není odlišeno na místa působení dráždění. Dle JAA se tedy vestibulární iluze dělí na iluzi náklonu, somatogravickou iluzi (v klopení, bočení a zatáčení), okulogravickou iluzi, elevator iluzi, vertigo, somatogyrální iluzi, okulogyrální iluzi, Coriolisovu iluzi a vertigo.



Simulátor GYRO IPT II, na kterém se provádí výcvik prostorových dezorientací, má možnost implementovat následující vestibulární iluze. První iluzí jsou somatogravické iluze, které jsou definovány jako klamný dojem sklonu po náhlém zrychlení nebo zpomalení při letu za zhoršených podmínek. Další iluzí je somatogyrální iluze, která je popsána jako klamný pocit vlastní rotace v důsledku neschopnosti polokruhovitých kanálků trvale registrovat rovnoměrný pohyb. Poté umožňuje navození okulogravické iluze, což je klamné vizuální vnímání polohy vycházející z lineárního zrychlení, neboli vizuální prvek somatogravické iluze a okulogyrální iluze, tzn. vizuální klamný dojem vlastní rotace během nebo po provedení manévru, neboli vizuální prvek somatogyrální iluze. Další iluzí je graveyard spirála, u kterého dochází ke klamnému vnímání úhlového zrychlení opačným směrem po delším spirálním obratu a graveyard spin, což je dojem rotace po delším točení opačným směrem. Na simulátoru lze implementovat i nystagmus, který je definován jako opakovaný kompenzační reflexní pohyb očí způsobený neustálou úhlovou stimulací polokruhovitých kanálků. Další iluzí je Coriolisova iluze, která je popsána jako pocit závratě, který následuje po stimulaci polokruhovitých kanálků ve dvou nebo více osách z důvodu vícenásobného úhlového zrychlení. Dále je zde možnost navození iluze náklonu, což je klamný pocit náklonu po zotavení se z podprahového klonění opačným směrem. Poslední vestibulární iluzí je elevator iluze, tzn. klamné vnímání vertikálního pohybu způsobené při náhlém přerušení stoupání nebo při vlivu turbulence.

Z výše uvedeného popisu lze odvodit, že rozdělení vestibulárních iluzí není sjednocené a každá publikace uvádí rozdílné způsoby. Není možné tedy určit jeden správný způsob dělení. V této práci jsou vestibulární iluze rozčleněny na čtyři základní iluze podle způsobu navození a to na somatogyrální iluzi, iluzi náklonu, Coriolisovu iluzi a somatogravickou iluzi. Ostatní výše zmíněné iluze jsou podskupinou nebo deriváty právě zmíněných iluzí, proto zde již nejsou vypsány. V následujících podkapitolách jsou vybrané čtyři iluze detailně definovány spolu s popisem způsobu navození. U všech iluzí nezávisle na způsobu navození ale platí, že pilot musí při boji s iluzemi vyřadit své pocity a dojmy a musí vždy věřit přístrojům. Pokud se tak nestane, může těmto iluzím podlehnout a let může skončit katastrofou.

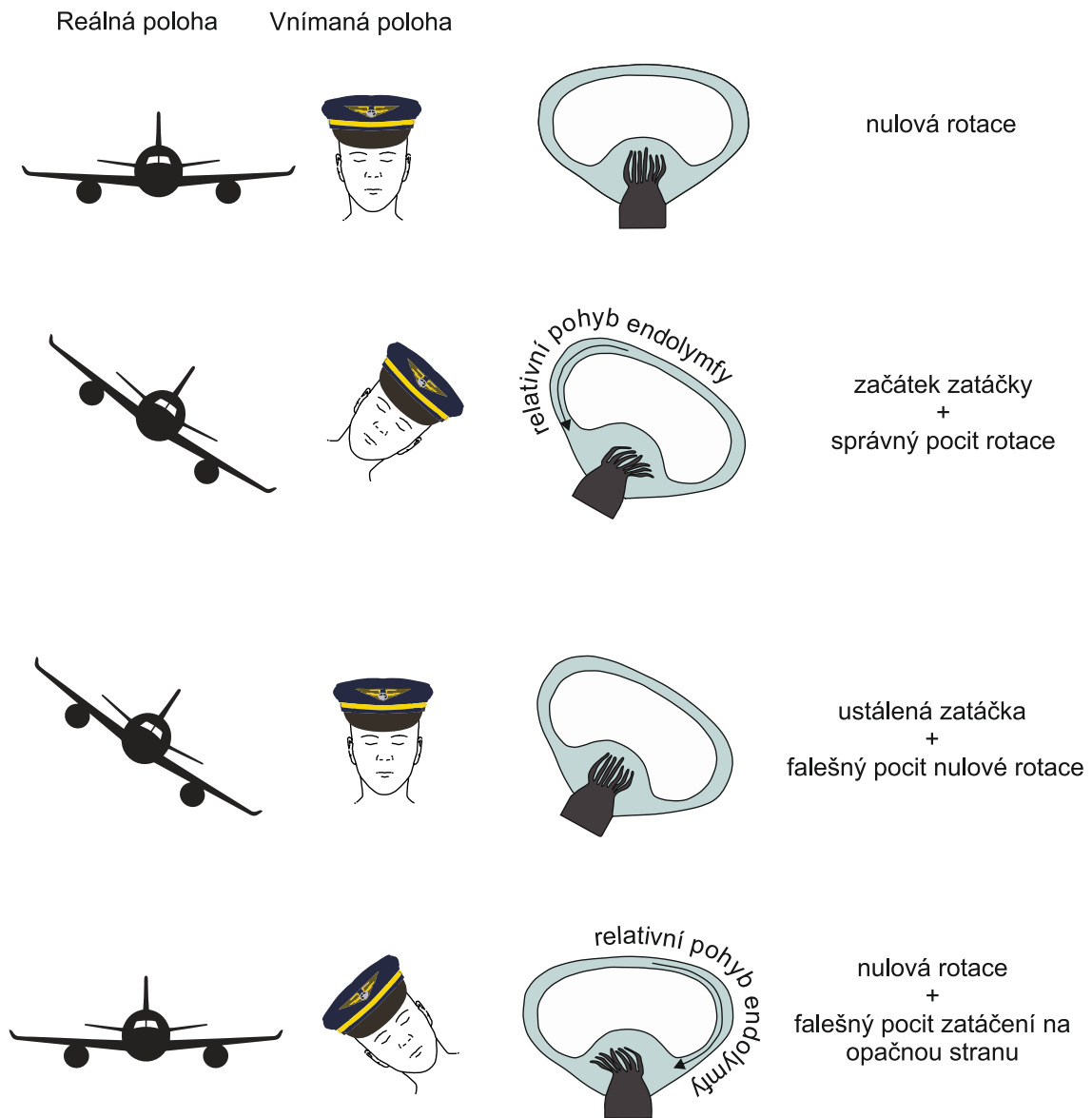


1.1.1 Somatogyrální iluze

Somatogyrální iluze je falešný pocit zatáčení, který vyplývá z nesprávného pochopení velikosti nebo směru skutečné rotace. Během vstupu do zatáčky reagují polokruhovitě kanálky počáteční úhlové zrychlení. Když se zatáčka ustálí a pilot bude provádět koordinovanou zatáčku, bude změna úhlového zrychlení téměř nulová. V této situaci ale polokruhovitě kanálky nebudou stimulovány, jelikož reagují pouze na změnu úhlového zrychlení. Vestibulární systém pošle informaci do mozku a ten pak vyhodnotí, že se jedná o horizontální přímočarý let, i když se ve skutečnosti provádí zatáčka [10]. Tato situace je graficky popsána na obrázku 1.6. Čas, během kterého se vestibulární systém stabilizuje na úhlové zrychlení a pilot pak může mít pocit, že zatáčení skončilo, je 15 – 30 s [12].

Když poté pilot přivádí letadlo do přímočarého horizontálního letu, endolymfa se uvnitř polokruhovitých kanálků pohne na opačnou stranu. Když je ale letadlo v přímočarém horizontálním letu a kanálek je v klidu, endolymfa uvnitř se stále pohybuje setrvačností. To vede k falešnému pocitu, že letadlo zatáčí na opačnou stranu [9]. Tento falešný pocit zatáčení na opačnou stranu může přetrvávat až 15 s [12]. Pokud pilot uvěří pocitu, že zatáčí například doprava, bude se to snažit opravit tím, že přejde do jeho vnímaného přímočarého horizontálního letu. Ve skutečnosti ale přejde znovu do levé zatáčky a navíc bude ztrácet výšku. Se snahou udržovat konstantní výšku přitáhne řízením, ale tím způsobí jenom utáhnutí zatáčky. Pokud pilot podlehne této iluzi a nepřevéde letadlo reálně do horizontálního letu, letadlo bude pokračovat v levé zatáčce a bude ztrácet výšku do chvíle kdy narazí do země. Tento stav je označován jako Graveyard spiral [6].

Termín Graveyard spin se používá pro popis výsledku nesprávného srovnání vývrtky, která je způsobená právě somatogyrální iluzí a může vést ke katastrofě. Během dlouhotrvající vývrtky se endolymfa uvnitř polokruhovitých kanálků ustálí a způsobí vyrovnání vláskových buněk. Když pilot zahájí vybrání vývrtky, dojde opět k pohybu vláskových buněk (stejně jako při převedení letadla ze zatáčky do přímočarého letu). To způsobí u pilota silný pocit vstupu do vývrtky na druhou stranu [5]. Podlehne-li pilot pocitu, že letadlo vstupuje například do



Obrázek 1.6: Somatogyrální iluze.

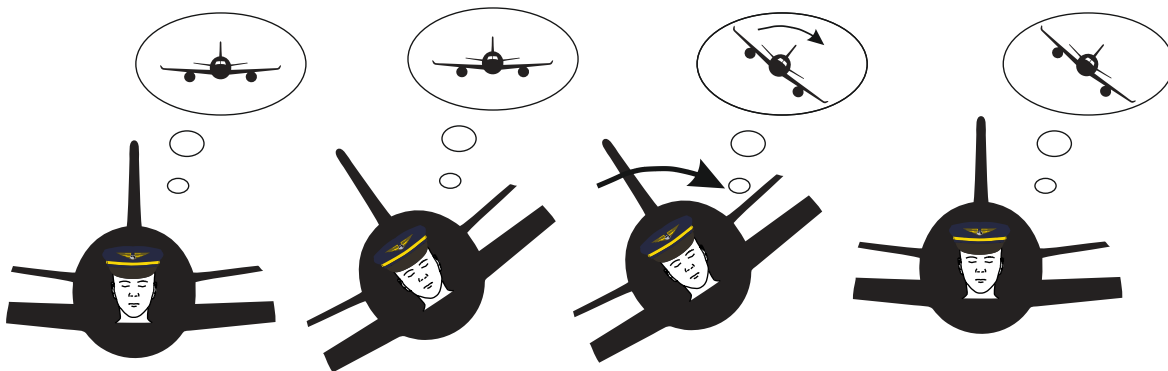
pravé vývrtky, tak sešlápne levý pedál řízení směrového kormidla. Pokud této iluze podlehne, navrátí letadlo do původní vývrtky [5].

1.1.2 Iluze náklonu

Iluze náklonu je považována za jednu z nejčastěji se vyskytujících iluzí za letu a je způsobená náhlým navrácením se do horizontálního přímočarého letu následujícím po postupném dlouhotrvajícím náklonu, kterého si pilot nevšiml.

Důvodem, proč by si toho pilot nemusel být vědom je, že vystavení pilota na úhlové zrychlení například $2^\circ s^{-2}$ nebo méně je podprahové. Tekutina tak zůstane nehybná vůči stěnám polokruhovitých kanálků a ony nejsou schopny zrychlení detekovat. Navíc, bude-li pilot zaneprázdněn a nebude správně skenovat přístroje, bude mít stále pocit, že letí v horizontálním přímočarém letu [6].

Jakmile si pilot svojí chybu uvědomí a dojde ke srovnání do horizontálního letu po takovém náklonu nebo zatáčce, může to u něj vyvolat pocit, že je letadlo nakloněno na opačnou stranu. To je způsobeno tím, že tato oprava je však provedena již takovou rychlostí, že je vestibulárním systémem zaznamenána. Podlehne-li pilot této iluzi, navrátí letadlo zpět do náklonu, kam se původně samovolně dostal před opravou. Tím má mozek pocit, že letí bez náklonu [9]. Graficky je tato situace ilustrována na obrázku 1.7.



Obrázek 1.7: Iluze náklonu.



Typická situace, kdy může tato iluze nastat je tehdy, když se letadlo začne pomalu naklánět na jedno křídlo například z důvodu poryvu větru, nepozorností nebo při vstupu do zatáčky podprahovou rychlostí na zaznamenání vestibulárním systémem. Falešný pocit náklonu může přetrvávat ve výjimečných případech až hodinu. Aby pilot překonal tuto iluzi, musí pečlivě sledovat přístroje [9, 11].

1.1.3 Coriolisova iluze

Coriolisova iluze je jednou z nejextrémnějších forem dezorientace a je způsobená interakcí úhlového zrychlení ve více než jedné ose. Vzniká tehdy, když jsou drážděny dva a více polokruhovitých kanálků současně.

Nastává, když je pilot v zatáčce dostatečně dlouho na to, aby se endolymfa začala pohybovat stejnou rychlostí jako polokruhovitý kanálek. Pohyb hlavou v jiné ose, než je osa otáčení, může navíc způsobit pohyb endolymfy v kanálku jiném [8]. Pohyb hlavy může být dán nakloněním nebo otočením hlavy, například při pohledu na jinou část palubní desky, ven kabiny či na mapu, atd. Vytvoří se tak silný konflikt v našem mozku a ten pak může vyvolat pocit současného otáčení se, klopení a klonění [6]. Tato akce pak způsobí, že si pilot myslí, že letadlo provádí manévr, i když ve skutečnosti ale žádný manévr neprovádí. Proto pak může dezorientovaný pilot s cílem srovnat svoji vnímanou polohu vymanévrovat letadlo do nebezpečné polohy nebo ztratit kontrolu nad letadlem [8].

Z tohoto důvodu je proto velmi důležité, aby si piloti vyvinuli takové skenování palubních přístrojů, kde jejich pohyby hlavy budou minimální.

1.1.4 Somatogravická iluze

Somatogravická iluze je způsobena lineárním zrychlením. Jedná se o stav, při kterém má pilot silný pocit stoupání během akcelerace letadla, nebo naopak klesání během decelerace. Jádrem problému je fakt, že otolity nedokáží rozlišit lineární zrychlení v důsledku translace a zrychlení v důsledku gravitace. Graficky je tato situace ilustrována na obrázku 1.8. Ve



spolupráci se zrakovým ústrojím ale lze správně interpretovat pohyb těla. Problém nastává v případě, kdy není dostatek vizuálních podnětů.

Rapidní zrychlení, jako je například během vzletu, dráždí otolity ve stejném smyslu, jako by tomu bylo při náklonu hlavy dozadu. Kvůli absenci vizuálních podnětů, které by potvrdily skutečnou letovou polohu, mozek předpokládá, že je místo lineárního zrychlení zvednutá před letadla. Dezorientovaný pilot pak zareaguje tak, že potlačí řízení, aby se zbavil pocitu stoupání a nabral tak pocit normálního sklonu [8]. Tento manévr ale vyústí v sestup letadla a vzhledem k tomu, že tato iluze nastává většinou během vzletu v malé výšce, je zde riziko letu a následně nárazu do země. Tato iluze vedla v průběhu let k již několika nehodám [10].

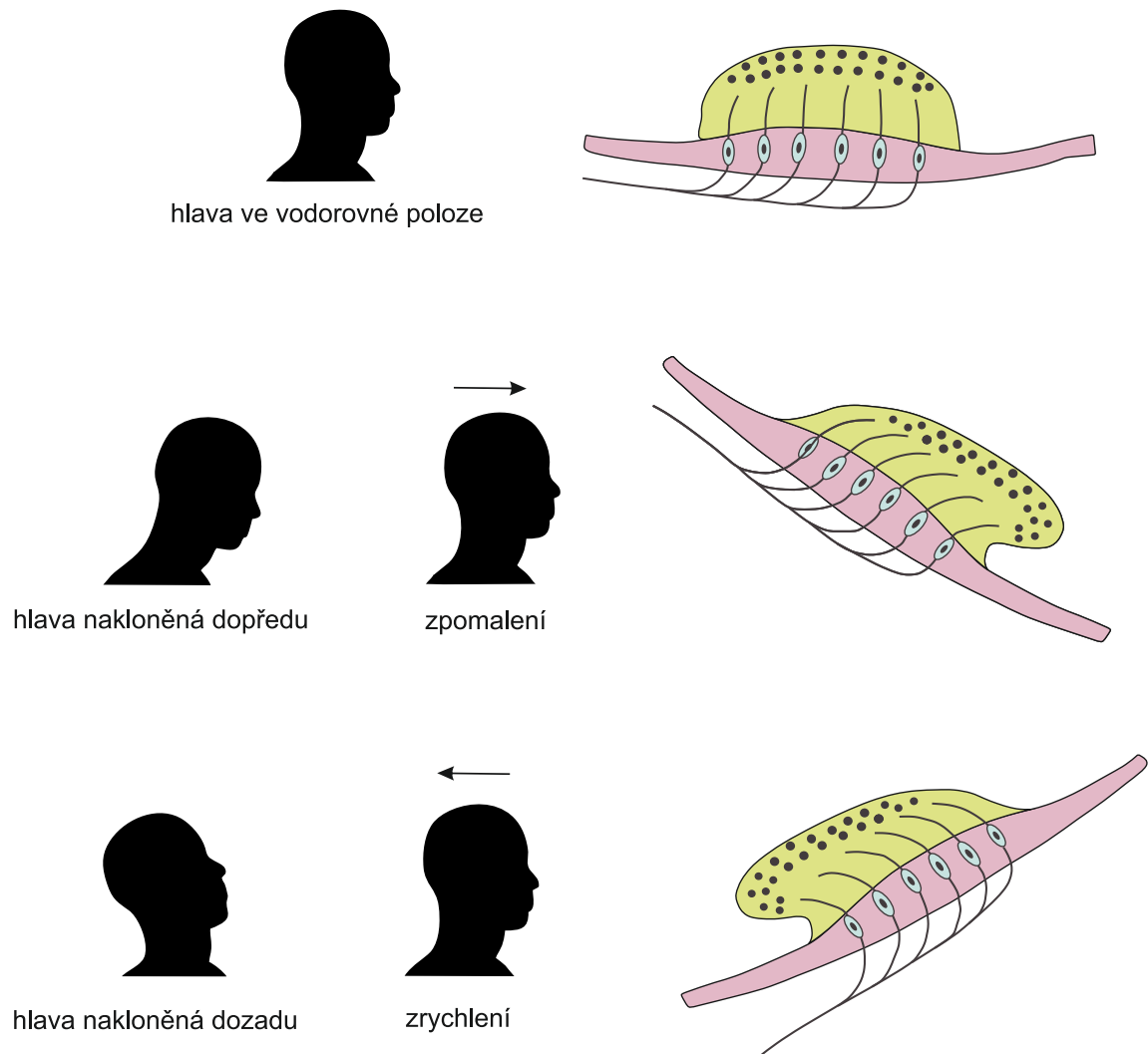
Opačná forma této iluze může nastat při náhlém zpomalení. Dojde-li k tomu v podmínkách s nedostatkem vizuálních podnětů, může mít pilot pocit klopení směrem dolů, tedy pocit klesání. Zmatený pilot pak v důsledku může přitáhnout s cílem opravit svoji vnímanou polohu. To však způsobí pokles rychlosti a pokud pilot včas nezareaguje, tak následuje pád. Má-li pilot dostatečnou výšku, může pádu zabránit. Pokud pilot nebude správně a efektivně sledovat přístroje, může se situace zhoršit natolik, že se pilot stane skutečně dezorientovaným a zmateným a ztratí kontrolu nad letadlem [10].

1.2 Vyšetření vestibulárního reflexu a vestibulospinálních reflexů

Diagnostika vestibulárních poruch je považována za poměrně náročnou. To je dáno zejména tím, že vestibulární orgán ve vnitřním uchu a jeho související nervy a mozková centra tvoří komplexní systém, který slouží k mnoha funkcím a může být ovlivněn řadou vnějších faktorů. Pro kontrolu funkce a objektivní hodnocení funkce vestibulárního systému v dnešní době existuje velká řada důkladných vyšetřovacích možností a několik různých druhů testů.

1.2.1 Hodnocení vestibulo-okulárního reflexu

Hlavní roli při vyhodnocení funkce labyrintu dnes stále představuje kvantitativní hodnocení vestibulo-okulárního reflexu, také nazýváno jako VOR, které se odehrává pomocí registrace očních pohybů. Hlavním parametrem je pak rychlost pomalé fáze nystagmu, která je



Obrázek 1.8: Somatogravická iluze.

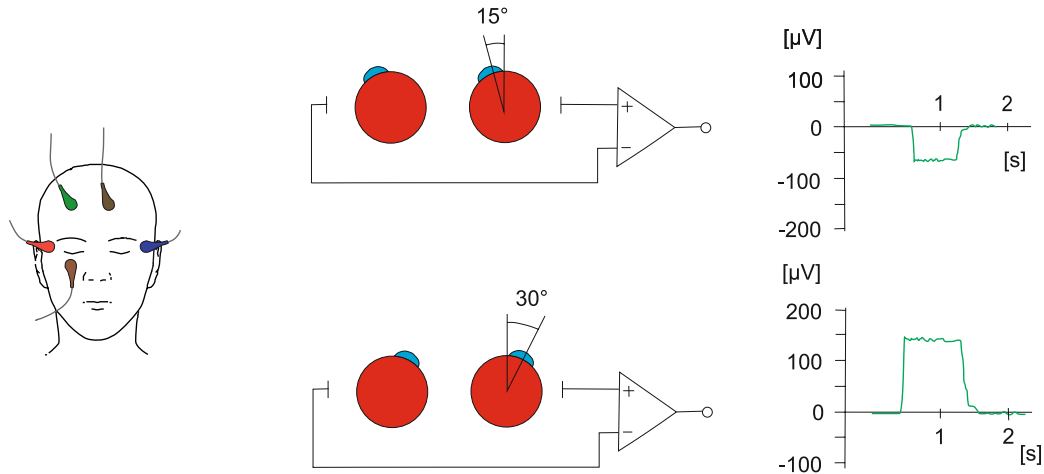


vyvolaná rotační nebo kalorickou stimulací. Jedná se tedy o nepřímé hodnocení aktivity vestibulárních jader. Metody, které se v praxi používají k registraci očních pohybů, jsou elektronystagmografie nebo video-okulografie [13].

Rotační způsob stimulace je založen na stimulaci vestibulárního systému okolo vertikální osy. Rotačních zkoušek je více druhů ale dnes se rutinně používá sinusová rotace, kdy rotuje křeslo s frekvencí 0.05 Hz a maximální rychlostí 90° s^{-1} , přičemž zkouška není stranově specifická. Po zastavení pohybu rotačního křesla se pak dá zaznamenat post-rotační nystagmus. Dalším způsobem může být rotující pozadí, které se skládá ze střídavých pruhů bílé a černé barvy [13, 14].

Dále je možné provést zaznamenání očních pohybů při provokačních testech pomocí kalorické zkoušky. Základem je tepelný gradient, který vzniká v endolymfě výplachem zevního zvukovodu vodou o různé teplotě. Jedná se konkrétně o výplach uší vodou o teplotě 44°C 30°C , přičemž se provádí celkem čtyři zkoušky v určitém pořadí. Ve výsledku má tento test vyprodukovat po krátkou dobu škubané pohyby očí, tzn. nystagmus. Kalorický test nevyšetřuje vertikální kanálky, ale pouze laterální kanálek [13, 15].

Elektronystagmografie je osvědčená metoda registrace očních pohybů pomocí elektrod nalepených po stranách orbity. Teoretickým základem této metody je korneo-retinální potenciál očního bulbu k zaznamenání pohybu oka vůči pevným elektrodám [16]. Lidské oko se chová jako elektrický dipól se záporným pólem na sítnici a kladným pólem na rohovce. Rotační pohyby oka pak produkují změny elektrického potenciálu ve svém bezprostředním okolí. Tyto nepatrné změny v korneo-retinálním potenciálu lze zachytit vhodnými elektrodami, které jsou umístěny na obličeji na opačných stranách oka. Při pohybech oka jsou pak elektrody vystaveny více jednomu či druhému pólu a to pak vyvolává měřitelnou změnu potenciálu, přičemž lze měřit horizontální i vertikální pohyby oka. K zaznamenání pohybů v horizontální rovině jsou elektrody umístěny na vnějším koutku oka. Vertikální pohyby jsou zaznamenány na separátním kanálu pomocí elektrod, které jsou umístěny nad a pod okem. Dále je nutné elektrické uzemnění pacienta pomocí další elektrody [17]. Rozmístění elektrod je zobrazeno na obrázku 1.9.



Obrázek 1.9: Elektronystagmografie.

Korneo-retinální potenciál se liší u každého člověka a je závislý na vizuální ostrosti a osvětlení. Když jsou oči v neutrální poloze, je zaznamenán základní potenciál. Pohled vpravo produkuje posun v korneo-retinálním potenciálu a souběžně i vychýlení na zapisovači. Konvenčně bylo určeno, že pohled doprava odpovídá pozitivnímu potenciálu a ten koresponduje s vychýlením směrem nahoru na zapisovači. Pohled doleva by produkoval negativní potenciál a vychýlení signálu směrem dolů na zapisovači [18]. Graficky je tato situace zobrazena na obrázku 1.9.

Metoda ENG umožňuje záznam v rozsahu $\pm 40^\circ$ s rozlišením 1° . Ačkoli se jedná o poměrně robustní metodu, je ENG relativně levná a neinvazivní metoda. Další výhodou je i možnost sledování pohybu očí za různých světelných podmínek i se zavřenými víčky. Tato metoda je tedy přívětivá i pro spánkové studie. Nevýhodou ENG je nemožnost zaznamenání torzních pohybů oka a možné artefakty, které jsou dány kolísáním amplitudy odpovědi v závislosti na změně kožního odporu a úrovně adaptace na světlo. Mezi další nevýhody patří i poměrně malá citlivost. Pro klinickou diagnostiku je však tato citlivost uspokojivá [13, 14].

Za posledních pár let došlo k vyvinutí metody videonystagmografie, která se vyznačuje užitím infračerveného systému. Metoda VNG postupně vytlačuje metodu ENG vzhledem k jeho výhodám. Mezi výhody patří zejména fakt, že vyšetření metodou VNG je méně



časově náročně a disponuje snadnou manipulací. Dále VNG umožňuje registraci pohybů ve třech stupních volnosti. Nejvýznamnější nevýhodou je nemožnost registrace při zavření oka a optické artefakty [13, 15].

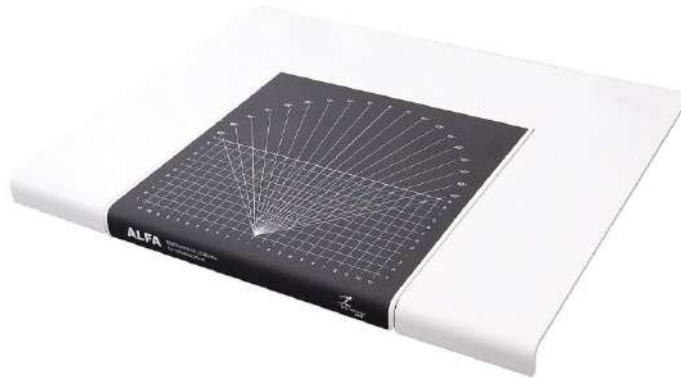
1.2.2 Posturografie

Posturografie je jednou z vyšetřovacích metod, které se používají k měření posturální stability spontánních pohybů těla. Posturální stabilita je komplexní systém, který nám umožňuje udržovat rovnováhu v klidové pozici. Obecně se rozlišují dva typy, a to statická posturografie a dynamická posturografie.

Během statické posturografie jsou orientace těla a pohyby těla subjektu detekovány zatímco subjekt stojí na pevné podložce s fixní orientací vzhledem ke gravitaci. Nedochází tedy k pohybování subjektu nebo plošiny. Je založena na principu vychylování souřadnic pacientova těžiště v průběhu stoje. Výsledkem jsou grafické a numerické výsledky [19]. Statická posturografie může zkoumat postoj na jedné nebo na obou nohách i se zavřenými očima a poté vyhodnocovat vliv na rovnováhu [20]. Statická posturografie, označována též jako stabilometrie, bývá někdy považována za pouhou objektivizaci Rombergova testu [21].

Vyšetřením pomocí Rombergových testů se zjišťují motorické funkce, které se posuzují na základě posouzení postoje, rovnováhy a chůze pacienta. Je považován za jednu z nejčastěji se vyskytujících statických zkoušek rovnováhy v praxi a skládá se ze tří modifikací. Ve všech případech je hlava v přímém postavení. Běžná varianta je popisována pomocí tří následujících stojů. Stoj I je stoj se vzdáleností chodidel od sebe na vzdálenost šířky ramen nebo jedné stopy. Stoj II je stoj spojný, tzn. nohy a chodidla jsou těsně u sebe. Stoj III, který je také nazýván jako Rombergův stoj, je stoj spojný se zavřenými očima. Zavřením očí se vyřazuje zraková informace a na rovnováze se pak podílí čistě jen vestibulární a somatosensorický systém. Je-li vestibulární systém poškozen, somatosensorický systém pak nedokáže rovnováhu sám udržet. Cílem vyšetření je zjistit deviace a kolísání těla pacienta. Významným příznakem je také směr výchylky těžiště nebo tendence k pádu [2, 22].

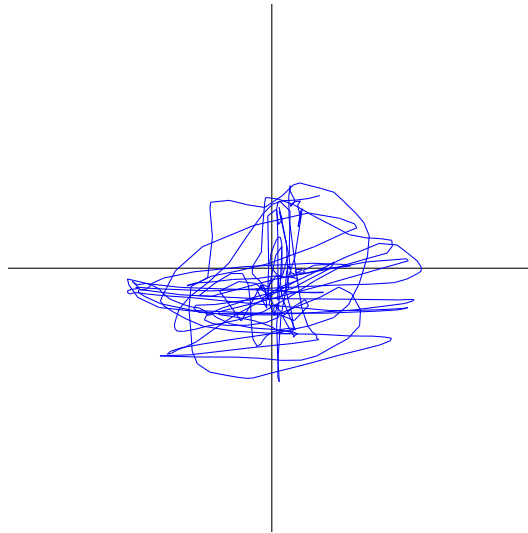
Základem stabilometrie je tedy klidný a vzpřímený postoj, každopádně existují i studie, které se soustředí i na polohy v sedě. K měření se využívají rovinné desky s tlakovými či siloměrnými čidly, viz obrázek 1.10.



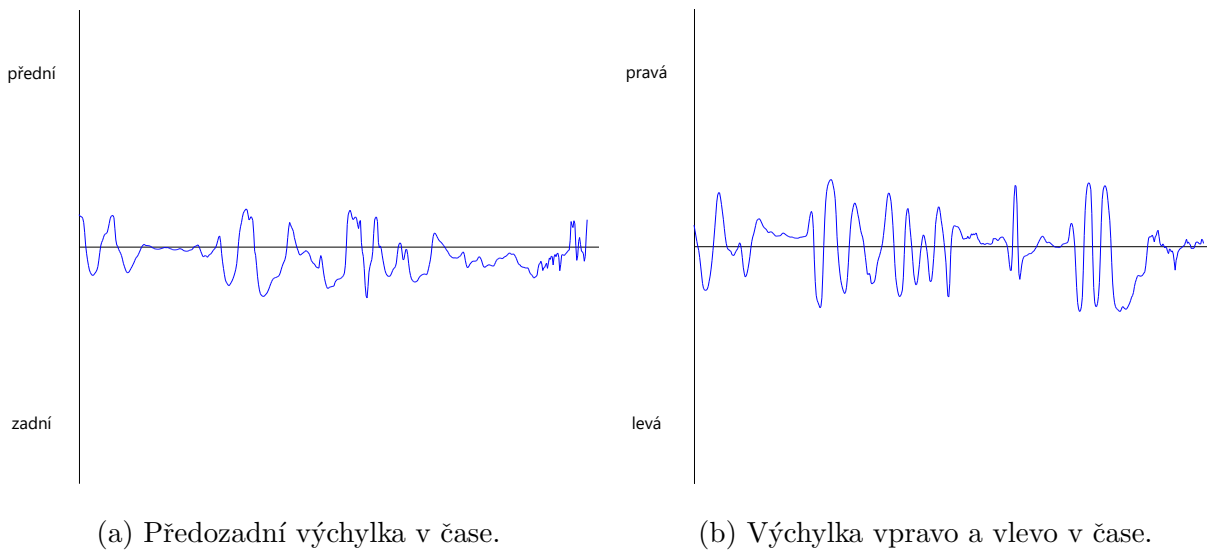
Obrázek 1.10: Stabilometrická plošina [1].

Během měření se určuje poloha COM, neboli Center of Mass. To je bod, kolem kterého je tělesná hmotnost rozložena a poloha COM odpovídá poloze výsledné reakční síly, tj. kontaktní síly pod oběma chodidly na plošině [23]. Vyšetření jsou dále založena na principu měření výkyvů souřadnic center tlaků COP, přičemž COP při statické posturografii odpovídá právě průmětu těžiště těla do podložky [24]. Jedná se o bod středu rozložení tlaků, neboli bod, kolem kterého je rovnoměrně distribuována výsledná reakční síla působící po celé styčné ploše segmentů těla s plošinou. V případě, že subjekt na plošině pouze stojí a nepohybuje se, bude poloha COP odpovídat kolmému průmětu těžiště COM do roviny desky [23]. Silové platformy fungují jako dynamometry a zaznamenávají interakce mezi chodily a zemí. V dnešní době se většinou používá jedna silová platforma. V tomto případě pak COP reflektuje jak vliv svalů kotníku a namáhání každé končetiny, tak pohyb COM celého těla. Používají-li se dvě silové platformy, každá na jednu nohu, mohou se měřit rozdíly mezi pravou a levou COP [24]. Výsledkem stabilometrie je pak stabilogram s grafickým záznamem trajektorie COP,

který je zobrazen na obrázku 1.11. Další možností zobrazení může být předozadní výchylka a výchylka ve směru vpravo a vlevo (viz obrázek 1.12).



Obrázek 1.11: Stabilogram.



Obrázek 1.12: Výchylka ve dvou rovinách v závislosti na čase.

Dynamická posturografie je složitější metodou objektivního měření posturální rovnováhy a vyznačuje se tím, že zahrnuje použití experimentálně vyvolaných poruch rovnováhy. Běžnou variantou je užití pohyblivé platformy, na které subjekt stojí. V minulosti byly pohyblivé



platformy schopny dodávat perturbace pouze v jednom směru, a to v antero-posteriorní rovině. Zlom nastal až koncem dvacátého století, kdy novější modely již umožňovali perturbace i v několika směrech [25]. Dynamická posturografie se využívá pro hodnocení mechanismů smyslových vstupů nervové soustavy za přirozených i nefyziologických podmínek (např. zrak, somatosenzorika, vestibulární systém), centrálního zpracování a motorické odpovědi. Navíc lze vyšetřením rozlišit, jestli se jedná o sensorický nebo motorický deficit posturální kontroly [19].

1.2.3 Akcelerometrické systémy

V posledních letech došlo k rozšíření další vyšetřovací metody lidského pohybu, a to akcelerometrů, které mají oproti plošinám několik výhod. Hlavními nevýhodami plošin jsou jejich vysoké ceny, obrovské rozměry, nepraktičnost. Ve srovnání s tím jsou akcelerometrické systémy relativně levné, mají malé rozměry a snadno se s nimi manipuluje [26].

Akcelerometry jsou obecně zařízení, která jsou schopny měřit zrychlení. Dnes existuje velké množství druhů akcelerometrů, jako jsou kapalinové, reluktivní, kapacitní, magnetické, piezoelektrické, servo, kapacitní, tenzometrické atd. [27]. Pro vyšetřování lidského pohybu se ale běžně používají akcelerometry tenzometrické, piezorezistivní, kapacitní a piezoelektrické. Základní mechanismus měření zrychlení je založen na systému hmoty a pružiny, který je popsán pomocí Hookova zákona a pomocí Newtonova druhého pohybového zákona. Pokud je tento systém hmoty a pružiny vystaven kompresi nebo napnutí v důsledku pohybu, bude pružina generovat sílu, který bude úměrná kompresi nebo napínání. Ze znalosti pružiny a hmotnosti hmoty lze pak kombinací výše zmíněných zákonů dopočítat zrychlení [28].

Při vyšetření stability se mohou používat i komplexnější systémy, jako jsou inerciální měřicí jednotky IMU (Inertial Measurement Unit), které obsahují kromě akcelerometru také gyroskop. Ty jsou malé, přenosné zařízení, které jsou nezávislé na inklinaci v prostoru a je dokázané, že jsou srovnatelné s měřeními COM a s analýzou stability na silových platformách [29]. Tento systém je navíc schopný měřit orientaci v prostoru. To samotný akcelerometr neumí. Gyroskopy mohou být typu FOG (Fiber Optic Gyros), které jsou založeny na Sagnacově efektu, nebo typu MEMS (Micro-Electro-Mechanical Systems). Ty jsou založeny



na Coriolisově efektu, při kterém dochází k výchylce hmoty vycházející z rotace [30]. IMU měří 3D úhlové zrychlení, 3D zrychlení a gravitační zrychlení a poté lze pomocí počáteční polohy a orientace získat kompletní kinematiku IMU [31]. Měřicí systémy IMU mohou sestávat z libovolného množství IMU, které se umísťují na více míst na těle a poté z centrální jednotky pro sběr dat.

1.3 Shrnutí kapitoly

Z výše uvedeného textu vyplývá, že v problematice vestibulárních iluzí chybí ucelený přehled. To se týká zejména dělení jednotlivých vestibulárních iluzí. Nicméně studií ohledně vestibulárních iluzí existuje obrovská řada. Téměř žádná z nich se však nezabývala podobným tématem, kterým se zabývá tato diplomová práce. Stále tedy zůstává otevřená otázka indikátorů, které by mohli determinovat nebo diskriminovat vestibulární iluze a proto je tato práce orientována tímto směrem.



2 Metody

Za účelem, aby bylo možné eliminovat limitace zjištěné v současném stavu poznání se nastavila metodika popsáná v této kapitole. Zde je popsán vlastní přístup k řešení daného problému vestibulárních iluzí. Obsahuje detailní popis celého experimentu, vč. využitých přístrojů, softwaru, subjektů atd. Dále jsou zde popsány metody analýzy a hodnocení dat včetně statistický analýz, které se využily.

2.1 Subjekty

V tomto experimentu se výzkumný vzorek skládal ze zkušených pilotů. Celkem šestnáct pilotů se dobrovolně účastnilo této studie. Jednalo se o aktivní piloty, kteří neměli předchozí zkušenost se simulátorem GYRO IPT-II. Piloti byli ve věkovém rozmezí od 23 do 75 let. Vzhledem k tomu, že byli všichni držiteli 1. třídy zdravotní způsobilosti, měli normální zrakovou ostrost a jakékoli vestibulární či zrakové poruchy byly vyloučeny. Všech 16 subjektů bylo monitorováno sadou přístrojů, které jsou popsány v dalších kapitolách, během provádění úkonů představující pilotáž. Před experimentem podepsali všichni účastníci informovaný souhlas s podrobnostmi, že veškeré informace byly dostatečně vysvětleny a účast je dobrovolná.

2.2 Procedura

Na již zmíněný projekt a zároveň i tuto diplomovou práci byly vytvořeny specifické letové profily, při kterých byla měření prováděná. Celkem byly vytvořeny tři letové profily, přičemž každý byl dlouhý cca 30 *min*. Profily byly vytvořeny na základě osnovy klasického IFR simulátorového výcviku. Veškeré lety probíhaly na letišti PHNL - Daniel K. Inouye International Airport s využitím radionavigačních zařízení a bez dalšího provozu. Inspirací byly profily, které se již běžně používají pro výcvik u vojenských profilů.



Byly zkoumány čtyři iluze. Konkrétně se jednalo o iluzi somatogravickou, somatogyrální, Coriolisovu a iluzi náklonu. V rámci půlhodinového profilu byly zmíněné iluze naplánovaly tak, aby mezi nimi byl dostatečný rozestup a ovlivnění bylo tedy co nejmenší.

První letový profil obsahoval prvky, které odpovídají počáteční fázi IFR simulátorového výcviku jako například lety podle přístrojů, vodorovný let, stoupání, klesání, zatáčky, změny rychlostí, změny konfigurace, změny frekvence, udržování dané vertikální rychlosti atd. Tento profil byl naprogramován pouze na základě specifických časů, kdy má instrukce přijít a poté na základě podmínek, především překročení parametru heading, roll nebo pitch pro spuštění iluze. Posloupnost profilu spolu s podmínkami je popsána na obrázku 2.1. Veškeré hlasové pokyny jsou označeny jako DF_x.y.z a jsou podrobně rozepsány ve sloupci s názvem *Note*.

Druhý letový profil odpovídal fázi uprostřed IFR simulátorového výcviku. Proto tento profil obsahuje základní IFR postupy, jako je například holding, procedure turn, base turn a let pomocí radionavigačních zařízení. Na tento profil měl subjekt k dispozici mapu s jednotlivými postupy a byl předtím řádně nabriefován. Mapa s vyznačenými postupy, kterou subjekt měl, je zobrazena na obrázku 2.2.

Profil začíná přímo na dráze 26R a poté se provádí odlet přímo ve směru dráhy. Vektorováním je pak pilot přiveden nad VOR HNL a má provést base turn (ružová křivka), dále má plynule navázat na holding (modrá křivka). Po holdingu je pilot instruován, aby nalétl R-138 a ve vzdálenosti 5 *NM* udělal pravou procedure turn.

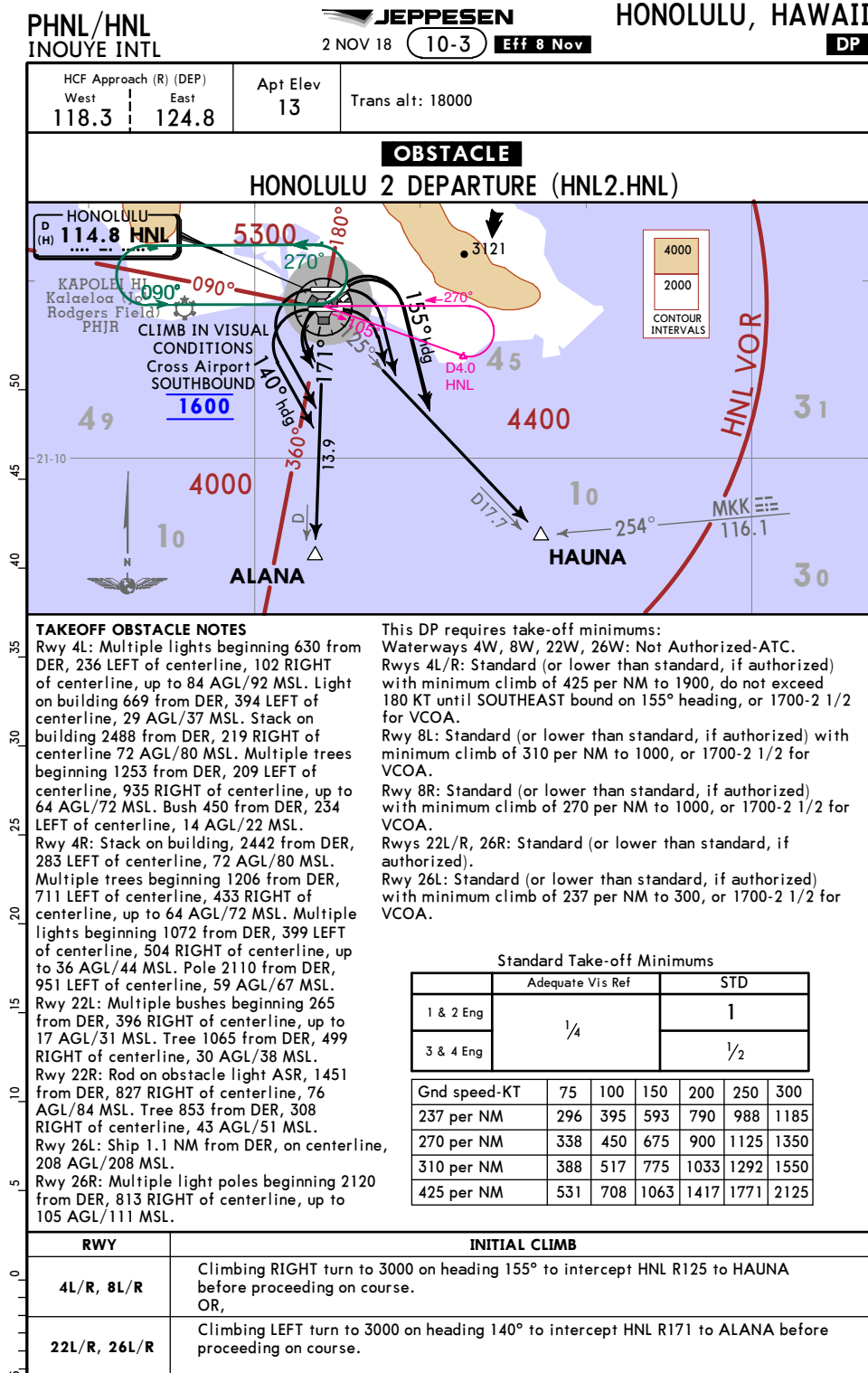
Variabilita od ideální trajektorie je v tomto profilu i daleko menší, protože celý let je závislý na radionavigačních zařízeních. Tento profil byl naprogramován zejména na základě splnění určitých podmínek, ať už se jedná o překročení parametru pitch, heading, výška, rychlost či náklon, atd. První iluze nastává ihned po vzletu a jedná se o somatogravickou iluzi. Iluze náklonu je naprogramována na zatáčku, kde se provádí base turn. V první zatáčce na odletovou trať ve vyčkávání je Coriolisova iluze. Poslední, tedy somatogyrální iluze, se nachází v posledním obrazci při procedure turn. Posloupnost profilu spolu s podmínkami pro programování, jednotlivými instrukcemi a iluzemi je popsána detailně na obrázku 2.3.

Třetí profil odpovídal závěrečné fázi IFR simulátorového výcviku. V něm by pak měl být pilot schopen provést předešlé prvky a souvislý let od vzletu po přistání. Na tento



	approx. time	profile offset	SDP TIME	duration	conditionID	Note
			0		1_1	
	0:20	20	20	5,0	DF_1_1_1	Oscar Kilo Romeo Alpha Lima, turn left heading 0 9 0
	1:20	55	80	6,0	DF_1_1_2	Oscar Alpha Lima, descend 2 thousand 5 hundred feet altitude, maintain five hundred feet per minute
	2:40	74	160	3,0	DF_1_1_3	Oscar Alpha Lima, turn left heading 3 6 0
			163	1,0	HyperJMP to SGY	
	3:43	60	224	3,0	DF_1_1_4	Oscar Alpha Lima, turn left heading 1 1 0
			227	1,0	Roll < -5	
			228	40,1	Yaw -60; 1.5	SGY L
		0,9	269	1,0	Heading < 210	
	4:31	5	275	3,0	DF_1_1_6	Oscar Alpha Lima, level off and fly present heading
			278	1,0	Roll > -15	
			279	5,1	Yaw 0; 12	SGY STOP
	5:25	46,9	331	6,0	DF_1_1_7	Oscar Alpha Lima, climb altitude 3 thousand feet, maintain rate of climb 7 hundred feet per minute
	6:10	39,0	376	3,0	DF_1_1_8	Oscar Alpha Lima, turn left heading 0 3 0
	7:30	77,0	456	5,0	DF_1_1_9	Oscar Alpha Lima, make a right 3 6 0, maintain 45 degree bank turn
	8:35	60,0	521	6,0	DF_1_1_10	Oscar Alpha Lima, contact Honolulu Approach, 1 1 8 decimal 3
			527	1,0	HyperJMP to LNS	
	9:07	26,0	554	9,0	DF_1_1_11	Oscar Kilo Romeo Alpha Lima, starting from this heading, make a right, 20 degree banked, level turn and hold the turn until I tell you to roll out
			563	1,0	Roll > 5	
			564	11,0	Roll 3; 0.3; 0.3	LNS R
		-11,0	564	32,1	Yaw 16; 0.5	
		0,9	597	1,0	Heading > 270	
	9:49		598	4,0	DF_1_1_12	Oscar Alpha Lima, roll to wings level and maintain your heading
			602	1,0	Roll < 15	
			603	1,9	Roll -3; 4; 10	LNS STOP
		-1,9	603	8,1	Yaw 0; 2	
		-6,2	604,9	17,1	Roll 0; 0.2; 0.1	
	12:15	74,0	696	3,0	DF_1_1_13	Oscar Alpha Lima, reduce speed to eight zero knots
	12:40	52,0	751	6,0	DF_1_1_14	Oscar Alpha Lima, turn left heading 1 4 0 and descend altitude 2 thousand 5 hundred feet
	14:00	74,0	831	5,0	DF_1_1_15	Oscar Alpha Lima, Contact Honolulu Tower 1 1 8 decimal 1
	14:30	25,0	861	4,0	DF_1_1_16	Oscar Alpha Lima, increase speed to one zero zero knots
	15:20	45,0	910	3,0	DF_1_1_17	Oscar Alpha Lima, turn left heading 0 6 0
			913	1,0	HyperJMP to COR	
	16:14	51,0	965	5,0	DF_1_1_18	Oscar Alpha Lima, turn right heading 2 4 0 and climb altitude 3 thousand feet
			970	1,0	Roll > 10	
			971	30,1	Yaw 60; 2	COR R
	16:54	-9,1	992	3,0	DF_1_1_19_5	Oscar Alpha Lima, turn right heading 3 6 0
		7,0	1002	1,0	Heading > 220	
	16:57		1003	4,0	DF_1_1_20	Oscar Alpha Lima, can you check that the COM speaker is off?
	17:01		1007	3,0	DF_1_1_21	It is on the left side console towards the rear.
			1010	1,0	Heading > 5	
			1011	1,0	Roll < 15	
			1012	60,1	Yaw 0; 1	COR STOP
	18:10	6,9	1079	4,0	DF_1_1_22	Oscar Alpha Lima, turn left heading 2 0 0
	18:40	27,0	1110	7,0	DF_1_1_23	Oscar Alpha Lima, descend altitude 1 thousand 6 hundred feet and maintain rate of descent 5 hundred feet per minute
	22:20	213,0	1330	3,0	DF_1_1_24	Oscar Alpha Lima, turn left heading 1 4 0
	23:20	57,0	1390	5,0	DF_1_1_25	Oscar Alpha Lima, contact Honolulu approach, 1 2 4 decimal 8
			1395	1,0	HyperJMP to SGR	
	23:55	30,0	1426	7,0	DF_1_1_26	Oscar Kilo Romeo Alpha Lima, descend altitude 5 hundred feet, at 6 5 knots, flaps full
			1433	1,0	Altitude < 550	
			1434	1,0	Airspeed < 70	
	24:03		1435	5,0	DF_1_1_27	Oscar Alpha Lima, Go around and climb straight ahead altitude 3 thousand feet
			1440	1,0	Airspeed > 70	
			1441	6,1	Pitch 12 4 1.3	SGR
			1447,1	15,4	Pitch 0; 1; 0.3	

Obrázek 2.1: Konstrukce prvního profilu.



Obrázek 2.2: Mapa pro druhý profil.



	approx. time	profile offset	SDP TIME	duration	conditionID	Note
			0		2_1	
	0:27	27,0	27	9,0	DF_2_1_1	OSCAR KILDRMED ALFALIMA, runway 26 cleared for take off, when airborne maintain runway heading and climb altitude three thousand feet
			36	1,0	Pitch > 5	
			37	6,1	Pitch 12 4 1.3	SGR
			43,1	15,4	Pitch 0; 1; 0.3	
		0,5	59	1,0	Distance > 3 from VOR	
	3:30		60	6,0	DF_2_1_2	OSCAR ALFALIMA contact hondulu approach frequency 124 decimal 18, good day
	3:55	20,0	86	4,0	DF_2_1_2_5	OSCAR KILDRMED ALFALIMA, good day, radar contact
			90	1,0	Distance > 5 from VOR	
	4:47		91	9,0	DF_2_1_3	OSCAR ALFALIMA turn left heading 140 and intercept radial 175 outbound Hotel November Lima VOR
			100	1,0	Heading < 180	
	5:30		101	4,0	DF_2_1_4	OSCAR ALFALIMA due to traffic, turn left heading 040
			105	1,0	Heading < 55	
	6:40	40,0	146	4,0	DF_2_1_5	OSCAR ALFALIMA continue direct Hotel November Lima VOR
			150	1,0	HyperJMP to LNS	
			151	1,0	Distance < 2 from VOR	
	7:35		152	6,0	DF_2_1_6	OSCAR ALFALIMA after passing Hotel November Lima VOR make base turn as published
			158	1,0	Distance > 3 from VOR	
	10:40		159	4,0	DF_2_1_7	OSCAR ALFALIMA climb altitude 4 thousand feet
			163	1,0	Distance > 4 from VOR	
			164	1,0	Roll < -5	
			165	8,4	Pitch 5; 1; 0.3	LNS L
		-8,4	165	11,0	Roll -3; 0.3; 0.3	
		-11,0	165	32,1	Yaw -16; 0.5	
		0,9	198	1,0	Heading < 275	
			199	1,0	Roll > -10	
			200	1,9	Roll 3; 4; 10	LNS STOP
		-1,9	200	8,4	Pitch 0; 1; 0.3	
		-8,4	200	8,1	Yaw 0; 2	
		-6,2	201,9	17,0	Roll 0; 0.2; 0.1	
			218,9	1,0	HyperJMP to COR	
			0,1	220	1,0	Distance < 3 from VOR
	13:15		221	4,0	DF_2_1_8	OSCAR ALFALIMA hold over Hotel November Lima as published
			225	1,0	Longitude < -157.9587167	
			226	1,0	Longitude > -157.93341389	
			227	1,0	Roll < -5	
			228	30,1	Yaw -60; 2	COR L
		0,9	259	1,0	Heading < 10	
	23:36		260	4,0	DF_2_1_9	OSCAR ALFALIMA can you check that the com speaker is off?
			264	1,0	Heading < 280	
			265	1,0	Roll > -8	
			266	60,1	Yaw 0; 1	COR STOP
		0,9	327	1,0	Longitude < -157.9587167	
			328	1,0	Longitude > -157.9587167	
			329	1,0	Longitude > -157.93341389	
			330	1,0	Longitude < -157.9587167	
			331	1,0	Heading < 150	
	26:50	65,0	397	6,0	DF_2_1_11	OSCAR ALFALIMA after passing Hotel November Lima VOR intercept radial 138
			403	1,0	HyperJMP to SGY	
			404	1,0	Distance > 3 from VOR	
	28:35		405	7,0	DF_2_1_12	OSCAR ALFALIMA descend altitude 3 thousand feet and continue, continue 5 miles DME from Hotel November Lima VOR and make a right procedure
			412	1,0	Heading > 170	
		50,0	463	1,0	Roll < -5	
			464	40,1	Yaw -60; 1.5	SGY L
		0,9	505	1,0	Heading > 330	
			506	1,0	Roll > -15	
			507	5,1	Yaw 0; 12	SGY STOP

Obrázek 2.3: Konstrukce druhého profilu.



letový profil měl pilot opět k dispozici mapy. Jednalo se o odletovou mapu jako z profilu 2, ale bez zvýrazněného vyčkávání a baseturn, a poté mapu na přiblížení. Mapa na přiblížení je zobrazena na obrázku 2.4. Je důležité podotknout, že mapy slouží pouze k ilustrativním účelům. Skutečné mapy musely být kvůli parametrům simulátoru a účelům projektu pozměněny.

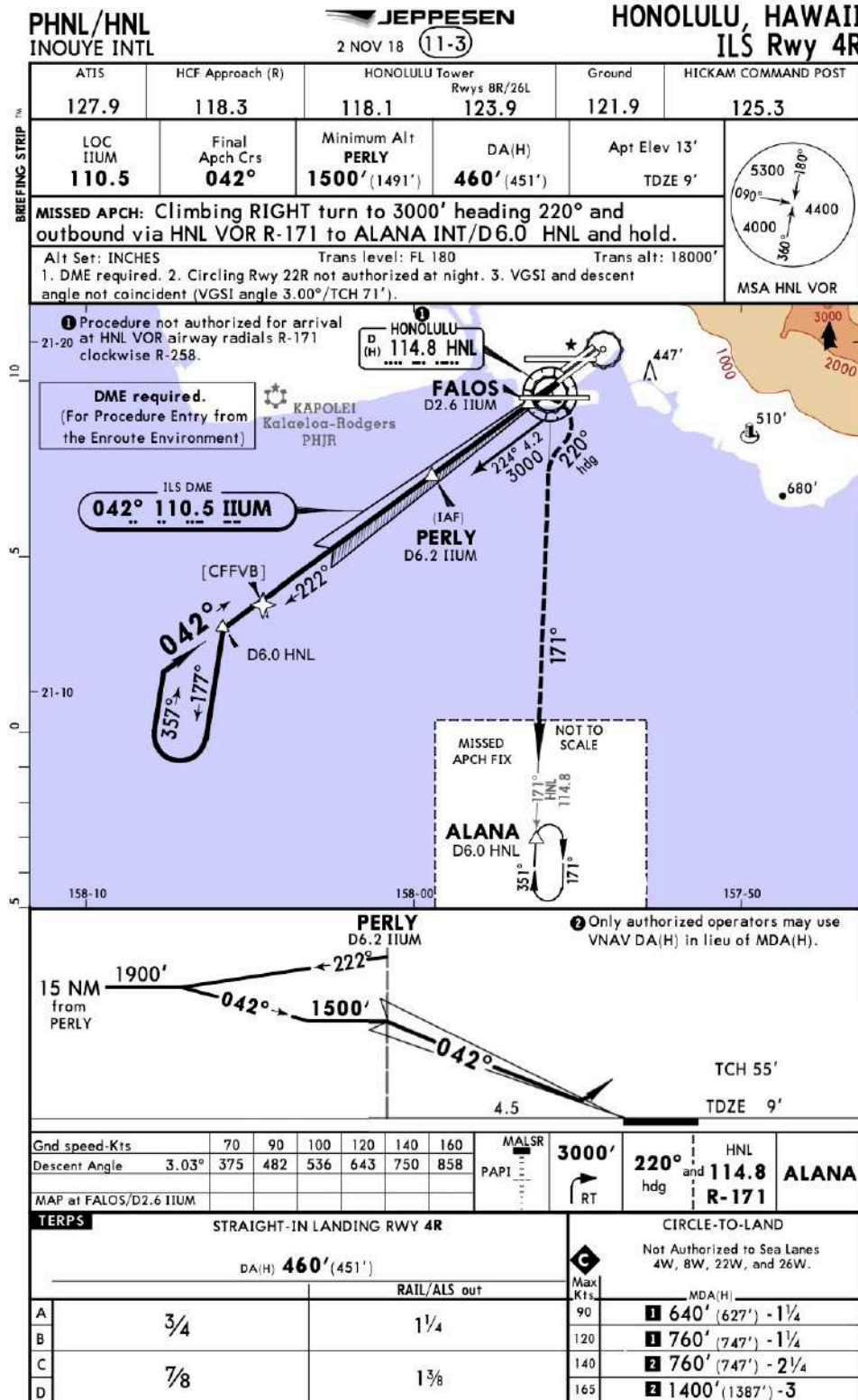
Začátek třetího profilu byl opět na dráze, tentokrát se jednalo o dráhu 04R, a poté měl za úkol pilot nalétnout R-125 od VORu HNL. Kvůli úspoře času se neletěla celá odletová trať, ale pilot byl instruován, aby pravou zatáčkou letěl zpět na VOR HNL. Po minutí VORu HNL pak mohl pilot pokračovat plynule na ILS approach Rwy 04R a v DA(H) pak provést go-around a pokračovat po vypublikovaném nezdařeném přiblížení na bod ALANA a vyčkávat. Po provedení vyčkávacího obrazce pak měl pilot povoleno pokračovat na NDB EWABE, čímž let končil. První iluze nastala po odletu při zatáčce zpět na VOR HNL. Jednalo se o somatogyrální iluzi. V procedure turn při přiblížení byla naprogramována iluze náklonu. Somatogravická iluze byla při go-aroundu. Poslední, tedy Coriolisova iluze byla v první zatáčce na odletovou trať ve vyčkávání nad bodem ALANA. Posloupnost třetího profilu spolu s podmínkami, instrukcemi pro programování a iluzemi je ilustrována krok po kroku na obrázku 2.5.

2.3 Vybavení

2.3.1 Simulátor

Experimentální část této práce je součástí projektu TAČR Doprava 2020+ s názvem Integrace simulátorů vestibulárních iluzí do ab-initio výcviku. Pro výzkumné účely byl použit letecký тренаžér prostorové dezorientace GYRO IPT II. Ten je zobrazen na obrázku 2.6 a jedná se o plně interaktivní a plně praktický simulátor, jehož cílem je bezpečně a nenákladně připravit piloty na letové iluze a na prostorovou orientaci obecně.

Je to multifunkční simulátor, který umožňuje pokrýt potřeby všech druhů pilotů, od začátečníka po profesionála. Piloti před IFR výcvikem se mohou na tomto simulátoru učit létání za meteorologických podmínek pro let za přístrojů IMC (Instrument Meteorological



Obrázek 2.4: Mapa pro třetí profil - přiblížení na ILS Rwy 04R.



	approx. time	profile offset	SPT TIME	duration	conditionID	Note
			0		3_1	
	0:27	27,0	27	7,0	DF_3_1_1	OSCAR KILO ROMEO ALFA LIMA runway 04 cleared for take off, climb altitude 3 thousand feet
			34	1,0	Heading > 160	
	3:15		35	5,0	DF_3_1_2	OSCAR ALFA LIMA contact Honolulu Approach 1 2 4 decimal 7
	3:30	15,0	55	4,0	DF_3_1_3	OSCAR KILO ROMEO ALFA LIMA good day, radar contact
			59	1,0	Heading > 140	
			60	1,0	Altitude > 2800	
	5:58	14,0	75	5,0	DF_3_1_4	OSCAR ALFA LIMA turn Right inbound Hotel November Lima VOR
			80	1,0	Roll > 5	
			81	40,1	Yaw 60; 1.5	SGY R
		0,9	122	1,0	Roll < 8	
			123	5,1	Yaw 0; 12	SGY STOP
	7:48	44,9	173	9,0	DF_3_1_5	OSCAR ALFA LIMA after passing Hotel November Lima VOR, cleared for localizer approach runway 04 right, report established.
			182	1,0	Heading <= 227 237	
			183	1,0	HyperJMP to LNS	
			184	1,0	Distance > 6 from VOR	
			185	1,0	Heading <= 182 192	
		40,0	226	1,0	Roll > 5	
			227	11,0	Roll 3; 0.3; 0.3	LNS R
		-11,0	227	32,1	Yaw 16; 0.5	
		0,9	260	1,0	Roll < 8	
			261	1,9	Roll -3; 4; 10	LNS STOP
		-1,9	261	8,1	Yaw 0; 2	
		-6,2	262,9	17,1	Roll 0; 0.2; 0.1	
			280	1,0	HyperJMP SGR	
			281	1,0	Altitude < 550	
			282	1,0	Pitch > 5	
			283	6,1	Pitch 12 4 1.3	SGR
			289,1	15,4	Pitch 0; 1; 0.3	
		0,5	305	1,0	HyperJMP to COR	
			306	1,0	Distance > 8 from VOR	
			307	1,0	Distance < 7 from VOR	
			308	1,0	Roll > 5	
			309	30,1	Yaw 60; 2	COR R
		0,9	340	1,0	Heading > 91	
	28:20		341	9,0	DF_3_1_6	OSCAR ALPHA LIMA, this is too, could you please check you have the speaker off? The button is located on the left panel directly behind you
			350	1,0	Roll < 8	
			351	60,1	Yaw 0; 1	COR STOP
	28:48	4,9	416	4,0	DF_3_1_7	OSCAR ALFA LIMA climb altitude 4 thousand feet
			420	1,0	Distance > 8 from VOR	
	31:08	55,0	476	6,0	DF_3_1_8	OSCAR ALFA LIMA after passing ALANA, continue direct Hotel November N D B
	31:53	55,0	537	8,0	DF_3_1_9	OSCAR ALFA LIMA after passing Hotel November N D B, cleared for localizer approach, runway 08 Left

Obrázek 2.5: Konstrukce třetího profilu.



Obrázek 2.6: Simulátor Gyro IPT II.

Conditions). Zkušenějším pilotům pak může tento trenažér sloužit na výcvik technik letů za prostorové dezorientace.

Na rozdíl od ostatních dezorientačních trenažérů zde má pilot plnou uzavřenou kontrolu nad letem před, během i po dezorientačním podnětu. Další výhodou je i interaktivní výcvikové prostředí, kdy může instruktor interaktivně vstupovat do průběhu letu. Gyro IPT II umožňuje výcvik prostorové dezorientace, situačního uvědomění, nočních letů a také simulovaného počtu snížení přístrojů, kterého se využívá zejména při závadách určitých přístrojů [32, 33].

Simulátor se skládá z pilotní kabiny, která je namontována na sofistikovanou pohyblivou platformu. Tato pohyblivá základna má šest stupňů volnosti a je schopna přesně demonstrovat pohyby a polohu letadla. Otočná plošina umístěna pod základnou pak umožňuje nepřetržitě stabilní otáčení nezávisle na pohybu kabiny [32].



Obrázek 2.7: Palubní deska letounu Z-142.

Kabina je určena pouze pro jednoho pilota. Pilot je k sedadlu upevněn pomocí pětibodového poutacího systému. Palubní deska simulátoru je nakonfigurována tak, aby mohla demonstrovat letové vlastnosti více typů letounů. Dále kabina obsahuje interaktivní zpětnovazební systém řízení, vizualizační systém, přístrojový panel a realistické ozvučení. Pohled z kabiny ven je umožněn pomocí zakřivené projekční plochy s širokým zorným úhlem. Pro účely diplomové práce bude konkrétně využit generický model letounu Zlín Z-142, který se běžně používá pro výcvik.

Ve střední části kabiny se nachází palubní deska se standardními přístroji, vlevo se nachází plynová přípušť a vpravo se nachází ovládání nastavení vrtule. Pod palubní deskou se nachází ovládání heading selektor, selektor radiálu, přepínač indikace VOR/ADF a tlačítko ovládání stopek. Vpravo se pak nachází nastavení otáček vrtule. Radionavigační a komunikační panel je zabudován v pravé části kabiny. Palubní deska je zobrazena na obrázku 2.7.



Součástí simulátoru a jeho vybavení je i integrovaná mapová databáze, která obsahuje letiště OTHH a PHNL a jejich blízké okolí. Letiště obsahují přesný popis a značení dráhového a pojízďecího systému, které se co nejvíce podobá realitě. Zmíněná mapová databáze dále rozšiřuje základní letové navigační schopnosti a kromě výcviku VFR (Visual Flight Rules) také zahrnuje výcvik na IFR lety (Instrument Flight Rules). To pak umožňuje provádět různé druhy 2D a 3D přiblížení, konkrétně se jedná o VOR, VOR/DME, NDB, LOC a ILS.

Tento simulátor má také interaktivní editor, který uživateli umožňuje vytvářet, ukládat a modifikovat letové profily s různými iluzemi. Programování pomocí podmínkových událostí pak umožňuje skloubit vstupy kritických profilů se specifickými podmínkami za letu. Tím je možné zajistit autenticitu ve výukovém prostředí. Profily s iluzemi jsou plně automatizované a lze je spustit jednotlivě nebo lze kombinovat i více iluzí do jediného letu [33]. Iluze, které simulátor umí navodit jsou popsány již v kapitole 1.1.

Celý tento systém je řízen z pracoviště instruktora. Pracoviště je umístěno v blízkosti simulátoru a je elektricky i signálově spojeno s kabinou simulátoru. Instruktor má tedy k dispozici veškeré potřebné zařízení, tzn. počítače, alternativní řídicí konzoli, komunikační vybavení, záznamové vybavení, atd. Pracoviště je zobrazeno na obrázku 2.8.

2.3.2 EKG

Na měření EKG (elektrokardiogram) byl využíván přístroj VLV Lab. Ten je zobrazen na obrázku 2.9a. Tento přístroj je složen z měřicí jednotky, patientského kabelového svazku a připojení měřících elektrod na snímání EKG, kožního odporu, senzorů tělesné teploty a teploty okolí, relativní vlhkosti, tlaku a fyzické aktivity. Tento systém má možnost on-line mobilního snímání zmíněných fyziologických a technických parametrů v reálném čase. Výhodou tohoto přístroje je fakt, že je vše sesynchronizované v jedné časové ose [34].

Systém se připojuje k počítači nebo tabletu přes USB port. Součástí je software VLV Scope, který je možné provozovat na počítači s operačním systémem MS Windows a případně další. Tento software dovoluje pohodlné a jednoduché řízení experimentu. VLV Scope je zobrazen na obrázku 2.10, přičemž křivka EKG se zobrazuje v levém horním rohu. Elektrody



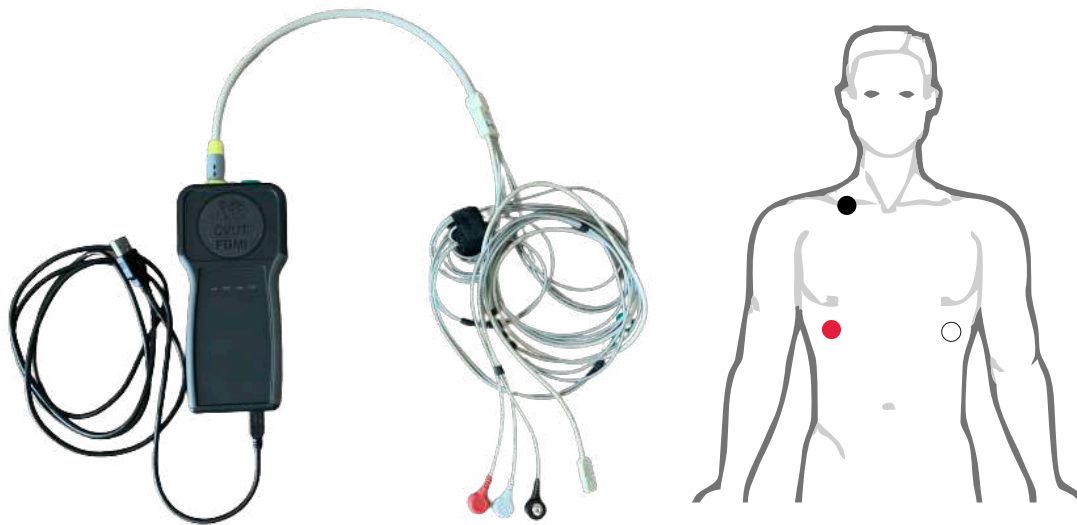
Obrázek 2.8: Pracoviště simulátoru.

na snímání EKG byly rozmístěné na třech místech podle barvy, jako je ilustrováno na obrázku 2.9b. Konkrétně šlo o dolní pravou a dolní levou část hrudního koše a klíční kost.

2.3.3 Stabilometrická plošina

Pro účely hodnocení stability pomocí stabilometrické plošiny byla využita balanční plošina Wii Balance board, která je zobrazena na obrázku 2.11a. Jedná se o komerční zařízení, které se primárně používá například k hraní her, kdy podložka zaznamenává pohyby či postoj subjektu. To je založeno na schopnosti zaznamenávat polohu COP v určitý okamžik, čehož lze i využít v hodnocení posturální stability. Součástí podložky jsou čtyři tlakové senzory umístěné v rozích a měřící deska, na které uživatel během měření stojí.

Na zaznamenání dat sloužil systém Homebalance. Jedná o systém, který slouží hlavně k domácí a klinické terapii poruch rovnováhy a koordinaci pohybů.



(a) Přístroj VLV Lab.

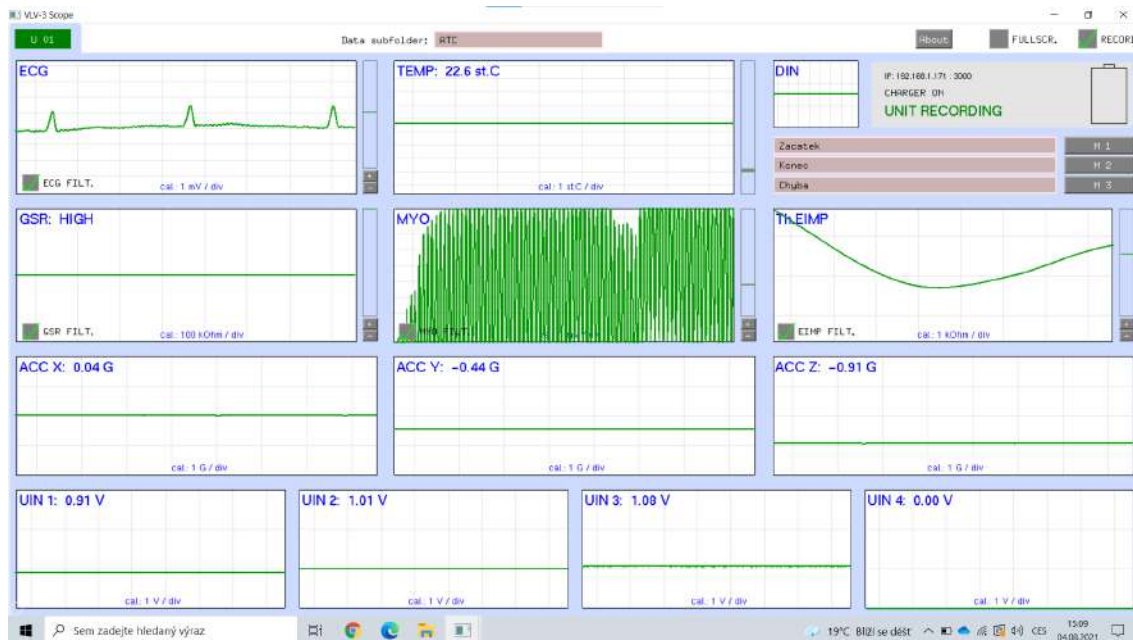
(b) Rozmístění elektrod EKG.

Obrázek 2.9: Měření EKG.

Průběh měření byl následující. Subjekt byl postaven na balanční plošinu s rozkročenýma nohama a proběhly celkem 4 fáze měření po třiceti sekundách. Při první fázi měl subjekt otevřené oči a při druhé fázi zavřené. Třetí a čtvrtá fáze byla obdobou první a druhé s tím rozdílem, že probíhaly na měkké podložce. Ta je zobrazena na obrázku 2.11b. Tyto čtyři fáze byly měřeny celkem čtyřikrát a to tak, že první měření bylo klidové měření před nástupem do samotného simulátoru a další tři fáze měření byly po jednotlivých profilech (viz 2.2). Výstupem z těchto měření byl pak statokineziogram, předozadní výchylka v čase a stranová výchylka v čase.

2.3.4 Akcelerometry

Na měření stability pomocí akcelerometrů byl využit systém ProMove-mini od Inertia Technologies. Jedná se o systém, který je schopen měřit zrychlení ve třech osách. Bylo využito celkem sedm senzorů s následujícím rozmístěním: levá hleň, pravá hleň, levé stehno, pravé stehno, trup, levé rameno a pravé rameno. Graficky je toto rozmístění zobrazeno na obrázku 2.12b a ukázka senzorů je zobrazena na obrázku 2.12a. Před samotným umístěním na



Obrázek 2.10: Software VLV Scope.



(a) Balanční plošina.



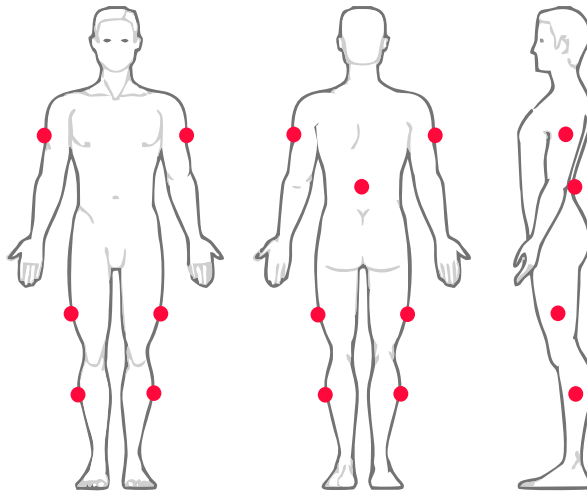
(b) Měkká podložka.

Obrázek 2.11: Vybavení pro stabilizační měření.

subjekt byly senzory zkalibrovány s osami stabilometrické plošiny. Senzory byly přichyceny pomocí zdravotnické lepící fixační pásky a speciálních popruhů tak, aby během experimentu nedocházelo k jejich odlepení.



(a) Sensory ProMove-mini [35].



(b) Rozmístění akcelerometrických senzorů.

Obrázek 2.12: Vybavení pro stabilizační měření.

Akcelerometry jsou bezdrátové a jako centrální rozhraní slouží Inertia Gateway. Ten přijímá vzorkovaná data ze senzorů a přenáší je do počítače pomocí USB, a navíc umožňuje také časovou synchronizaci. Vizualizační systém je zajištěn pomocí softwaru Inertia Studio a umožňuje zobrazení dat v reálném čase [36]. Každý senzor má vlastní barvu a je zde zobrazeno zrychlení v jednotlivých osách, ztráta signálu, baterie, apod. Veškerá data jsou pak zaznamenávána.

Měření stability pomocí akcelerometrů probíhalo souběžně s měřením na stabilometrické plošině, přičemž byl průběh naprosto stejný.

Analýza dat ze senzorů akcelerometrů není součástí práce. Vzhledem k tomu, že taková analýza by dala vzniknout samostatné práci, ztrácí tedy smysl ji včlenit do diplomové práce. Každopádně popis použití akcelerometrů je součástí této kapitoly za účelem seznámení čtenáře s reálným experimentem a představení možnosti rozšíření výzkumu v této oblasti.



2.4 Závěrečný dotazník

Součástí praktické části toho experimentu byl i dotazník, který se vyplňoval pro každý letový profil. Celkem bylo respondentům položeno šest otázek. Otázky byly následující:

- Letový profil 1
- Letový profil 2
- Letový profil 3
- Začlenění výcviku vestibulárních iluzí na simulátoru GYRO IPT do IFR výcviku?
Ano/ne + Proč ano/proč ne?
- Do jaké fáze začlenit výcvik vestibulárních iluzí na simulátoru GYRO IPT do IFR výcviku?
- Jaký letový profil použít v případě začlenění?

V prvních třech bodech měl účastník za úkol reportovat dojmy z daných profilů. Jednalo se zejména o to, jaké iluze byly cítit, která byla nejintenzivnější, která nejslabší atd. Dále zde byl prostor pro hodnocení kompozice profilu. Vzhledem k daným cílům této diplomové práce byly použity pouze odpovědi z prvních tří bodů.

2.5 Metody hodnocení dat

2.5.1 Letová data

Simulátor umožňoval nahrávat různé parametry. Pro účely této práce byla analýza a hodnocení dat provedena pomocí následujících parametrů: barometrická výška, indikovaná rychlost, poloha a změna pitch, poloha a změna roll, vertikální rychlost, poloha řídicí páky v rovině pitch a roll, heading a změna headingu. Data z jednotlivých letů pak byla k dispozici v Excelu.

Zaměření bylo na tu část letu, kde byly iluze naprogramované. Za účelem sjednocení dat byly využity rychlosti otáčení a zrychlení simulátoru při jednotlivých iluzích. Začátek



naprogramované iluze byl určen jako čas t_z a konec naprogramované iluze byl zvolen jako čas t_k . Začátkem a koncem se myslí čas od začátku otáčení platformy simulátoru až do zastavení. Vzhledem k nutnosti porovnání letových údajů s letem bez iluzí a za účelem mít přehled, co se před a po samotné iluzi dělo, bylo zvoleno okno $t_z - 5 s$ a $t_k + 40 s$ pro somatogyrální iluzi, Coriolisovu iluzi a iluzi náklonu. Pro somatogravickou iluzi bylo pro vykreslení letových parametrů použito okno $t_z - 10 s$ a $t_k + 10 s$. Tato okna jsou pak označena jako t_1 a t_2 .

Vzorkovací frekvence dat byla původně nastavena na $100 Hz$. Ta byla poté přetransformována na $1 Hz$ a to vzhledem k povaze práce, kde je primárním bodem zájmu globální průběh části letu a ne zjištění jemných detailů a odchylek. Dále bylo v datech provedeno několik úprav v jednotkách. Jednalo se zejména o převod barometrické výšky z m na ft a rychlosti z m/s na kt . V některých případech byla v nahraných datech absence dat pro určitý úsek, proto byla tato data ze samotného testování odňata. To se týká zejména somatogyrální iluze pro druhý letový profil.

Před samotnou analýzou bylo nutné ještě data normovat a to podle průměru parametru v letu v celém pozorovaném úseku. Analýza dat byla provedena v časovém okně t_1 a t_2 . Toto časové okno bylo dále rozděleno na stejně dlouhá dílčí okna. Konkrétně se jednalo o patnáct časových oken. V nich se nejprve muselo prozkoumat, zda mají data Gaussovo rozdělení, aby se mohly případně aplikovat další testy. Test normality byl vykonán pomocí Pearsonova testu. Tím bylo zajištěno, že většina dat v dílčích oknech je z normálního rozdělení a pokud některá data z normálního rozdělení nebyla, byla z testování odňata. Aby bylo zajištěno dostatečné množství dat, byla do měření brána v úvahu pouze data z alespoň deseti subjektů.

Poté se data porovnávala pomocí neparametrického Friedmanova testu na hladině významnosti $\alpha = 5\%$. V případě zjištění p-hodnoty menší než 0.05 se provedla post-hoc analýza pomocí Nemenyi testu za účelem zhodnocení, mezi kterými páry byl zjištěn statisticky významný rozdíl.

2.5.2 Srdeční aktivita

Pro analýzu dat EKG byl využit software HRVAS (*Heart Rate Variability Analysis Software*). Jedná se o kompletní samostatný balíček softwaru, který využívá MATLAB a



umožňuje analyzovat variabilitu srdečního rytmu. Analýza srdečního rytmu HRV (*Heart Rate Variability*) závisí na mnoha faktorech, jako jsou věk, pohlaví, aktivita, medikace, zdraví atd. Základem HRV je posuzování fluktuací intervalů mezi normálními po sobě následujícími srdečními stahy. Nejčastěji se jedná o R-R interval [37].

HRVAS nabízí několik možností předzpracování dat, HRV analýzu v časové doméně, frekvenční doméně, časově-frekvenční a nelineární. Všechny výsledky se pak dají exportovat do excelového souboru [38]. Indexy analýzy časové domény HRV kvantifikují množství HRV pozorovaných během monitorovací doby, která se pohybuje od 1 minuty do 24 hodin [39]. Měření časové-domény obsahuje: SDNN (*Standard Deviation of the NN Interval Series*) měřený v *ms*, mean IBI (*Interbeat Interval*), RMSSD (*Root Mean Square of Successive Differences of the IBI Series*), NNx (*Number of Successive Differences that are Greater than x Milliseconds*) a pNNx (*Percentage of Total Intervals that Successively Differ by More than x Milliseconds*) [40].

Fluktuace v srdečním rytmu bývají velice často periodické. Kvantifikace těchto fluktuací v rámci IBI časových úseků může být dosažena pomocí zjištění hustoty spektra PSD (*Power Spectrum Density*). PSD pak reprezentuje spektrální hustotu časových úseků jako funkci frekvence [40]. Frekvenční doména může využívat Fourierovu transformaci nebo autoregresivní modelování k separaci HRV na jeho komponent ULF, VLF, LF a HF. HRV analýza pak přináší informace pouze o tom, jak je výkon signálu IBI rozprostřen ve frekvenční doméně [39].

Další metoda, která může být využita je časově-frekvenční. Frekvenční doména neposkytuje žádné informace z časového vývoje spektra. To je důvod, proč se používají metody, které umožňují nahlédnout jak na časové tak frekvenční informace. Stejně jako u frekvenční domény, tak časově-frekvenční HRV kvantifikuje měření spojená s VLF, LF a HF. Dva primární typy časově-frekvenční analýzy jsou pomocí Fourierovi transformace přes okno a kontinuální wavelet transformace [41]. Kromě výše uvedených lineární metod se vyskytují i nelineární metody hodnocení HRV. Při nelineární metodách se posuzuje chaos v regulacích srdeční frekvenci a řada dalších parametrů [37]. Tyto nelineární metody indexují



nepředvídatelnost časové řady, která vychází ze složitosti mechanismu, který reguluje HRV [39].

Za účelem zjištění deviace v křivce EKG během iluzí byla provedena analýza v časově-frekvenční oblasti. Nejjednodušším způsobem jak zavést časově-frekvenční popis je pomocí STFT (*Short Time Fourier Transform*) v podobě rozdělení signálu na úseky, které jsou zvlášť podrobeny Fourierově transformaci. Podstata je STFT je v tom, že rozdělí signál do časové domény na několik kratších signálů a poté transformuje každý signál do frekvenční domény. Při STFT pak dochází k evaluaci změny frekvence (případně fáze) v čase. Vzhledem k povaze zaznamenaných dat z EKG se použila diskretní krátkodobá Fourierova transformace [42]. Ta je definována jako

$$\text{STFT}\{x[n]\}(m, \omega) \equiv X(m, \omega) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x[n]w[n-m]e^{-j\omega n} \quad (2.1)$$

kde x_n je sekvence diskretního signálu v časové doméně, který se přetransformuje, m je časový index, ω je frekvence a w_n je sekvence diskretizované tzv. *window* funkce. Ta určuje část x_n , která se analyzuje [43]. STFT má fixní rozlišení. Šířka window funkce pak závisí na tom, jak je signál reprezentovaný. Široké okno pak dává lepší frekvenční rozlišení, ale horší časové rozlišení. Naopak úzké okno dává lepší časové rozlišení, ale horší frekvenční rozlišení. Nikdy tedy nelze mít dobré rozlišení jak časové tak frekvenční [44].

V časově-frekvenční doméně se zpracovala měření během letů na simulátoru a výstupem poté byl spektrogram. Referenční měření jsou však příliš krátká na to, aby se mohla zpracovat v časově-frekvenční oblasti. Proto se zpracovala pouze ve frekvenční doméně a poté se zjistil LF/HF poměr, který udává sympato-vagální balanc.

Spektrogram znázorňuje zastoupení frekvencí v daném signálu v závislosti na čase. Barva poté udává v jaké intenzitě jsou frekvence zastoupené. V každém časovém okamžiku je tedy frekvenční spektrum, které je barevně kódované.

Spektrální analýza rozlišuje tři hlavní složky. Je to komponenta o velmi nízké frekvenci VLF (do 0.05 Hz), nízké frekvenci LF ($0.05 \text{ Hz} - 0.15 \text{ Hz}$) a vysoké frekvenci HF ($0.15 - 0.4 \text{ Hz}$). Složka VLF je často ignorována vzhledem ke svému nekoherentnímu chování a



nejasnému významu. Složky LF a HF se mění na základě modulace autonomního nervového systému [40, 45]. Nízkofrekvenční komponenta se využívá jako odraz sympatické aktivity [46]. Vysokofrekvenční složka pak odpovídá parasympatické aktivitě [47].

2.5.3 Stabilogram

Výstupy ze stabilometrické plošiny se nacházely v medio-laterální ose a antero-posteriorní ose a jednalo se konkrétně o pohyby COP v čase. Teoretická evaluace posturální stability pak byla založena na výstupech z konfidenční elipsy. Jedná se o oblast, ve které je 95 % pravděpodobnost, že data s danou střední hodnotou bude spadat do zmíněné elipsy. Pro její výpočet je nutné zjistit kovariační matici hodnot právě zmíněných antero-posteriorních (A/P) a medio-laterálních (M/L) výchylek. Celý postup je pak popsán níže.

Reprezentuje-li N celkový počet bodů z COP datasetu, x reprezentuje medio-laterální část COP posunu a y reprezentuje anterior-posteriorní část COP posunu, přičemž x_n a y_n jsou žádané transformované datové body zájmu [48]:

$$x_n = x_i - \bar{x} \quad (2.2)$$

$$y_n = y_i - \bar{y} \quad (2.3)$$

Průměrná hodnota celého M/L COP sérií dat \bar{x} je dána rovnicí 2.4, kde x_n jsou datové body zájmu:

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \quad (2.4)$$

Průměrná hodnota celého A/P COP sérií dat \bar{y} je dána rovnicí 2.5, kde y_n jsou datové body zájmu:

$$\bar{y} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N y_i \quad (2.5)$$

Tzv. *M/L Sway Range* je amplituda od vrcholu k vrcholu COP měřená v M/L směru a je popsána rovnicí 2.8. Hodnota $(x_n)_{max}$ a $(x_n)_{min}$ jsou nejvyšší a nejnižší hodnoty v M/L směru:

$$\text{M/L sway range} = |(x_n)_{max} - (x_n)_{min}| \quad (2.6)$$



Podobně je tomu u *A/P Sway Range* v rovnici 2.7. Zde se jedná o amplitudu od vrcholu k vrcholu COP měřenou v A/P směru, přičemž $(y_n)_{max}$ a $(y_n)_{min}$ jsou nejvyšší a nejnižší hodnoty v M/L směru:

$$\text{A/P sway range} = |(y_n)_{max} - (y_n)_{min}| \quad (2.7)$$

Průměrná rychlost, kterou se COP pohybovalo, je zobrazena v rovnici níže a vypočítá se jako celková vzdálenost vydělená celkovým časem měření t :

$$\text{Průměrná rychlost} = \frac{\sum_{i=1}^N \sqrt{(y_{n+1} - y_n)^2 + (x_{n+1} - x_n)^2}}{t} \quad (2.8)$$

Efektivní hodnota RMS vzdáleností dat COP (viz rovnice 2.18) je vypočítána jako průměrná vzdálenost, kterou COP pohybuje z průměrné polohy, která je zároveň i standardní odchylka $SD(COP_x)$ a $SD(COP_y)$ posunů v souvislosti s průměrnou polohou:

$$\text{RMS} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (x_n^2 + y_n^2)}{N}} \quad (2.9)$$

Pomocí 95 % konfidenční elipsy pak lze zjistit plochu, neboli *area of sway*. Ta se zkonstruuje z kovarianční matice z rovnice 2.10:

$$\text{Kovariační matice} = \begin{bmatrix} \sigma_x^2 & \sigma_{xy} \\ \sigma_{xy} & \sigma_y^2 \end{bmatrix} \quad (2.10)$$

kde σ_x je RMS M/L dat COP a vypočítá se jako:

$$\sigma_x = \text{M/L RMS} \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N x_n^2}{N}} \quad (2.11)$$

a σ_y je RMS A/P dat COP a vypočítá se jako:

$$\sigma_y = \text{A/P RMS} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N y_n^2}{N}} \quad (2.12)$$



Hodnota σ_{xy} je vypočítána pomocí vzorce 2.13:

$$\sigma_{xy} = \frac{\sum_{i=1}^N (x_n \cdot y_n)}{N} \quad (2.13)$$

Kovariační matice se pak používá k vypočtení vlastních čísel z rovnice, konkrétně λ_1 a λ_2 :

$$\det \left(- \begin{bmatrix} \lambda & 0 \\ 0 & \lambda \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \sigma_x^2 & \sigma_{xy} \\ \sigma_{xy} & \sigma_y^2 \end{bmatrix} \right) = 0 \quad (2.14)$$

Dvě řešení zmíněného determinantu, které z této rovnice vycházejí, jsou:

$$\lambda^2 - (\sigma_x^2 + \sigma_y^2) \lambda + (\sigma_{xy}^2 - \sigma_x^2 \sigma_y^2) = 0 \quad (2.15)$$

Řešením rovnice 2.15 jsou právě dvě vlastní čísla λ_1 a λ_2 . Za účelem získání délek hlavní poloosy a a vedlejší poloosy b se tato vlastní čísla vynásobí požadovanou konfidencí. Plocha, neboli *Sway Area* je pak vypočtena v závislosti oscilací x_{ML} a y_{AP} COP amplitud.

Plocha konfidenční elipsy S se pak vypočítá jako:

$$S = \pi \times a \times b \quad (2.16)$$

kde a je hlavní poloosa a vypočítá se jako:

$$a = 2.447 \times \sqrt{\lambda_1} \quad (2.17)$$

a b je vedlejší poloosa a vypočítá se ze vzorce:

$$b = 2.447 \times \sqrt{\lambda_2} \quad (2.18)$$

S využitím vlastních vektorů pak lze spočítat natočení elipsy vůči vodorovné ose. Tento postup se využil u všech stabilogramů (tzn. s měkkou podložkou i bez měkké podložky a s otevřenýma očima a pak se zavřenýma očima).

Po zjištění plochy elipsy pak bylo možné vykonat statistickou analýzu. V souvislosti s plochou elipsy platí pak přímá úměra, že čím větší plocha, tím horší stabilita. Vzhledem k rozdělení dat byl použit opět Friedmanův test, který byl zaměřen na obsah konfidenční elipsy.



2.5.4 Dotazník

Slovní odpovědi z dotazníkového šetření byly vyhodnoceny u každého účastníka. Hodnotilo se zejména jak intenzivně byla daná iluze vnímána. Dále byla hodnocena nejintenzivnější iluze. Výsledky byly pak vykresleny pomocí koláčových grafů s vyjádřením procentuálního podílu.

2.6 Shrnutí

Měření jednoho subjektu trvalo přibližně čtyři až pět hodin. Celý experiment začal tím, že se subjektu vysvětlila studie a byl podepsán informovaný souhlas s účastí ve výzkumu a se zpracováním osobních údajů. Následně byl subjekt obeznámen se simulátorem a proběhl 20 *min* seznamovací let. Po tomto seznámení se na subjekt připevnily veškeré měřicí senzory akcelerometrů a EKG. Poté následovalo první klidové pětiminutové měření EKG a pak referenční klidové měření na stabilizační plošině spolu s akcelerometry. Po tomto měření se uskutečnil briefing a subjekt se přesunul opět do simulátoru a měl za úkol zalétnout první letový profil, během kterého byla zároveň snímána letecká i fyziologická data. Ihned po skončení prvního profilu byl subjekt postaven opět na stabilizační plošinu.

Po krátké pauze subjekt reportoval své dojmy z prvního profilu. Zaměřením bylo na kompozici profilu a na procítění simulovaných iluzí. Po tomto dotazníku proběhlo druhé klidové pětiminutové měření EKG. Poté proběhl briefing na druhý profil a pilot mohl nastoupit do simulátoru. Letová a fyziologická data byla snímána i během druhého profilu. Po bezprostředním zalétnutí druhého profilu následovalo opět měření na stabilizační plošině spolu s akcelerometry a poté byly sděleny pocity z druhého profilu.

Po malé přestávce bylo naměřeno třetí klidové pětiminutové měření EKG. Pak byl subjekt nabriefován na třetí profil a vstoupil opět do simulátoru. I během třetího profilu byla snímána letová a fyziologická data. Ihned po zalétnutí třetího profilu následovalo opět měření na stabilizační plošině spolu s akcelerometry. Dále byly sděleny dojmy ze třetího profilu a poté byl vyplněn dotazník. Na konec byly ze subjektu odstraněny veškeré senzory akcelerometrů a EKG a tím byl celý experiment ukončen.



Analýza dat statistickými metodami proběhla pomocí Friedmanova testu jak pro letová data, tak pro data ze stabilometrické plošiny.



3 Prezentace výsledků

Následující kapitola se zabývá prezentací dosažených výsledků. Kapitola je rozdělena dle jednotlivých indikátorů, které v práci byly využity. V rámci indikátorů jsou pak prezentovány výsledky jednotlivých iluzí a jednotlivých profilů.

3.1 Letové parametry

Z letových dat byly vybrány konkrétní letové ukazatele, u kterých se zkoumalo, zda dokáží identifikovat přítomnost letové iluze. Dané letové parametry jsou heading, náklon, pitch, plynová přípušť poloha řídicí páky v rovině pitch a v rovině roll, indikovaná rychlost, vertikální rychlost, barometrická výška, změna headingu, změna náklonu a změna pitch.

V rámci prvního letového profilu byly iluze seřazeny po sobě následujícím způsobem: somatogyrální iluze, iluze náklonu, Coriolisova iluze a somatogravická iluze. Při druhém letovém profilu byly iluze seřazeny po sobě následujícím způsobem: somatogravická iluze po vzletu, iluze náklonu v base-turn, Coriolisova iluze v holdingu, a somatogyrální iluze v procedure turn. Ve třetím profilu byly iluze seřazeny po sobě jako: somatogyrální iluze, iluze náklonu, somatogravická iluze a Coriolisova iluze.

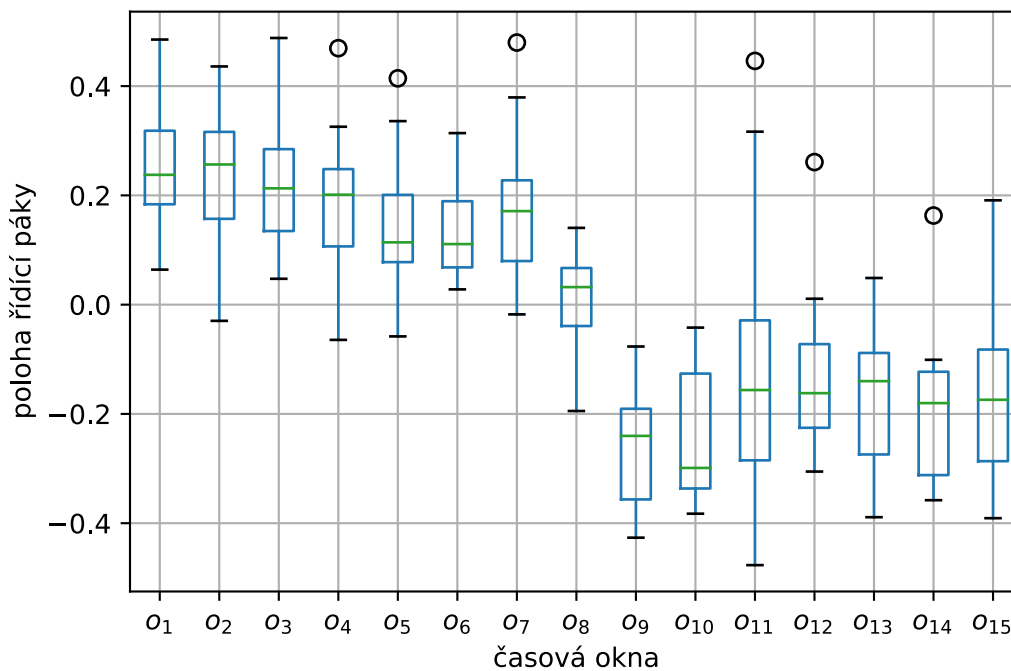
Vzhledem k velkému objemu dat jsou všechny výsledky u jednotlivých parametrů a iluzí představeny v přílohách. Data jsou popsána pomocí krabicových grafů. Pokud post-hoc analýza pomocí Nemenyiho testu ukázala signifikantní rozdíly mezi jednotlivými okny, jsou konkrétní okna vypsána u krabicových grafů.

Dále jsou data ilustrována pomocí vizualizace průběhu ve zvolené části letu mezi časy t_1 a t_2 . Žlutá oblast znázorňuje časový okamžik během kterého byla naprogramovaná iluze. Okolo žluté oblasti je pak přidán časový okamžik před a po iluzi, aby měl čtenář představu o tom, co se dělo před a po iluzi. Délka přidaného úseku závisela na dané iluzi (viz kapitola 2.5.1).

Pro představu je zde ilustrován případ pro somatogravickou iluzi z prvního letového profilu. Konkrétně se jedná o parametr *Poloha řídicí páky v rovině pitch*, které jsou pak v diskuzi zmíněny. Krabicový graf je zobrazen na obrázku 3.1. Z tohoto parametru byl zjištěn

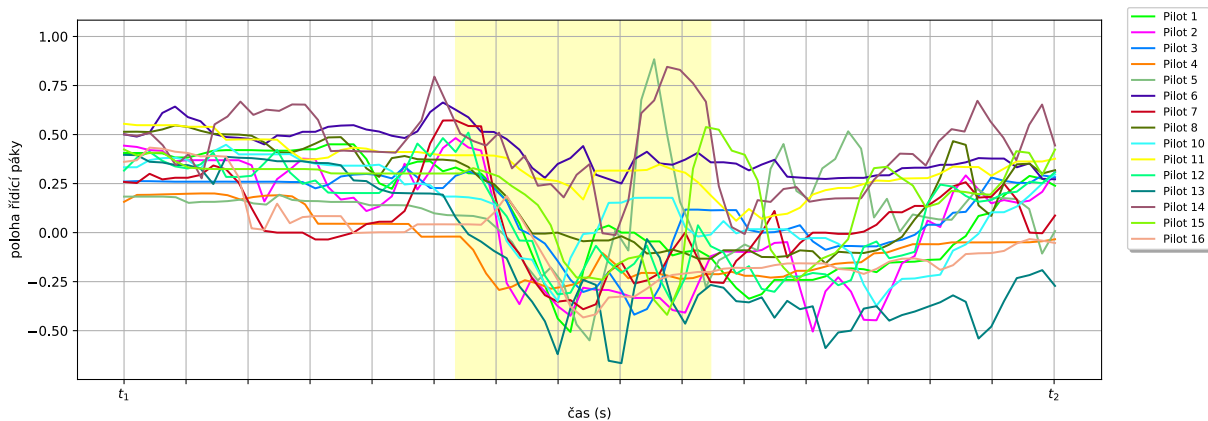


signifikantní rozdíl mezi okny $\{1\}$ a $\{9, 10, 11, 12, 13, 14, 15\}$, $\{2\}$ a $\{9, 10, 11, 12, 13, 14, 15\}$, $\{3\}$ a $\{9, 10, 11, 12, 13, 14, 15\}$, $\{4\}$ a $\{9, 10, 11, 12, 13, 14, 15\}$, $\{5\}$ a $\{10, 13, 14\}$, $\{6\}$ a $\{9, 10\}$, $\{7\}$ a $\{9, 10, 13, 14, 15\}$, $\{9\}$ a $\{1, 2, 3, 4, 5, 6, 7\}$, $\{10\}$ a $\{1, 2, 3, 4, 5, 6, 7\}$, $\{11\}$ a $\{1, 2, 3, 4\}$, $\{12\}$ a $\{1, 2, 3, 4, 5, 7\}$, $\{13\}$ a $\{1, 2, 3, 4, 5, 7\}$, $\{14\}$ a $\{1, 2, 3, 4, 5, 7\}$, $\{15\}$ a $\{1, 2, 3, 4, 7\}$. Vizualní průběh somatogravické iluze u všech šestnácti pilotů je vyznačen na obrázku 3.2. Zde je vidět klesající trend téměř u všech pilotů, jakmile byla spuštěna iluze.



Obrázek 3.1: Krabicový graf pro somatogravickou iluzi při prvním profilu - Poloha řídicí páky v rovině pitch.

Na obrázku 3.4 je zobrazen průběh parametru *Poloha řídicí páky v rovině roll* u Coriolisovi iluze při prvním letovém profilu. Zde jsou vidět uprostřed žlutého pásma velké výkyvy. Krabicový graf je pak zobrazen na obrázku 3.3. Statisticky významný rozdíl byl zjištěn mezi okny $\{1\}$ a $\{6, 7, 8, 10, 13, 14, 15\}$, $\{2\}$ a $\{6, 13, 14, 15\}$, $\{3\}$ a $\{13, 14, 15\}$, $\{4\}$ a $\{13, 14,$



Obrázek 3.2: Průběh v čase pro somatogravickou iluzi při prvním profilu - Poloha řídicí páky v rovině pitch.

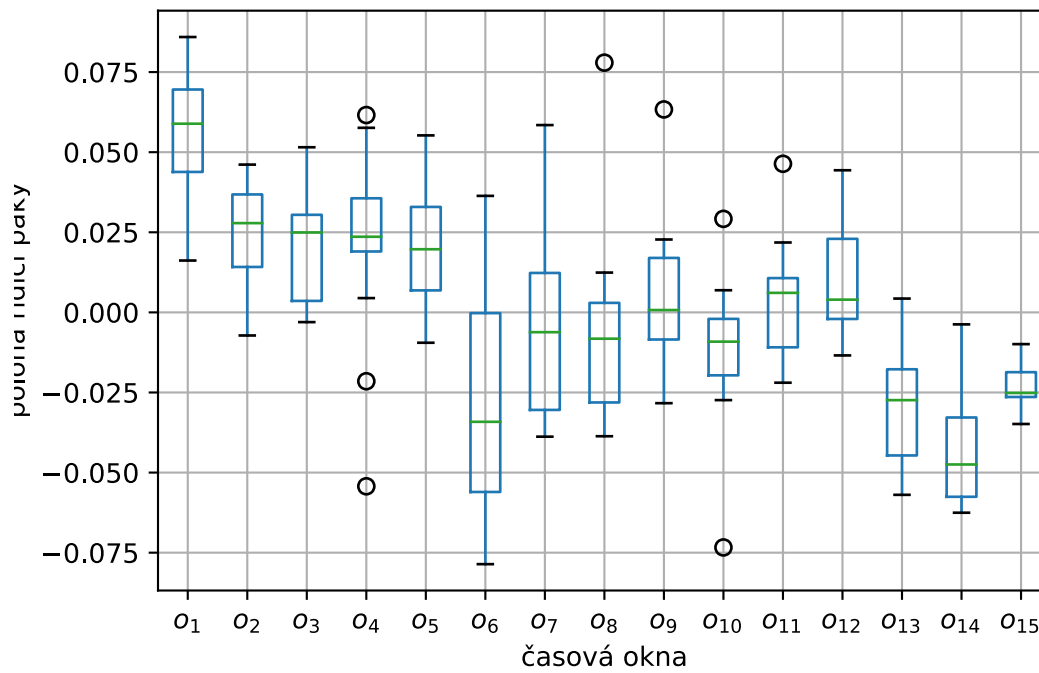
15}, {5} a {13, 14, 15}, {6} a {1, 2}, {7} a {1}, {8} a {1}, {10} a {1}, {13} a {1, 2, 3, 4, 5}, {14} a {1, 2, 3, 4, 5}, {15} a {1, 2, 3, 4, 5}.

Parametr *Poloha řídicí páky v rovině roll* je zobrazen na obrázku 3.6 pro somatogyrální iluzi. Na průběhu parametru v čase si můžeme všimnout velkých výchylek na konci naprogramované iluze. Krabicový graf pro tento případ je zobrazen na obrázku 3.5. Friedmanův test a následná post-hoc analýza odhalila statisticky významné rozdíly mezi okny {1} a {2, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15}, {2} a {1}, {7} a {9, 11}, {9} a {1, 7}, {10} a {1}, {11} a {1, 7}, {12} a {1}, {13} a {1}, {14} a {1}, {15} a {1}.

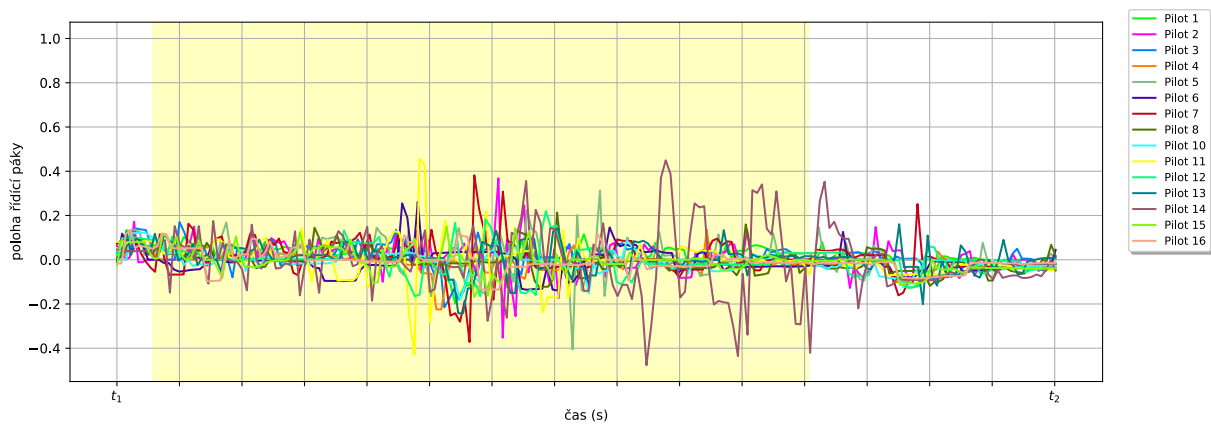
Dále stojí za zmínku vykreslení parametru *Barometrická výška*. Zde je zobrazen pro somatogyrální iluzi při prvním profilu krabicový graf (viz obrázek 3.7) a průběh v čase (viz obrázek 3.8). Ačkoli Friedmanův test a následná post-hoc analýza odhalila signifikantní rozdíly mezi jednotlivými okny, průběh v čase nevykazuje zásadní odchylky.

3.2 EKG

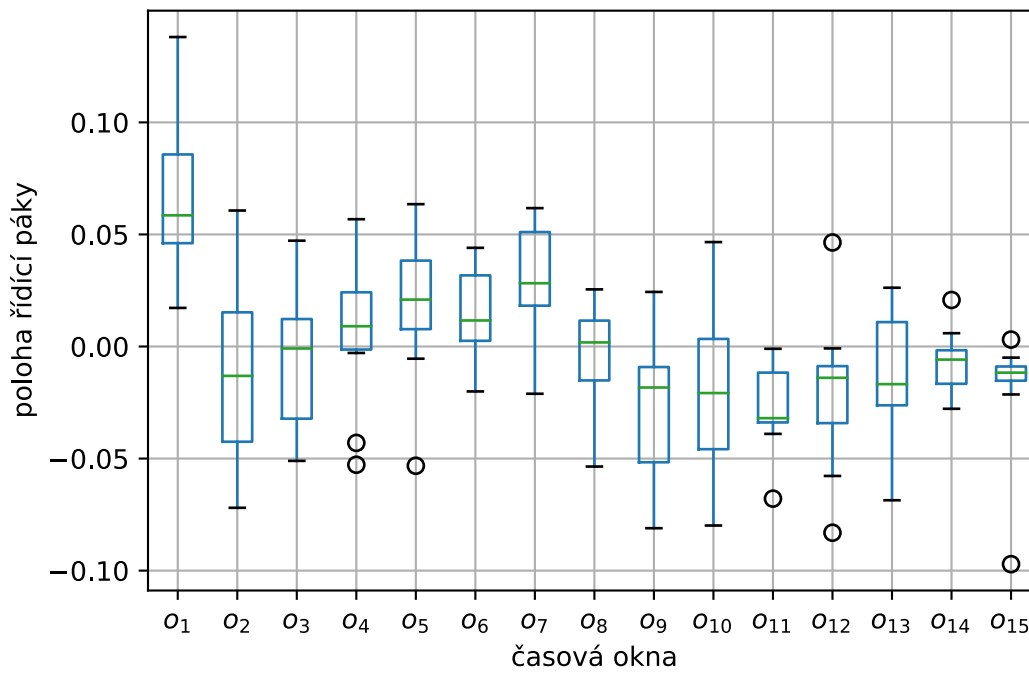
Hodnocení EKG proběhlo vizuálně na základě spektrogramů z programu HRVAS. Ty se musely nejprve spárovat s letovými daty. Bohužel se kvůli zastavení měření letových dat při prvním profilu u somatogravické iluze na základě chybného vysunutí klapky musel tento úsek



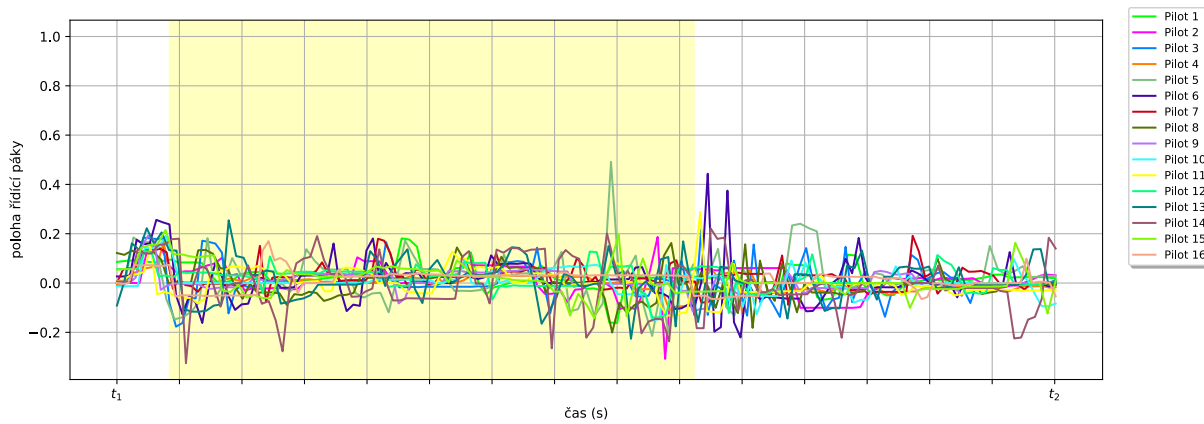
Obrázek 3.3: Krabicový graf pro Coriolisovu iluzi při prvním profilu - Poloha řídicí páky v rovině roll.



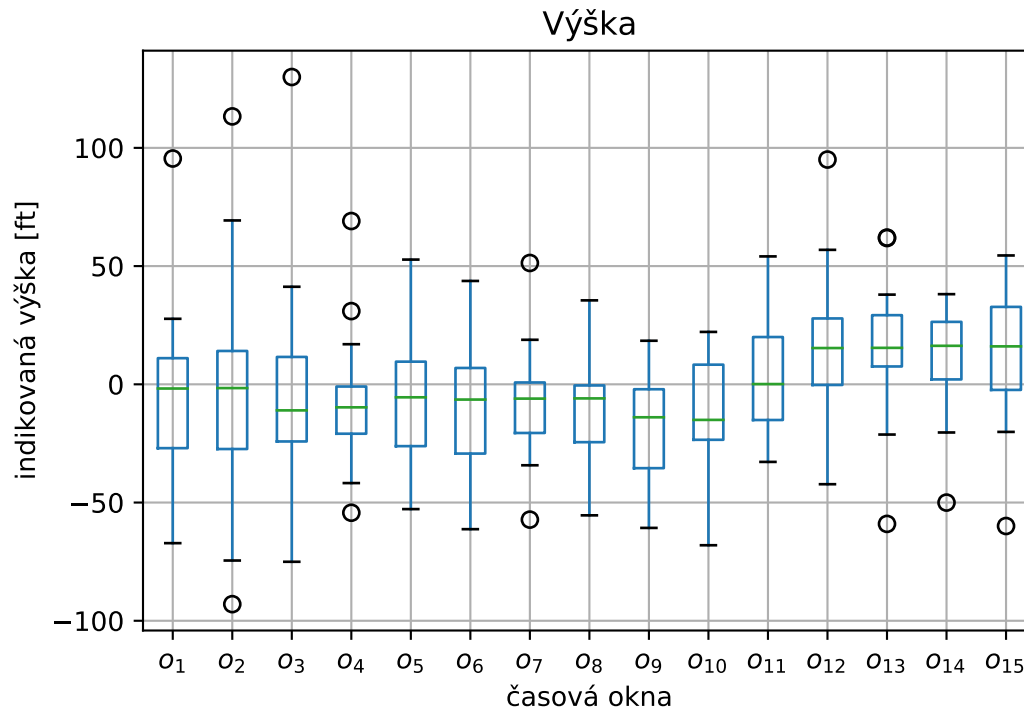
Obrázek 3.4: Průběh v čase pro Coriolisovu iluzi při prvním profilu - Poloha řídicí páky v rovině roll.



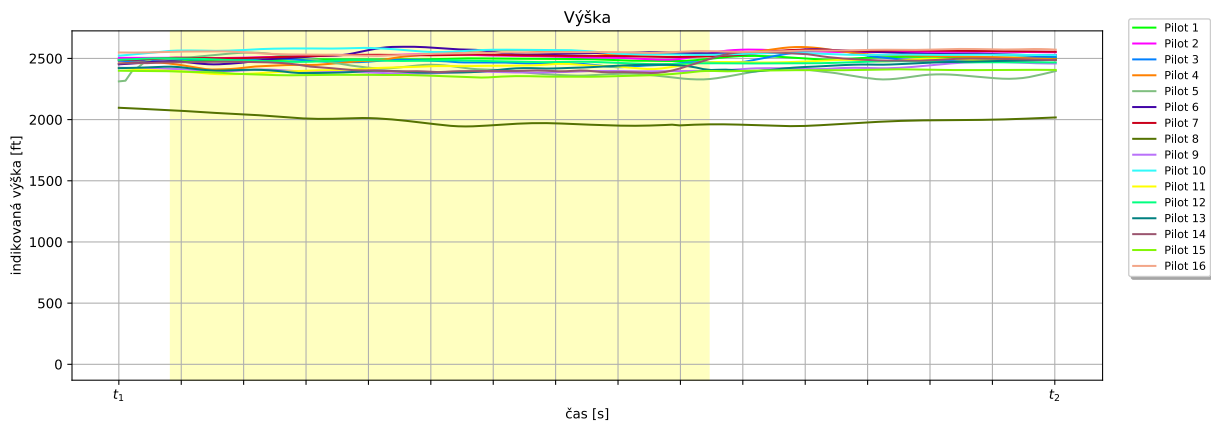
Obrázek 3.5: Krabicový graf pro somatogyrální iluzi při třetím profilu - Poloha řídicí páky v rovině roll.



Obrázek 3.6: Průběh v čase pro somatogyrální iluzi při třetím profilu - Poloha řídicí páky v rovině roll.



Obrázek 3.7: Krabicový graf pro somatogyrální iluzi při prvním profilu - Barometrická výška.



Obrázek 3.8: Průběh v čase pro somatogyrální iluzi při prvním profilu - Barometrická výška.

opakovat, aniž by se spustilo nové nahrávání EKG. Proto tato část chybí. Dalším důvodem pro nemožnost spojení dat simulátoru EKG je případ, kdy účastníci nesprávně označili začátek měření.



Dále se musela na spektrogram vykreslit křivka znázorňující pohyb simulátoru, což tedy zrcadlí přítomnost naprogramované iluze. Začátek je znázorněn červenou čarou a konec je znázorněn černou čarou. Z některých letových dat dále nebylo však možné tuto informaci zjistit, tak nebylo možné spárovat měření EKG a letových dat. Jsou zde tedy prezentovány pouze spektrogramy, u kterých bylo možné je porovnat s otáčením simulátoru na základě navozené iluze.

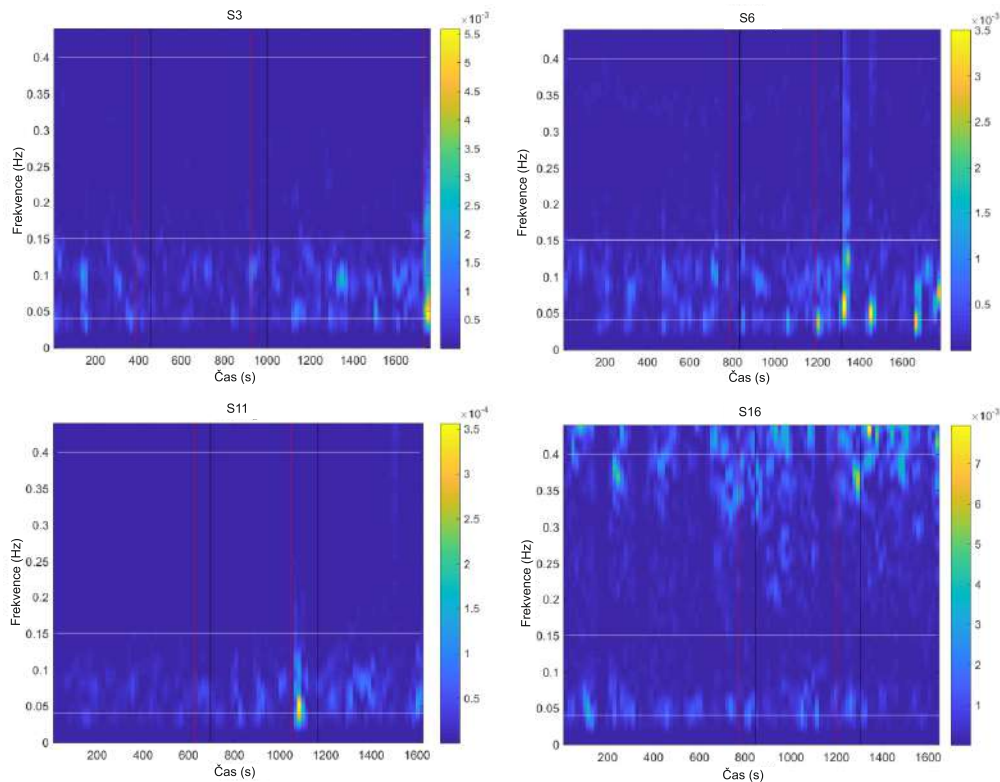
Výsledky jsou představeny podle rozdělení na jednotlivé profily. První letový profil je zobrazen na obrázku 3.9. Data pochází celkem ze čtyř subjektů. Pro tento profil zde nejsou u subjektu 3 pozorovány žádné změny při letu s iluzemi v porovnání s letem bez iluzí. Pro další subjekty jsou vykresleny pouze dvě naprogramované iluze. Zde je u všech vidět změna při nebo po druhé iluzi. U subjektu 6 a 11 se jednalo o zapojení sympatiku, zatímco u subjektu 16 se jednalo spíše o zapojení parasympatikové části.

U druhého letového profilu (viz obrázek 3.10) se podařilo vykreslit všechny čtyři iluze (u jednoho subjektu 11 pouze dvě). Na datech ze subjektu 2 je vidět, že na začátku první iluze převážela sympatiková aktivita.

Data pro třetí letový profil jsou zobrazena na obrázku 3.11. U subjektu 4 lze z dat vyčíst, že sympatiková aktivita převážela po čas celého letu, nejvíc se ale projevila při první iluzi a po třetí iluzi. Tam se zároveň projevila i parasympatiková aktivita. U subjektu 9 je pak vidět převládající sympatiková aktivita během a po třetí iluzi a po čtvrté.

3.3 Stabilogram

U zkoumání stability se využily obsahy konfidenčních elips, které se vykreslily kolem pohybu COP v čase pro každého účastníka. Každý účastník měl tedy celkem 16 stabilogramů. Data pochází pouze od patnácti z šestnácti subjektů, protože data od prvního subjektu nebyla dostupná. Pro představu je zobrazen příklad jednoho účastníka na obrázku 3.12. Ostatní subjekty jsou graficky zobrazeny v příloze.



Obrázek 3.9: Spektrogramy při prvním letovém profilu.

Zde jsou výsledky rozděleny do následujících kategorií: stoj - otevřené oči bez měkké podložky, stoj - zavřené oči bez měkké podložky, stoj - otevřené oči s měkkou podložkou a stoj - zavřené oči s měkkou podložkou.

Pro stoj s otevřenými očima bez měkké podložky zjistil Friedmanův test statisticky významné rozdíly, avšak post-hoc analýza neukázala statisticky významné rozdíly mezi žádnými měřeními. Krabicový graf pro tento případ je zobrazen na obrázku 3.13. Na svislé ose je porovnáván obsah a na vodorovné ose jsou měření. Referenční měření je označeno jako 0. Měření po prvním profilu je označeno jako 1b, měření po druhém profilu je označeno jako 2b a měření po třetím profilu je označeno jako 3b. Z obrázku 3.13 si lze všimnout, že se mediány v obou skupinách jsou podobné a rozptyl v měření 1b je mnohem menší než u referenčního měření.

Při zkoumání druhého případu, tedy stoj - zavřené oči bez měkké podložky, byl zjištěn signifikantní vliv mezi danými měřeními. Post-hoc analýza pomocí Nemenyioho testu odhalila



statisticky významný rozdíl konkrétně mezi referenčním a po prvním letovém profilu a dále mezi měřeními po prvním profilu a druhém profilu. Můžeme si z obrázku 3.14 všimnout, že stabilita po referenčním měření klesla, poté vzrostla a poté opět klesla.

Pro měření na měkké podložce nebyl zjištěn signifikantní vliv u stoje s otevřenými očima ani se zavřenými. Krabicové grafy jsou pak zobrazeny na obrázku 3.15 a 3.16. U stoje s otevřenými očima na měkké podložce neprokázal Friedmanův test statisticky významné rozdíly mezi měřeními. Lze si ale všimnout většího rozptylu při měření po prvním profilu oproti ostatním. Hodnoty mediánu se výrazně neliší. Při stoji se zavřenými očima nejsou vidět výrazné rozdíly v rozptylu ani v mediánu.

3.4 Subjektivní hodnocení

Dotazníkové šetření pomohlo k získání subjektivních dat, tzn. kdy člověk sám poznal, že je něco v nepořádku. Data jsou rozdělena do několika kategorií. První kategorií je stav, kdy člověk danou iluzi nezaznamenal. Druhou kategorií je, když člověk iluzi zaznamenal, ale bylo to zvládnutelné a neměl potíže s pilotáží. Poslední kategorií je stav, kdy pilot iluzi zaznamenal, ale měl potíže udržet požadované letové parametry (tzn. velmi intenzivní). Tyto dojmy byly reportovány po každém letovém profilu pro každou iluzi.

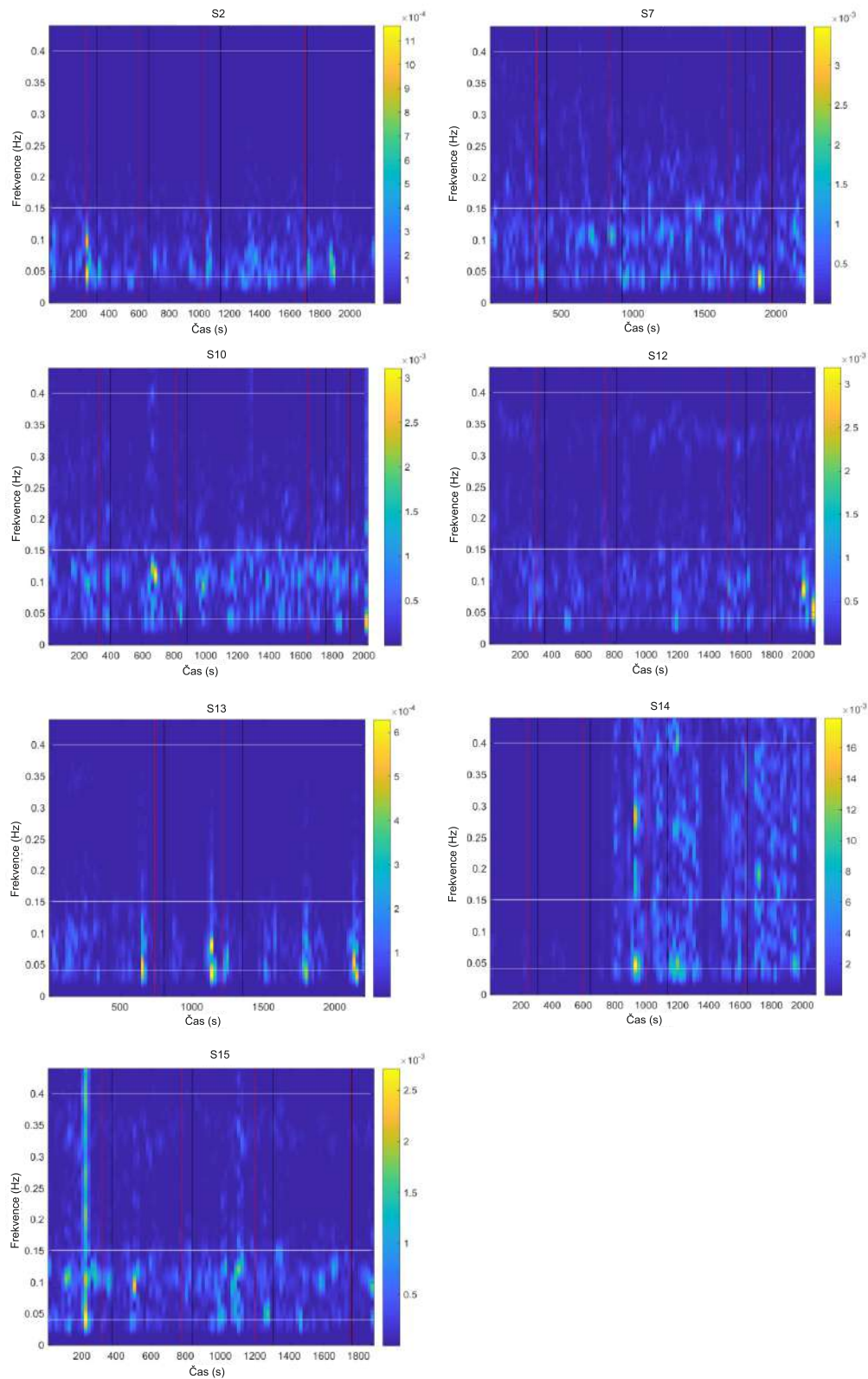
Výsledky pro první letový profil jsou zobrazeny na obrázku 3.17. U Coriolisovi iluze reportovalo 87% subjektů, že byla velmi intenzivní a nepříjemná. Dodatečně účastníci reportovali i motání hlavy či stres. Pouze 13% účastníků tuto iluzi nezaznamenalo. Pouze 50% účastníků označilo somatogyrální iluzi jako velmi intenzivní. Jako zvládnutelnou ji označilo 31% a 31% ji nezaznamenalo vůbec. Iluze náklonu byla u prvního profilu nejvíce nezaznamenatelná iluze. Konkrétně ji nezaznamenalo 81% účastníků. Pouze 19% účastníků ji procítilo, ale bylo to zvládnutelné a nezpůsobovalo to problém s udržováním letu. Jako velmi intenzivní tuto iluzi neoznačil žádný subjekt. Somatogravickou iluzi nezaznamenalo 38% pilotů. Jako velmi intenzivní ji označilo 6% účastníků. Dále reportovalo 56% pilotů, že iluze byla cítit, ale pilotování bylo zvládnutelné bez zásadního úsilí.



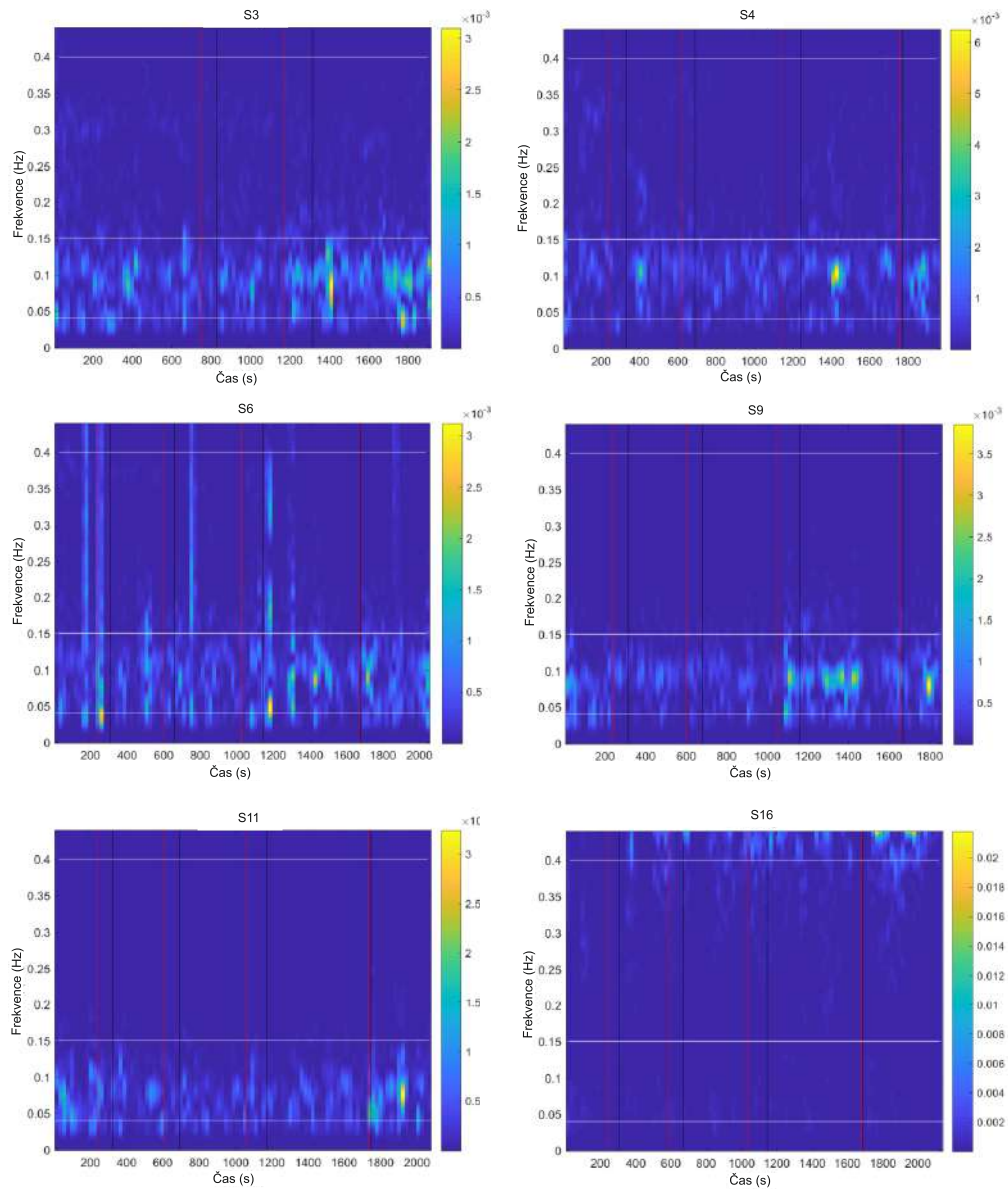
Výsledky pro druhý letový profil jsou zobrazeny na obrázku 3.18. Po druhém profilu část účastníků reportovalo iluze obecně jako méně intenzivní a část naopak. Oproti prvnímu profilu zde všichni účastníci rozpoznali Coriolisovu iluzi a označili jako velmi intenzivní. Co se týče somatogyrální iluze, 94 % pilotů ji označilo jako velmi intenzivní. Pouze jeden pilot reportoval, že byla cítit, ale nevynaložil zásadní úsilí pro udržení letu. Iluze náklonu nebyla rozpoznána 25 % účastníků. Oproti prvnímu profilu ji zde hodnotilo 31 % jako velmi intenzivní. Dále 44 % subjektů reportovalo, že ji zaznamenaly a nemělo to vliv na pilotování. Somatogravická iluze nebyla zaznamenána 44 % pilotů. Pouze 6 % ji hodnotilo jako velmi intenzivní. Polovina účastníků reportovala, že ji zaznamenali, ale neměli žádné potíže s pilotáží.

Výsledky z třetího letového profilu jsou zobrazeny na obrázku 3.19. Coriolisovu iluzi označilo 81 % pilotů jako velmi intenzivní a měli potíže s udržením požadovaného letu. Dále reportovalo 19 % pilotů, že iluzi zaznamenali bez potíží s udržením letu. Co se týče somatogyrální iluze, byla rozpoznána všemi a 69 % pilotů ji označilo jako velmi intenzivní a 31 % ji procítilo se zásadními potížemi s udržením letu. Iluze náklonu nebyla rozpoznána 56 % účastníků. Jako velmi intenzivní ji označil pouze jeden pilot a dále ji reportovali tak, že byla znatelná, ale bez zásadních zásahů do řízení. Somatogravická iluze nebyla rozpoznána 63 % subjektů a dále ji 37 % rozpoznalo, ale bez znatelného vlivu na pilotáž.

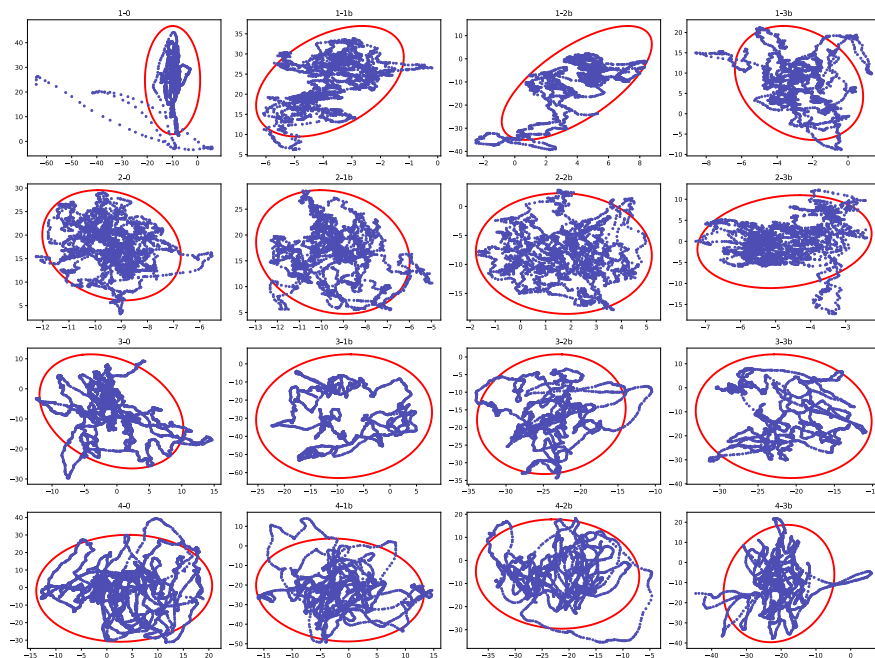
Na obrázku 3.20 je shrnutí ze všech tří profilů. Nejméně zaznamenaná iluze byla iluze náklonu. Jako nejintenzivnější iluze byla hodnocena Coriolisova iluze 62 % účastníků a somatogyrální iluze 38 % účastníků.



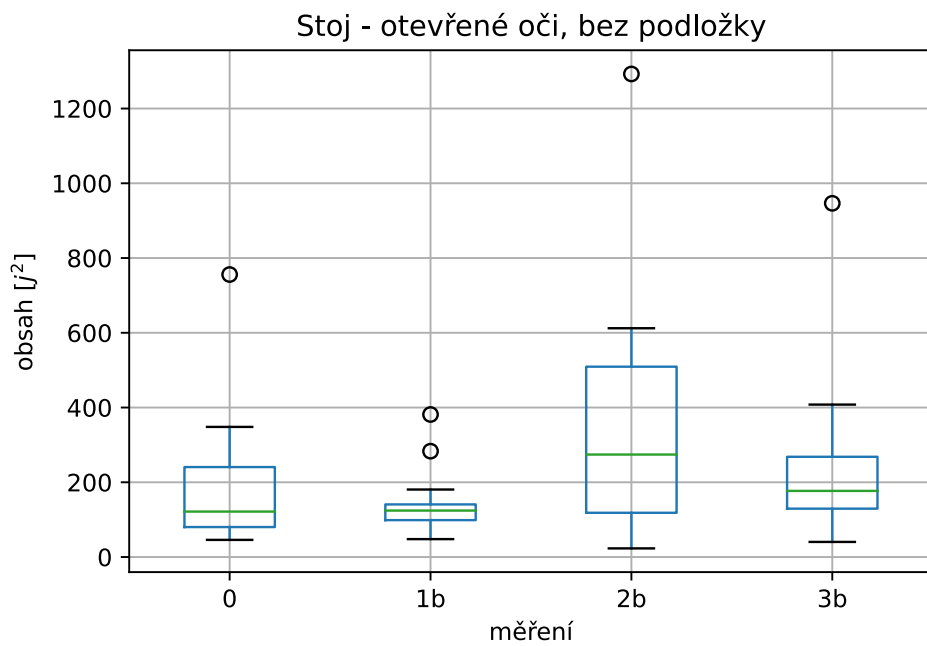
Obrázek 3.10: Spektrogramy při druhém letovém profilu.



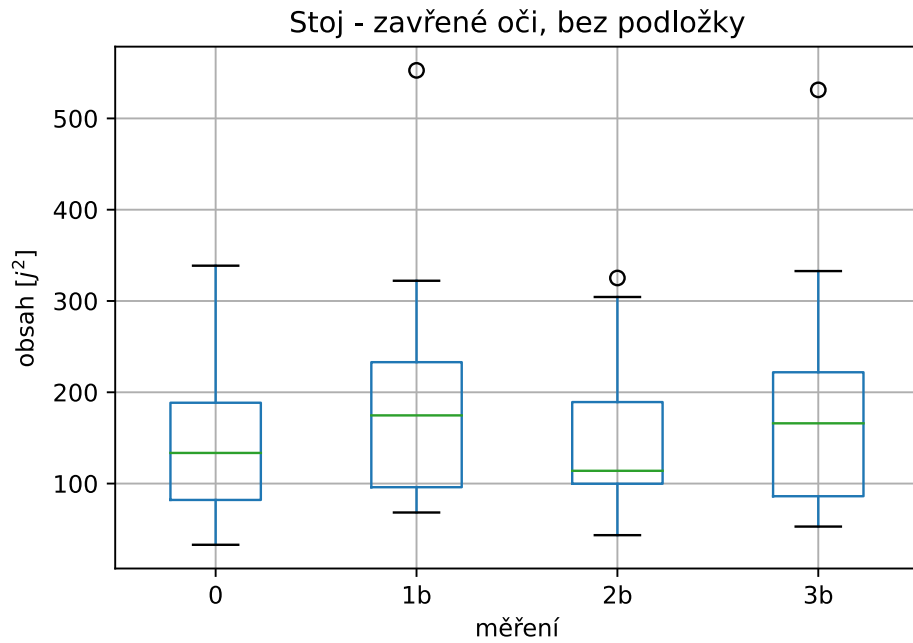
Obrázek 3.11: Spektrogramy při třetím letovém profilu.



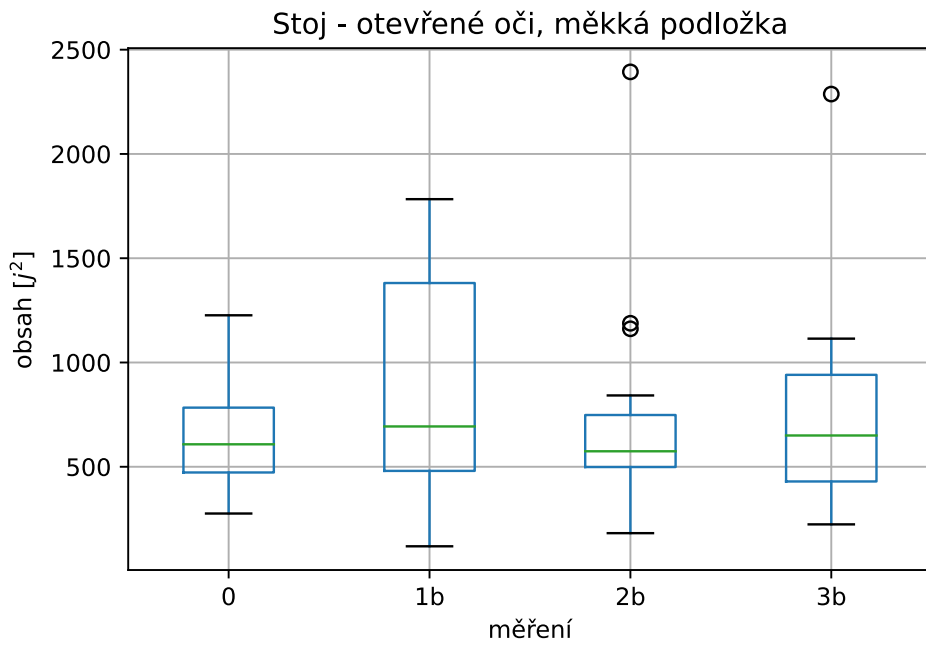
Obrázek 3.12: Pohyby COP - subjekt 2.



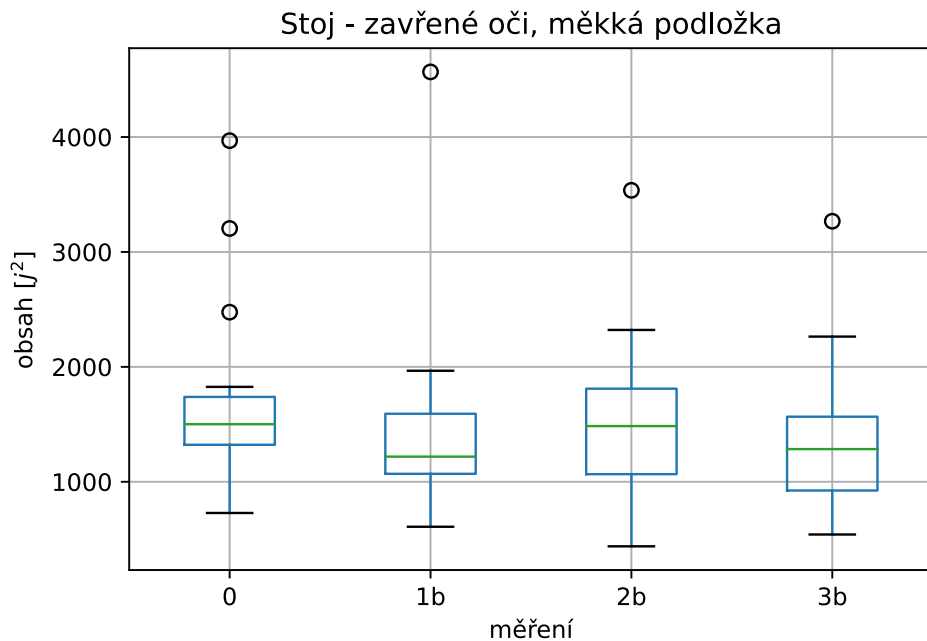
Obrázek 3.13: Hodnocení stoj - otevřené oči, bez měkké podložky.



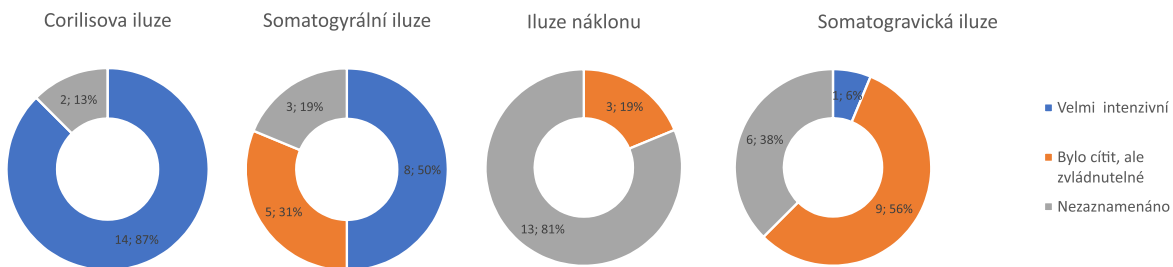
Obrázek 3.14: Hodnocení stoj - zavřené oči, bez měkké podložky.



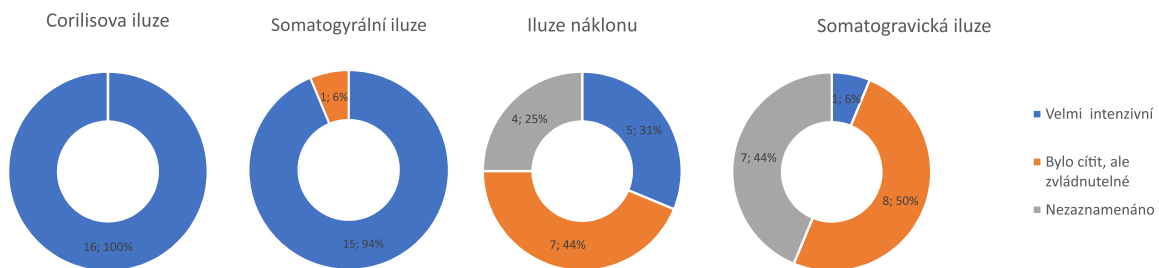
Obrázek 3.15: Hodnocení stoj - otevřené oči na měkké podložce.



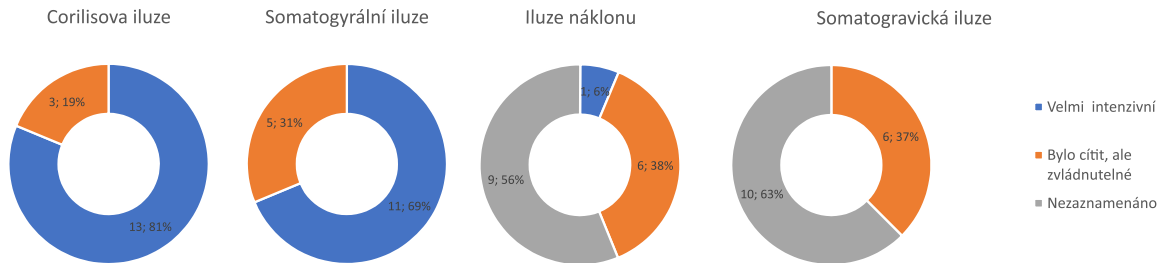
Obrázek 3.16: Hodnocení stoj - zavřené oči na měkké podložce.



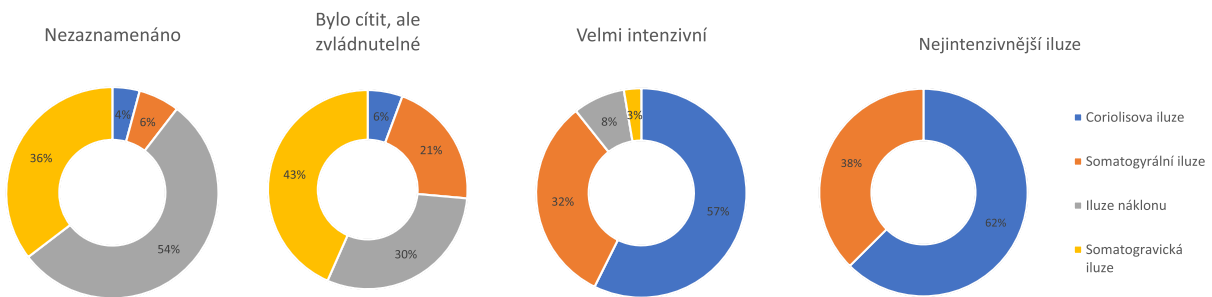
Obrázek 3.17: Subjektivní pocity z prvního profilu.



Obrázek 3.18: Subjektivní pocity z druhého profilu.



Obrázek 3.19: Subjektivní pocity z třetího profilu.



Obrázek 3.20: Subjektivní pocity - shrnutí.



4 Diskuze výsledků

Tématem diplomové práce bylo zjistit, zda jsou navržené metody schopny identifikovat přítomnost vestibulární iluze u pilota. V rámci analýzy současného stavu nebyl dohledán žádný obdobný experiment, který by byl vykonán v takovém rozsahu a využíval by použité metody. V následujícím textu jsou rozebrány jednotlivé metody s komentářem, zda se jedná o vhodnou metodu pro identifikaci přítomnosti iluze, nebo ne.

Při zkoumání letových dat byly zjištěny téměř u všech parametrů statisticky významné rozdíly mezi jednotlivými okny (viz kapitola 2.5.1). Ačkoli jsou výsledky statisticky významné, nelze jednoznačně říct, zda daný parametr může sloužit jako indikátor iluze. K tomu je nutný vizuální pohled autora přímo na průběh parametru v čase. Pro účely této práce jsou tedy tyto rozdíly u většiny iluzí zanedbatelné.

Zanedbatelnost je dána například tím, že každý subjekt začal plnit instrukci s odlišným zpožděním, a proto se datech ukázal signifikantní rozdíl mezi okny. I když byla snaha subjekty předem upozornit, aby instrukce zbytečně neodkládali a snažili se o včasné a správné plnění, nebylo dosaženo požadované přesnosti. To se například týká parametru výška, heading, změna headingu atd. Dalším důvodem může být velmi malý rozdíl změny daného parametru. To se týká například plynové přípusti.

Následujícím důvodem, proč výsledky nejsou jednoznačné je dán tím, že většina subjektů letěla velmi přesně požadovanou trať. To mohlo způsobeno tím, že se experimentu zúčastnili velmi zkušení piloti. Když se ale u nějakého pilota vyskytly malé výchylky, promítlo se ihned to v datech. Poté je pak velice obtížné rozlišit, zda se jedná o záměrné opravy za účelem se navrátit na požadovanou trať, či o zásahy nasvědčující podlehnutí iluzi. U žádného pilota nedošlo k úplné dezorientaci či podlehnutí iluzi a následnému výraznému vychýlení od požadované polohy, ke které by měl pilot dlouhodobé potíže se navrátit. Vzhledem k tomu pak nelze všechny statisticky významné výsledky považovat za indikátory vestibulárních iluzí.

Při vizuálním posouzení letových parametrů u somatogyrální iluze, Coriolisovi iluze a iluze náklonu nebyl nalezen žádný společný trend u všech nebo alespoň většiny pilotů. Co se týče ojedinělých případů, lze si u parametru *Poloha řídicí páky v rovině pitch a roll* všimnout



velkých zásahů do řízení s následným nakláněním letounu na obě strany. Vzhledem k tomu, že se jedná o nadstandardně velké opravy, které se opakují, je možné to vyhodnotit jako indikátor přítomnosti iluze. To se pak samozřejmě odráží i v dalších ukazatelích jako *Náklon*, *Pitch*, *Vertikální rychlost* atd. Konkrétně Coriolisova iluze je zajímavá přibližně uprostřed žlutého pásma, kdy účastníci měli za úkol pohnout hlavou. Zde je vidět, jak většinou piloti udělají podvědomě i pohyb řídicí pákou. Podobně je tomu i u somatogyrální iluze, kde je opět vidět agresivní naklánění letadla z jedné strany na druhou. Ve stejném smyslu je možné si všimnout navrácení letadla do původního náklonu u iluze náklonu. Toto platí obecně pro všechny tři profily.

Po vizuálním zhodnocení výsledků u somatogravické iluze však byl nalezen společný indikátor. Tím byl parametr *Poloha řídicí páky v rovině pitch*, který se následně odráží i v parametru *Pitch*. Ten je zobrazen v předešlé kapitole na obrázku 3.2. Už jen z vizuálního posouzení je zde vidět značný trend v potlačení řídicí páky během naprogramované iluze u většiny pilotů. Lze tedy jednoznačně vyvodit, že tento parametr může spolehlivě sloužit jako indikátor somatogravické iluze, který lze použít jako prevenci při podlehnutí iluzi či snížení tendence k podlehnutí iluzi.

EKG bylo posuzováno na základě spektrogramů. To umožnilo posoudit, která frekvenční pásma jsou v dané chvíli zapojená a sledovat tak změny zapojení autonomního nervového systému. Celkem bylo k dispozici 17 spektrogramů. Důvodem takto malého množství dat bylo například nesprávné označení začátku měření, nemožnost spárování s letovými daty, či absence letových dat pro pohyb simulátoru.

Na některých spektrogramech bylo možné si všimnout evidentních změn ve frekvenci, které nastaly v závislosti na iluzi. Tyto změny však bylo možné pozorovat u dalších subjektů i během letů bez iluzí, tudíž nejde jednoznačně říct, zda změna nastala kvůli naprogramované iluzi či se jednalo o normální stav. Vzhledem k malému množství dat není možné udělat jednoznačné závěry.

Co se týče stability, statisticky významný rozdíl byl prokázán pouze při stoji bez měkké podložky se zavřenýma očima. Při pohledu na krabicové grafy a na pohyby COP samotné, je



možné si všimnout změn mediánů a změn rozptylu, což značí, že let na simulátoru s iluzemi měl efekt na stabilitu.

Obecně lze říci, že prezentované výsledky ze stabilometrické plošiny byly očekávané. Je to dáno tím, že na měkké podložce, alespoň u zdravých lidí, je obrovský rozptyl hodnot kvůli tomu, že se subjekty snaží upravovat stabilitu. Data se tím tedy mohla zašumět a proto v naměřených datech nebyl zjištěn signifikantní rozdíl.

Zásadní je, že se při zavřených očích bez měkké podložky zjistily statisticky významné rozdíly mezi měřeními. To se při otevřených očích neočekává, protože mají účastníci k dispozici stejnou vizuální referenci. Tím pádem se složky stabilometrického aparátu, do kterého patří mozeček, vizuální systém a vestibulární systém dávají do souhry. V případě zavřených očí je však stabilita založena pouze na vestibulárním aparátu.

Subjektivní hodnocení získané pomocí dotazníkového šetření s důrazem na určení úrovně vnímání jednotlivých iluzí může částečně sloužit jako ukazatel míry výskytu iluze a zároveň i náročnosti a tedy závažnosti simulovaných vestibulárních iluzí. Závažnost bylo možné sledovat dle výpovědí týkajících se schopností provádět požadované instrukce a udržet letové parametry v požadovaném rozsahu za současného působení konkrétní iluze.

Dle dat prezentovaných v kapitole 3.4 byla subjekty nejvíce vnímána Coriolisova a somatogyrální iluze s tím, že jako nejintenzivnější byla určena Coriolisova. Tyto dvě iluze na subjekty dle výpovědí působily negativně a nezářídka způsobovaly značný diskomfort s pocity nevolnosti a vědomím dezorientace. To je nejspíš důvodem, proč byly identifikovány a vnímány nejvíce.

Samotné rozpoznání a silný vjem subjektů však jako spolehlivý identifikátor iluze užít nelze. Je to způsobeno tím, že některé iluze jako například iluze náklonu, jsou ze svého principu nenápadné a mohou na subjekt působit i bez dynamických změn jako mají intenzivně vnímané iluze. Určitý vliv pak dále má i limitace použitého simulátoru, který se skutečným letovým iluzím nikdy plně přiblížit nemůže a tedy může daná simulátorem interpretovaná iluze na subjekty působit mírně jinak než je tomu za letu.



Závěr

V rámci diplomové práce bylo cílem navrhnout metody, které by mohly spolehlivě identifikovat přítomnost vestibulární iluze. Tato data se opírala o jednoduše měřitelná za letu a svým charakterem nijak neomezovala činnost pilota. Teoretická část se zabývala analýzou současného stavu v oblasti identifikace vestibulárních iluzí za letu a vestibulárních iluzí obecně.

V praktické části měla práce za úkol navrhnout a vykonat experiment, který by obsahoval navození vestibulárních iluzí. Experiment byl proveden na zkušených pilotech. Jejich úkolem bylo zalétnout tři letové profily o různých instrukcích a o rozdílné náročnosti, ve kterých byly přítomny vestibulární iluze. Během experimentu docházelo ke sběru dat. Konkrétně se jednalo o letová data, srdeční aktivitu, subjektivní hodnocení pomocí dotazníku a data ze stabilometrické plošiny. Tato data byla následně pomocí vhodných statistických metod zpracována.

Aby bylo možné z letových parametrů určit, zda člověk podlehl iluzi, musel v ní zachybovat a opravdu ji podlehnout. Vzhledem k tomu, že se reprezentativní vzorek subjektů skládal z velice zkušených pilotů, k podlehnutí iluzím došlo zřídka a ve velmi malé intenzitě. Proto bylo velice obtížné tato data vyhodnotit. Nicméně, z nestandardních pohybů řídicí páky lze vyčíst, zda člověk podlehl dané iluzi, či ne. U dat z EKG bylo možné si všimnout změn v zapojení autonomního nervového systému u některých subjektů. Data ze stabilometrické plošiny ukázala, že absolvování letu na simulátoru s přítomností iluzí měla vliv na stabilitu postoje. Poslední ukazatel, tzn. subjektivní hodnocení, se ukázal jako nejúspěšnější indikátor ve srovnání se zmíněnými třemi. Zde subjekty správně poznaly, že se odehrává něco nestandardního a nesprávného a snažily se soustředit na přístroje a nepropadnout dané iluzi.

Tato práce je jednou z mála, která by se zabývala zmíněnou problematikou v takové rozsáhlé míře. Může tedy sloužit i jako vodítko pro další vědeckou práci a být doporučením pro hledání nových a lepších metod.



Seznam použité literatury

- [1] FysioMed CS. Alfa – stabilometrická plošina: Posturografický systém pro měření stability. [online]. Dostupné z <https://www.fysiomed.cz/zdravotnicka-technika/diagnostika/stabilometrie/stabilometricka-plosina-alfa/>.
- [2] Zdeněk Seidl. *Neurologie pro studium i praxi*. Grada, Praha, 2., přeprac. a dopl. vyd edition, 2015.
- [3] Jan Jelínek and Vladimír Zicháček. *Biologie pro gymnázia*. Nakladatelství Olomouc, Olomouc, 11. vyd edition, 2014.
- [4] Eric Kandel, James Schwartz, and Thomas Jessell. *Principles of Neural Science*. McGraw-Hill, fifth edition edition, 2012.
- [5] CAE Oxford Aviation Academy. *Human Performance and Limitations*. KHL Printing Co. Pte Ltd, UK, 2014.
- [6] Melchor Antuano. Medical facts for pilots.
- [7] Miroslav Orel. *Anatomie a fyziologie lidského těla*. Grada, Praha, 2019.
- [8] Federal Aviation Administration. *Pilot's Handbook of Aeronautical Knowledge*. USA, 2016.
- [9] Nordan. *Human Performance & Limitations*. 2018.
- [10] David G. Newman. *An overview of spatial disorientation as a factor in aviation accidents and incidents*. Australian Transport Safety Bureau, Australia, 2007.
- [11] *Human performance and limitations: JAA ATPL training*. Jeppesen Sanderson, edition 2 edition, 2004.
- [12] Human factors and aviation medicine, 1992.



- [13] Rudolf Černý, Ondřej Čákr, and Jaroslav Jeřábek. Laboratorní metody vyšetření vestibulárního aparátu. *Neurologie pro praxi*, 18(3):163–169, 2017.
- [14] Thomas Brandt and Michael Strupp. General vestibular testing. *Clinical Neurophysiology*, 116(2):406–426, February 2005.
- [15] Videonystagmography. *An International Journal of Otorhinolaryngology Clinics*, 4(1):17–24, 2012.
- [16] Piotr Pietkiewicz, Renata Pepaś, Wiesław Sułkowski, Hanna Zielińska-Bliźniewska, and Jurek Olszewski. Electronystagmography versus videonystagmography in diagnosis of vertigo. *International Journal of Occupational Medicine and Environmental Health*, 25(1), January 2012.
- [17] Joseph Farkashidy. Electronystagmography: Its clinical application. *Canadian Medical Association Journal*, 94(8):368–372, 1966.
- [18] Chapter VI: Electronystagmography. *Acta Oto-Laryngologica*, 81(sup343):52–61, January 1976.
- [19] Zuzana Řeháková. Vyšetření rovnováhy- část 2, 2014.
- [20] Herman Kingma, Gérome C. Gauchard, Catherine de Waele, Christian van Nechel, Alexandre Bisdorff, Alain Yelnik, Mans Magnusson, and Philippe P. Perrin. Stocktaking on the development of posturography for clinical use. *Journal of Vestibular Research*, 21(3):117–125, 2011.
- [21] J. Dršata, M. Vališ, M. Lánský, and J. Vokurka. Přínos statické počítačové posturografie ke skrínigovému vyšetření kvantifikace posturální rovnováhy. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie*, 2008(4).
- [22] *Neurologické vyšetření v rehabilitaci pro fyzioterapeuty*. Univerzita Palackého, Olomouc, 2003.



- [23] Patrik Kutílek and Adam Žižka. *Vybrané kapitoly z experimentální biomechaniky*. České vysoké učení technické, V Praze, 2012.
- [24] Lorenzo Chiari. Stabilometry. In *Encyclopedia of Neuroscience*, pages 3830–3833. Springer Berlin Heidelberg.
- [25] Bastiaan R. Bloem, Jasper E. Visser, and John H.J. Allum. Chapter 20 posturography. In *Handbook of Clinical Neurophysiology*, pages 295–336. Elsevier, 2003.
- [26] Christina Seimetz, Danica Tan, Riemann Katayama, and Thurmon Lockhart. A comparison between methods of measuring postural stability: force plates versus accelerometers. *Biomedical sciences instrumentation*, 48:386—392, 2012.
- [27] T. Meydan. Recent trends in linear and angular accelerometers. *Sensors and Actuators A: Physical*, 59(1-3):43–50, April 1997.
- [28] Justin J. Kavanagh and Hylton B. Menz. Accelerometry: A technique for quantifying movement patterns during walking. *Gait & Posture*, 28(1):1–15, July 2008.
- [29] Miguel F. Gago, Vitor Fernandes, Jaime Ferreira, Hlder Silva, Lus Rocha, Estela Bicho, and Nuno Sousa. Postural stability analysis with inertial measurement units in alzheimer's disease. *Dementia and Geriatric Cognitive Disorders Extra*, 4(1):22–30, January 2014.
- [30] KHV Industries. Guide to comparing gyro and imu technologies, 2014.
- [31] H.J. Luinge. Inertial sensing of human movement, 2002.
- [32] ETC: AEROSPACE SOLUTIONS. Gyro ipt-ii. [online]. Dostupné z <https://www.etcaircrewtraining.com/gyro-ipt-ii-spatial-disorientation.html>.
- [33] Nastar Center. Gyro ipt-ii. [online]. Dostupné z <https://www.nastarcenter.com/about-us/our-equipment/gyro-ipt-ii>.



- [34] Albertov Research Center. Vlv lab. [online]. Dostupné z <https://www.albertov.cz/projekty/vlv-lab/>.
- [35] Inertia Technology. Downloads. [online]. Dostupné z <https://inertia-technology.com/wp-content/uploads/2019/08/ProMove-mini-datasheet.pdf>.
- [36] Downloads.
- [37] Jiří Pumprla, Eliška Sovová, and Kinga Howorka. Variabilita srdeční frekvence: Využití v interní praxi se zaměřením na metabolický syndrom. *Interní medicína pro praxi*, 16(5):205–208, 2014.
- [38] John T Ramshur. Hrvas. [online]. Dostupné z <https://github.com/jramshur/HRVAS>.
- [39] Fred Shaffer and J. P. Ginsberg. An overview of heart rate variability metrics and norms. *Frontiers in Public Health*, 5, September 2017.
- [40] John T Ramshur. Design, evaluation, and application of heart rate variability analysis software (hrvas). 2010.
- [41] Johann Issartel, Ludovic Marin, Philippe Gaillot, Thomas Bardainne, and Marielle Cadopi. A practical guide to time—frequency analysis in the study of human motor behavior: The contribution of wavelet transform. *Journal of Motor Behavior*, 38(2):139–159, March 2006.
- [42] Ezeude Anayo Kingsley et al. Blind source separation using frequency domain independent component analysis, 2007.
- [43] J.B. Allen and L.R. Rabiner. A unified approach to short-time fourier analysis and synthesis. *Proceedings of the IEEE*, 65(11):1558–1564, 1977.
- [44] Mehdi Ahmadizadeh. An introduction to short-time fourier transform (stft), 2014.
- [45] Petr Heinc. Vyšetřování srdeční stability. *Kardiologická revue: Interní medicína*, 8(4):156–165, 2006.



- [46] Melanie S. Houle and George E. Billman. Low-frequency component of the heart rate variability spectrum: a poor marker of sympathetic activity. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, 276(1):H215–H223, January 1999.
- [47] A. E. HEDMAN, J. E. K. HARTIKAINEN, K. U. O. TAHVANAINEN, and M. O. K. HAKUMÄKI. The high frequency component of heart rate variability reflects cardiac parasympathetic modulation rather than parasympathetic ‘tone’. *Acta Physiologica Scandinavica*, 155(3):267–273, November 1995.
- [48] Aida Bendo, S. Kuvarati, Dhimitraq Skënderi, and A. VeveÁka. A theoretical study on the evaluation of the stability and postural sway , based on the results of the confidence ellipse. 2015.