

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ
V PRAZE
FAKULTA DOPRAVNÍ



Klára Snížková

Vliv únavy na pohybovou aktivitu pilotů

Bakalářská práce

2020



K621**Ústav letecké dopravy**

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

Jméno a příjmení studenta (včetně titulů):

Klára Snížková

Kód studijního programu a studijní obor studenta:

B 3710 – PIL – Profesionální pilot

Název tématu (česky): **Vliv únavy na pohybovou aktivitu pilotů**

Název tématu (anglicky): Influence of Fatigue on Physical Activity of Pilot

Zásady pro vypracování

Při zpracování bakalářské práce se řiďte následujícími pokyny:

- Cílem práce je zhodnotit vliv únavy na pohybovou aktivitu pilotů v průběhu experimentu s proměnlivou úrovní únavy prostřednictvím Motion Capture systému.
- Vypracujte analýzu současného stavu v oblasti využití Motion Capture systémů pro analýzu pohybu se zaměřením na využití těchto systémů při sledování únavy.
- Vyberte vhodné metody zpracování signálů pro hodnocení pohybové aktivity daných segmentů těla.
- Vykonejte experiment zaměřený na měření pohybové aktivity v průběhu zátěžových simulovaných letů u vybrané kohorty pilotů.
- Vyhodnoťte naměřená data prostřednictvím navržených metod.
- Výsledky diskutujte v kontextu únavy a stanovte závěry práce.



Rozsah grafických prací: dle pokynů vedoucího bakalářské práce

Rozsah průvodní zprávy: minimálně 35 stran textu (včetně obrázků, grafů a tabulek, které jsou součástí průvodní zprávy)

Seznam odborné literatury: Cortes, N., J. Onate, and S. Morrison. "Differential effects of fatigue on movement variability." *Gait & posture* 39.3 (2014).
Godfrey, A., et al. "Direct measurement of human movement by accelerometry." *Medical engineering & physics* 30.10 (2008).

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

Datum zadání bakalářské práce: **9. října 2019**
(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 bakalářské práce: **10. srpna 2020**

- 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 bakalářské práce.

Klára Snížková
jméno a podpis studenta

V Praze dne.....9. října 2019

Prohlášení

Tímto předkládám k posouzení a obhajobě bakalářskou práci, kterou jsem zpracovala na závěr studia na Fakultě dopravní ČVUT v Praze.

Prohlašuji, že jsem předloženou práci zpracovala samostatně a že jsem uvedla veškeré použité informační zdroje v souladu s Metodickým pokynem č.1/2009 „O dodržování etických principů při přípravě vysokoškolských závěrečných prací.“

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

V Praze dne 10.8.2020



Podpis



České vysoké učení technické v Praze

Fakulta dopravní

Vliv únavy na pohybovou aktivitu pilotů

Bakalářská práce

Klára Snížková

2020

Abstrakt

Tato práce se zabývá vlivem únavy na pohyblivost pilota během zátěžových simulovaných letů. V první části se nachází analýza současných metod snímání lidského pohybu a zkoumání vlivu únavy na pohyb. Ve druhé části jsou stanoveny metody pro sběr a vyhodnocování dat pro experiment. Experiment je navržený jako opakované dvacetičtyřhodinové měření, kterého se účastní vždy dva měření jedinci. Při tomto experimentu jsou sbírána data o pohybu subjektů pomocí Motion Capture systémů. Z výsledných dat je zpracovávána akcelerace. V závěru práce se nachází vyhodnocení dat, diskuze výsledků v kontextu studií zabývajících se stejným tématem a celkové zhodnocení.

Klíčová slova Lidský pohyb, Lidský činitel, Motion Capture systémy, Únava



Abstract

This thesis deals with the effect of fatigue on the mobility of the pilot during simulated flights. In the first part of the thesis is an analysis of current methods of sensing human movement and examining the effect of fatigue on human movement. The second part sets down the methods for collecting and evaluating data for the experiment. The experiment is designed as a repeated 24-hour measurement, in which two measured individuals take part. Movement data is collected using Motion Capture systems in this experiment. Acceleration is processed from the resulting data. At the end of the thesis there is an evaluation of the data, a discussion of the results in the context of studies dealing with the same topic and an overall evaluation.

Key words Human motion, Human factors, Motion Capture Systems, Fatigue



Poděkování

Na tomto místě bych chtěla poděkovat všem, kteří mě při psaní této práce a celkově při celém studiu podporovali. Zvláštní poděkování patří vedoucím práce paní Ing. Lence Hanákové a panu doc. Ing. Bc. Vadimíru Sochovi, Ph.D. za vedení, trpělivost a poskytování cenných rad a připomínek. Velké děkuji náleží všem pilotům, kteří se náročného experimentu zúčastnili.



Seznam použitých zkratek

DP	Doba služby (Duty period)
EEG	Elektroencefalografie
EKG	Elektrokardiografie
FDP	Doba letové služby (Flight duty period)
IFR	Pravidla pro let podle přístrojů (Instrument flight rules)
ILS	Systém pro přesné přiblížení a přistání (Instrument landing system)
IMC	Meteorologické podmínky pro let podle přístrojů (Instrument meteorological conditions)
meanS1	Průměr prvních pěti minut prvního letu v měření
meanM1	Průměr středních pěti minut prvního letu v měření
meanE1	Průměr posledních pěti minut prvního letu v měření
meanS2	Průměr prvních pěti minut druhého letu v měření
meanM2	Průměr středních pěti minut druhého letu v měření
meanE2	Průměr posledních pěti minut druhého letu v měření
SDS1	Směrodatná odchylka parametru meanS1
SDM1	Směrodatná odchylka parametru meanM1
SDE1	Směrodatná odchylka parametru meanE1
SDS2	Směrodatná odchylka parametru meanS2
SDM2	Směrodatná odchylka parametru meanM2
SDE2	Směrodatná odchylka parametru meanE3



Seznam obrázků

1	Antropometrické rozměry	11
2	Základní složení systému ProMove-mini	15
3	ProMove-mini senzor a jeho referenční systém [Zdroj: inertia-technology.com]	16
4	Úvodní strana Inertia Studia	17
5	Automatické a manuální doplnění ztracených dat	18
6	Umístění senzorů na subjektu	19
7	Příklad grafu typu boxplot	23
8	Zobrazení naměřených zrychlení jednoho subjektu v průběhu prvního letu	24
9	Boxploty zobrazující distribuci parametru meanS1 skrze všechna měření	27
10	Boxploty zobrazující distribuci parametru meanS2 skrze všechna měření	28
11	Boxploty zobrazující distribuci parametru meanM1 skrze všechna měření	29
12	Boxploty zobrazující distribuci parametru meanM2 skrze všechna data. Senzor 319	29
13	Boxploty zobrazující distribuci parametru meanE1 skrze všechna měření	30
14	Boxploty zobrazující distribuci parametru meanE2 skrze všechna měření	31
15	Boxploty zobrazující distribuci parametru SDS1 skrze všechna měření	32
16	Boxploty zobrazující distribuci parametru SDS2 skrze všechna měření	33
17	Boxploty zobrazující distribuci parametru SDM1 skrze všechna měření	34
18	Boxploty zobrazující distribuci parametru SDM2 skrze všechna měření	34
19	Boxploty zobrazující distribuci parametru SDE1 skrze všechna měření. Senzor 319	35
20	Boxploty zobrazující distribuci parametru SDE2 skrze všechna měření	36



Obsah

Úvod	1
1 Současný stav	3
1.1 Měření pohybu lidského těla	5
1.2 Vyhodnocování naměřených dat	8
1.3 Umístění senzorů	10
1.4 Shrnutí kapitoly	12
2 Metodologie	13
2.1 Popis subjektů a měření	13
2.2 Měření pohybu	14
2.3 Vyhodnocování dat	20
3 Výsledky	24
4 Diskuze	37
Závěr	39



Úvod

Ke zvolení tohoto tématu mě vedl fakt, že vliv únavy na člověka shledávám v dnešní době velmi aktuálním tématem. Dnes je vše díky strojům velmi zrychlené, avšak stále se naráží na limitace lidského faktoru. Únava je signifikantní limitací, která se bohužel špatně měří a bývá velmi individuální.

Lidský faktor patří z hlediska bezpečnosti k nejrizikovějšímu faktoru v letectví. Z tohoto důvodu je důležité, aby posádka letadla byla v co nejlepší zdravotní kondici, a to jak fyzické tak psychické, a aby se mohla plně koncentrovat na daný úkol. Statistiky ukazují, že únava je v letectví rostoucím problémem a je třeba se jí zabývat.

Hlavními příčinami únavy bývají dlouhé služby, nepravidelné směny a z nich plynoucí problémy s narušením denního cyklu jedince a nedostatečný odpočinek. Nelze také opomenout problém s dálkovými lety, kdy je posádka nucena k dlouhodobé koncentraci, či noční lety, kdy je pro člověka z fyziologického hlediska přirozené spát.

V rámci snahy o eliminaci rizikového faktoru spojeného s únavou posádek vznikl v průběhu let předpis, který přesně definuje maximální délky takzvaných dob služby a dob letové služby. Tento předpis také pojednává o tom, jak dlouhá by měla být doba odpočinku, a dokonce i v jakém prostředí by měl člen posádky odpočívat mezi jednotlivými službami.

V dnešní době je již známo mnoho škodlivých efektů, které má únava na výkonnost letadlové posádky, avšak celkový dopad únavy je často podceňován. K tomuto faktu dochází díky nízké znalosti komplexnosti vlivu únavy, jelikož data jsou sbírána formou jednotlivých výpovědí členů posádek, a tudíž vztažení těchto subjektivních dat na celou populaci je nepřesné a může vést k chybám.

Jednou z charakteristik, které jsou ovlivňovány únavou, je motorika. Pohyb pilota v kokpitu je značně omezen. Největší část pohybové zátěže spadá na horní končetiny a hlavu, přesněji oči. V porovnání s horními končetinami je zátěž na dolní končetiny při standardním letu mnohem menší, jelikož horními končetinami pilot obsluhuje nejen řídicí prvek pro vychylování řídicích ploch, ale i další palubní přístroje. Při pohybu v pilotní kabině je kladen důraz na přesnost a plynulost. Při pilotování letadla je důležité, aby ovládání řízení bylo vychylováno s maximální precizností tak, aby bylo dosaženo požadovaného manévru. Dále musí být pohyb dobře zkoordinován, aby



nedocházelo ke zkřížení řídicích ploch. Co se týká výchylky hlavy, měla by být co nejplynulejší, zejména z důvodu hrozby iluze za letu. Pokud je pilot unavený, je méně koncentrovaný a snadněji podléhá iluzím. Vlivem únavy může být také narušen T-scanning, což může vést ke ztrátě povědomí o poloze letadla v prostoru, degradaci přesnosti pilotáže a následnému přehnanému a hrubému zásahu do řízení, které může způsobit další problémy.

V rámci práce bylo provedeno několik 24 hodinových měření, při kterých se zkoumal vliv únavy na pohyblivost pilota, přesnost pilotáže a fyziologické parametry. Tato bakalářská práce se zabývá vlivem únavy na pohybovou aktivitu pilota. Cílem práce je zhodnotit vliv únavy na pohybovou aktivitu pilotů v průběhu experimentu s proměnlivou úrovní únavy.



1 Současný stav

Vliv únavy na lidský organismus je aktuálním tématem již několik let. Včasná detekce únavy může předejít mnohým nežádoucím následkům např. selhání lidského faktoru v letecké dopravě.

Únavu vyvolává dlouhodobá zátěž i slabší a běžná stimulace, ale i nedostatečná či monotónní stimulace. Únavu lze rozdělit dle převažujícího charakteru zátěže a projevu únavy na fyzickou a psychickou únavu. Oba tyto typy jsou navzájem provázány. Únava může být fyziologická a patologická. Fyziologická únava je přirozená reakce na vynaložené úsilí a lze ji poměrně snadno odstranit adekvátním odpočinkem. Patologická únava je závažnější a je zapříčiněna vyčerpáním běžných energetických zdrojů v důsledku intenzivní, neúměrně dlouho trvající zátěže.

K běžným příznakům únavy patří zrychlený dech, pocení, zvýšení tepové frekvence, zhoršení nervosvalové koordinace, snížení citlivosti vnímání, zhoršení a zpomalování rozhodování, bolesti svalů, hlavy, očí, pokles výkonnosti a celkový pocit únavy [1].

K zabránění ohrožení bezpečnosti letu z důvodu únavy posádky letadla je omezen počet hodin, kdy může být posádka ve službě, předpisem part-ORO. Tento předpis definuje dvě základní služby. Dobou služby (DP) se rozumí období, které začíná, když provozovatel požaduje po členovi posádky ohlášení nebo zahájení povinnosti a končí tehdy, když člen posádky nemá již žádné povinnosti. Toto období zahrnuje i poletovou činnost[2]. Dobou letové služby (FDP) se rozumí období, které začíná ohlášením člena posádky do služby, která zahrnuje sektor či více sektorů, a končí vypnutím motorů letadla po posledním sektoru, ve kterém člen posádky působí jako operátor[2]. Denní limity jsou specifikovány právě na základě FDP. Maximální FDP závisí na množství sektorů a času, kdy FDP začíná. Příkladem maximálních denních FDP pro aklimatizovaného člena posádky je tabulka 1. Tyto základní hodnoty lze ještě prodloužit v případě využití dělené služby či odpočinku za letu [2]. Celková DP poté nesmí přesáhnout:

- 60h v sedmi po sobě jdoucích dnech
- 110h ve čtrnácti po sobě jdoucích dnech
- 190h ve dvaceti osmi po sobě jdoucích dnech, rozprostřeno co nejrovnoměrněji.

Dále letová doba, na které člen posádky působí jako operátor nesmí přesáhnout:



- 100h v dvacetiosmi po sobě jdoucích dnech,
- 900h v jakémkoliv kalendářním roce,
- 1000h ve dvanácti po sobě jdoucích kalendářních měsících.

Tabulka 1: Maximální denní délka FDP v závislosti na začátku FDP a počtu sektorů[2]

Začátek PDF	1-2 sektory	3 sektory	4 sektory	5 sektorů	6 sektorů	7 sektorů	8 sektorů	9 sektorů	10 sektorů
0600-1329	13:00	12:30	12:00	11:30	11:00	10:30	10:00	09:30	09:00
1330-1359	12:45	12:15	11:45	11:15	10:45	10:15	09:45	09:15	09:00
1400-1429	12:30	12:00	11:30	11:00	10:30	10:00	09:30	09:00	09:00
1430-1459	12:15	11:45	11:15	10:45	10:15	09:45	09:00	09:00	09:00
1500-1529	12:00	11:30	11:00	10:30	10:00	09:30	09:00	09:00	09:00
1530-1559	11:45	11:15	10:45	10:15	09:45	09:15	09:00	09:00	09:00
1600-1629	11:30	11:00	10:30	10:00	09:30	09:00	09:00	09:00	09:00
1630-1659	11:15	10:45	10:15	09:45	09:15	09:00	09:00	09:00	09:00
1700-0459	11:00	10:30	10:00	09:30	09:00	09:00	09:00	09:00	09:00
0500-0514	12:00	11:30	11:00	10:30	10:00	09:30	09:00	09:00	09:00
0515-0529	12:15	11:45	11:15	10:45	10:15	09:45	09:15	09:00	09:00
0530-0544	12:30	12:00	11:30	11:00	10:30	10:00	09:30	09:00	09:00
0545-0559	12:45	12:15	11:45	11:15	10:45	10:15	09:45	09:15	09:00

Plánování směn je velmi důležitou složkou, která ovlivňuje způsobilost člena posádky k naplánování dostatečného odpočinku a udržení požadované pozornosti. Provozovatel by měl rozdělovat směny tak, aby vytížení posádky bylo v rovnováze s provozními požadavky[2]. Často se ale stává, že provozovatelé plánují posádky letadel na hranicích legálních limitů, což může vést k zvýšení míry rizik.

Nejrozšířenější metodou, která v současné době zkoumá vliv únavy na pohyb jedince je sledování intenzity mrkání a zívání [3]. Dále je často zkoumán vliv únavy v podobě dlouhodobé fyzické zátěže na svalovou soustavu člověka [4], [5]. Avšak tyto výzkumy jsou zaměřeny pouze na jednotlivé části těla a opomíjejí vliv únavy na pohyb těla jako celku.

V oblasti letectví probíhají výzkumy vlivu únavy na psychické rozpoložení a míru koncentrace posádky a na přesnost pilotáže[6],[?]. Avšak ztráta koncentrace a nepřesná pilotáž může být zapříčiněna nadměrnými a nepřesnými pohyby pilota v kokpitu. Je tedy nasnadě zkoumat celkový pohyb pilota pod dlouhodobou zátěží a snažit se rozpoznat celkový vliv únavy na koordinaci a přesnost pohybu. Při zkoumání těchto základních parametrů lze poté dojít k tomu, kdy se míra únavy stává neúnosným rizikem.

Bylo dokázáno, že se zvyšující se únavou roste pohybová aktivita a těsně před upadnutím do spánku se intenzita pohybu blíží k nule [3].



Dále bylo zjištěno, že únava má různý efekt na variabilitu motoriky, přičemž se neomezuje pouze na pokles vyvíjené síly, ale hlavně ovlivňuje schopnost provádět hladký a kontrolovaný pohyb [7].

1.1 Měření pohybu lidského těla

Pohyb je esenciálním komponentem i pro nejjednodušší úkoly. Zkoumání lidského pohybu sahá až do pátého století před naším letopočtem, kdy Aristoteles se svými kolegy stanovili základní muskuloskeletální model. Lidský pohyb není jednotný, naopak je velmi vrstevnatý a jeho zkoumání vyžaduje analýzu jednotlivých vrstev [8].

K pochopení pohybu a jeho následnému zkoumání je důležité si uvědomit, že pohyb je ovlivněn sociologickými, psychologickými, mechanickými, enviromentálními, fyziologickými a anatomickými faktory [8].

Psychologický faktor a emoční rozpoložení mají vliv na míru produktivity a schopnost interakce s prostředím. Prostředí ve kterém člověk žije významně ovlivňuje způsob, jakým se hýbe, i druh pohybu který vykonává. V tomto případě velikost, uspořádání a každodenní činnost spojená s obsluhou letadla ovlivňují pohybový obrazec jedince. Fyziologický faktor nejvíce předurčuje schopnost a způsob pohybu [9].

Anatomickými, fyziologickými a mechanickými základy lidského pohybu se zabývá kineziologie. Může být také označována jako způsob hodnocení pohybu, který zkoumá zdroje a charakteristiky, jako jsou pohyby, ke kterým dochází v každé fázi činnosti, a tedy definuje kvalitativní přístup k lidskému pohybu. K začlenění kvalitativních složek, ale s konkrétnějším kvantitativním přístupem je používána biomechanika. Je dále dělena na statickou, která zkoumá nepohyblivé systémy a dynamickou, která studuje systémy spojené s pohybem. Dynamická biomechanika se dále dělí na kinematiku a kinetiku [10].

Kinematika se zaměřuje na časové a prostorové faktory pohybu působícího na systém. Zabývá se hlavně pohybovou charakteristikou subjektu bez ohledu na síly způsobující pohyb. Umožňuje přesně popsat, jak rychle a na jakou vzdálenost se subjekt pohybuje. Zajímá se tedy o polohu, rychlost a zrychlení. Změny těchto parametrů vedou k posunutí, které může být získáváno z libovolné anatomické polohy, jako je například těžiště, střed otáčení apod [10].



Kinetika se naopak zabývá silami působícími na tělo tak, že způsobují pohyb. Umožňuje tedy poskytovat údaje o tom, jak daný pohyb vznikl, či jak je udržována konkrétní poloha. Tato analýza je mnohem složitější na zpracování, protože některé síly nejsou vidět, lze zkoumat jen jejich účinky [10]. Analýzy založené právě na základech kinematiky a kinetiky jsou esenciálním zdrojem informací při měření pohybu.

Metod jak měřit pohyb existuje hned několik, například fotogrammetrie, analýza kinematiky a kinetiky, videozáznamy, elektromyografie, dotzníkové průzkumy a pozorování. Tyto metody jsou ale velmi časově náročné a finančně nákladné, dále často vyžadují přístup k specializovaným přístrojům, či vyžadují měření v laboratorních podmínkách. Laboratorní prostředí se ale velmi liší od skutečných podmínek, tudíž mohou být získaná data zavádějící a nemusí splňovat účel měření [11].

Metodou, která nevyžaduje laboratorní podmínky a je cenově dostupná, se ukázalo být sledování pohybu pomocí motion capture systémů. Tyto systémy zaznamenávají pohyb objektu v reálném čase a takto naměřený pohyb lze poté převést do digitální podoby, či pouze zkoumat naměřené hodnoty jako číselné údaje [12]. MoCap metoda, jak je často zkracována, se využívá hlavně v zábavním průmyslu. Své místo již má ale i v oblasti vědy a to například v oblasti medicíny, kdy je takto často sledován vývoj rehabilitace, v zoologii, kde lze takto zkoumat pohyb jednotlivých zvířat, či ve vojenství, trenažerech nebo také při zkoumání funkčnosti navrženého designu.

Pro dosažení co nejpřesnějšího nasnímání pohybu slouží optické systémy. Optické systémy využívají fotometrii. Při rekonstrukci pohybu je využíváno kamery, která snímá speciální značky umístěné na strategických bodech těla. Kamera po kalibraci sleduje tyto značky nikoliv subjekt samotný. V závislosti na množství snímacích kamer existují dvě možnosti optického snímání pohybu. Monokulární systémy využívají obrazy pořízené jednou kamerou, zatímco systémy s více pohledy využívají několik synchronizovaných kamer. Problémem u monokulární techniky bývají nejasnosti při rekonstrukci 3D modelu. Více kamer umožňuje snímat subjekt z více pohledů. Velkou výhodou tohoto systému je, že lze snímat více subjektů, kteří budou vůči sobě a danému okolí zaznamenáni zcela přesně. Problémem ale je, že každá značka musí být snímána alespoň dvěma kamerami, tudíž pokud se subjekty překrývají, či značku něco zastíní, je poté náročné dostat přesnou podobu pohybu. Tento problém lze částečně vyřešit zvýšením počtu kamer. Dalším požadavkem této metody je náročnost na prostor, ve kterém je objekt snímán. Musí být totiž dostatečně velký na to, aby



umožnil umístit kamery do vzdáleností vyžadovaných pro snímání pohybu [12]. Optické snímání pohybu ve spojitosti se zkoumáním vlivu únavy bývá využíváno hlavně při zkoumání míry mrkání a zívání, často je subjekt při experimentech podroben monotónní dlouho trvající zátěži, která je spíše psychického než fyzického rázu. Subjekt je poté většinou stále na jednom místě a snímání není tolik náročné na prostor a počet kamer. Také nedochází k překrytí značek, jelikož je snímána hlavně hlava. Pokud tedy subjekt sedí na nějakém simulátoru, simulátor samotný neznemožňuje optické snímání svými komponenty [3].

Magnetické zaznamenávání pohybu je užitečné pro detekci skrytých objektů a je cenově dostupnější oproti optickým systémům. Avšak konvenční magnetické systémy vyžadují poměrně velké přijímače, které se nedají odpojit od elektrické sítě. Díky tomuto faktu je snímání pohybu značně zkomplikováno. Avšak vznikají úspěšné systémy, které využívají metodu magnetického snímání pohybu. Tyto systémy využívají faktu, že existuje několik metod určení pozice magnetického objektu v magnetickém poli jako například aplikace geofyziky, detekce dipólu atd [13].

Pro experiment popisovaný touto prací se ukázala nejvhodnější metoda mechanická, jelikož stavba simulátoru a scénář experimentu znemožňovali zaznamenávání dat pomocí optické metody. Tato metoda je často využívána při zkoumání únavy svalů pod dlouhodobou zátěží. Sensory umístěné na subjektu nejsou ovlivněny prostředím, ve kterém se sběr dat odehrává a jsou na sobě nezávislé. Mechanické systémy se skládají ze senzorů, které jsou schopny snímat několik parametrů najednou. Hlavním snímaným parametrem v pokusu je zrychlení, které se následně pomocí integrací dá převést na změnu trajektorie. Senzor snímající zrychlení je akcelerometr. Akcelerometry se skládají z hmoty spojené s pouzdem přístroje, spojnicí může být například tlumící pružina. Zrychlení hmoty se transformuje na pružinovou deformaci, která se převádí na změnu impedance, v případě odporového nebo kapacitního akcelerometru, nebo na generování napětí, v případě piezoelektrického akcelerometru. Narozdíl od piezoelektrických akcelerometrů, odporové a kapacitní přístroje jsou citlivé na všechny složky zrychlení, proto i při absenci pohybu měří gravitační zrychlení segmentu těla, konkrétně jeho zobrazení na citlivé ose senzoru. Touto cestou akcelerometr měří inklinaci k vertikální ose segmentu, pokud je tělo v klidu. Pohyb těla ve skutečnosti ve většině činností vyvolává inerciální zrychlení a proměnnou gravitační složku v důsledku změny sklonu segmentu vzhledem ke svislé ose. Při výpočtu rychlosti pomocí integrace dochází k poměrně velkým chybám právě kvůli sklonu segmentu a variace sklonu při rotaci. Oba komponenty zrychlení se překrývají. Pro správnou



analýzu pohybu je nezbytné, aby byly jednotlivé komponenty rozděleny a mohlo dojít k eliminaci chyb, které by znesnadnily určení dislokace jako integraci rychlosti [14].

Narozdíl od akcelerometrů jsou gyroskopy vůči gravitačnímu zrychlení imunní. Gyroskopy jsou zařízení sloužící k měření úhlové rychlosti. Mikroelektromechanické (MEMS) gyroskopy využívají vibrační mechanický prvek. Vibrační gyroskopy využívají k měření úhlové rychlosti Coriolisovu sílu. Vibrující část senzoru se pohybuje v rovině osy otáčení senzoru, vibrující část se snaží zůstat v původní poloze. Při rotaci poté působí silou na snímač. Tato síla je způsobena Coriolisovou silou (F_c), která je úměrná úhlové rychlosti otáčení a je dána rovnicí:

$$F_c = -2m(\omega v) \quad (1)$$

kde m je pohyblivá hmota, ω je úhlová rychlost rotace a v je rychlost pohyblivé hmoty. Vibrování může být vyvoláno piezoelektrickou, elektromagnetickou nebo elektrostatickou energií. Využití gyroskopů k měření lidského pohybu je stále nové, avšak ukazuje se jako slibný nástroj, jelikož lidský pohyb se skládá zejména z rotačního pohybu. Gyroskopy mohou být umístěny na jakýkoliv segment lidského těla a pokud je jeho osa rozvlněná s měřenou osou je úhlová rotace stejná. Není tedy citlivý na gravitační zrychlení [14]. Nabízí se tedy logicky možnost spojení akcelerometru a gyroskopu v jeden senzor - gyroakcelerometr. Tento senzor poté poskytuje přesnější data, se kterými lze lépe pracovat.

1.2 Vyhodnocování naměřených dat

Následná práce s daty záleží na cíli měření. Vyhodnocování dat nabízí nepřehledné množství možností, jak lze data zpracovat a jaké informace lze z naměřených hodnot získat. Z hlediska únavy bývají data vyhodnocována buďto jen z jednotlivých segmentů těla, pak se tedy vezmou data z příslušných senzorů na daném segmentu, či z celkového pohybu, poté je nasnadě vzít data ze všech senzorů na těle [7], [4].

Pokud je tedy cílem zaměřit se na celkový pohyb během měření, lze například zkoumat stupeň pravidelnosti kinematických a kinetických signálů [7]. Tato analýza lze provést pomocí sample entropy, která je modifikací approximate entropy. Tato metoda umožňuje získat informace o množství pravidelnosti a nepředvídatelnosti fluktuací v datech. Používá se pro hodnocení složitosti fyziologických časových řad



signálů, například při diagnostice chorobných stavů. Sample entropy není narozdíl od approximate entropy závislá na délce dat a dá se poměrně snadno implementovat do různých programovacích jazyků [15]. Sample entropy navrácí jednu hodnotu pro daný časový úsek v rozsahu 0-2. Větší hodnota reprezentuje menší předvídatelnost a větší nepravidelnost dat. Nižší hodnoty tedy reprezentují větší opakovatelnost a vyšší pravidelnost [16].

Další možností, jak se zabývat celkovým pohybem, je zkoumání středních hodnot určitých časových úseků jednotlivých měření. Nejprve je určena délka cíleného úseku, například 10 minut, poté se určí datové segmenty, ze kterých bude příslušný časový úsek vyjmut, klasicky na začátku měření, uprostřed a na konci měření, dále se určí střední hodnota jednotlivých úseků. Tato hodnota poté může být porovnána pomocí vhodných statistických testů [4]. Konkrétní statistický test je poté definován individuálně podle parametrů realizace sběru dat. Při zkoumání dlouhodobé únavy lze tedy zjistit variabilitu jednotlivých měření a z této variability vyvodit příslušné závěry [5], [4].

Zajímavým parametrem při zkoumání vlivu únavy je koordinace pohybu. Tento parametr lze sledovat například porovnáním naměřených dat s již existujícím modelem daného pohybu. Odchyly od referenčního modelu poté poskytují poměrně ucelené informace o vlivu únavy [17].

Jak již bylo řečeno, lze zkoumat vliv únavy i na jednotlivé segmenty těla. Pokud se jedná o pohyb, který se skládá z několika stejných cyklů, které lze snadno popsat, je vhodné vztahovat pohyb segmentů na tento cyklus. Například pokud je zkoumán vliv únavy u běžců, definuje se krokový cyklus a pohyby jednotlivých částí těla jsou potom vztahovány na jeden krok [4].

Jedním z parametrů, který může ale i nemusí být vztažen k pohybovému cyklu je oscilace okolo referenční linie. Referenční linii lze získat z akcelerace. Linii lze určit jak pro jednotlivé části těla, jako například pro paži, tak i pro celé tělo, poté je vhodné vzít akceleraci ze senzoru umístěného blízko těžiště [4]. Po odstranění gravitačního komponentu je zbylá dynamická akcelerace kolem tížené osy dvakrát zintegrována. Referenční linii je poté možné ověřit několikanásobným měřením automatickým přístrojem [4].



Dalším z mnoha parametrů, které se dají z hlediska vlivu únavy na pohyb zkoumat, je rotace ramen. Například při běhu je nadměrná rotace ramen indikátorem nedostatečné pánevní stability, což zvyšuje tlak na bederní páteř, což vede ke zvýšení rizika zranění [4]. Rotaci ramen lze získat sčítáním jednotlivých rotací doprava a doleva z příslušných senzorů. Pokud je naměřena rotace 10° doprava a 15° doleva, celková rotace se poté rovná 25° [4].

Stejně jako je důležité zvolit správný senzor pro snímání dat a metodu vyhodnocení dat, tak je velmi důležité vybrat správné umístění senzorů na subjektu [8].

1.3 Umístění senzorů

Umístění senzoru závisí na druhu pohybu, který je pozorován. Špatné umístění, například v blízkosti středu otáčení, může zeslabit amplitudu signálu během pohybu. Pokud je zkoumaný pohyb lokálního charakteru, například pohyb ramene při plavání, je nezbytné umístit senzory tak, aby naměřená data byla co nejméně ovlivněna celkovým pohybem těla. Naopak pokud zkoumáme celkový pohyb organismu, je nutné umístit senzor co nejbližší těžiště, například k hrudní kosti, pasu či pod paže. Správným umístěním a následnou filtrací lze minimalizovat vliv okolí, jako například vliv vibrací, či vliv pohybu měkkých tkání, který může přidávat rušivá zrychlení.

Je důležité, aby umístění senzoru bylo vhodné nejen z pohledu přesnosti sběru dat, ale také aby jeho umístění šlo popsat a aplikovat na subjekty rozdílných fyziologických rozměrů.

Přesnému popisu rozměrů lidského těla se lidstvo věnovalo již v dobách antiky. Sochaři a malíři se snažili co nejvěrněji vystihnout lidské tělo a tím přispěli ke vzniku základních rozměrů lidského těla. V dnešní době existuje obor, který se zabývá popisem, měřením a rozbořením tělesných znaků. Jako vědní obor vznikla antropometrie v 19. století

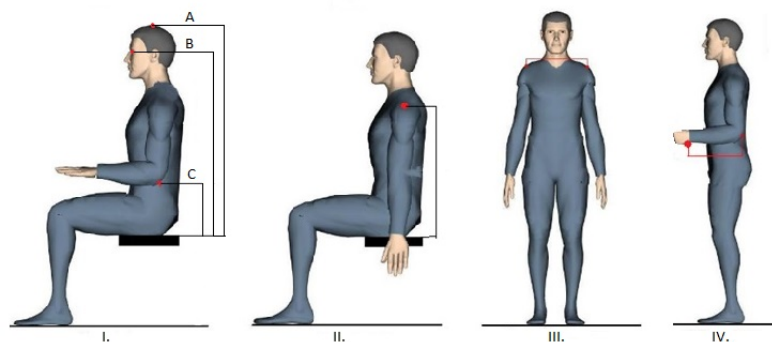
Rozměry lidského těla jsou vztaženy k takzvaným antropometrickým bodům. Tyto body jsou mezinárodně schváleny a jsou přesně definovány dle normy ČSN EN ISO 7250 - 1. Jedná se o body, které se nachází na přesně definovaných místech, jsou lehce hmatatelné, neboť v těchto místech je kostní podklad pokryt pouze kůží, nikoliv svalstvem či tukem.

V normě ČSN EN ISO 7250 - 1 se nachází přesný popis měřených charakteristik, měřících metod, měřidel a správného provedení samotného měření. Pokud jsou dodrženy všechny požadavky, lze získat objektivní data, která se mezi sebou mohou porovnávat.

Výšky v sedu jsou měřeny tak, že subjekt sedí rovně, nohy jsou podepřeny tak, že stehna subjektu jsou horizontální a paralelní navzájem.

Výška sedu (1.I.A) je vertikální vzdálenost od horizontálního podkladu k nejvyššímu bodu na hlavě (vertex). Výška očí sedu (1.I.B) je vertikální vzdálenost od horizontálního podkladu k vnějšímu okraji oka (ectocanthus). Výška ramen v sedu (1.II.) je vertikální vzdálenost od horizontálního podkladu k acromion. U tohoto rozměru jsou ramena uvolněna a horní končetiny volně visí. Poslední použitou výškou v sedu je výška loktů (1.I.C), která je měřena jako vertikální vzdálenost od horizontálního podkladu k nejnižšímu kostnímu bodu při ohybu loktu do pravého úhlu s předloktím v horizontální poloze. Při měření tohoto rozměru paže volně visí dolů a předloktí je v horizontální poloze

V dokumentu nejsou definovány pouze tělesné výšky, ale například i rozměry jako šířka ramen (1.III.), což je přímá vzdálenost mezi pravým acromiem a levým acromiem, vzdálenost mezi ramenem a loktem definována jako vertikální vzdálenost od bodu acromion ke spodní části lokte ohlého do pravého úhlu nebo vzdálenost od loktu k zápěstí (1.IV.) definována jako horizontální vzdálenost od bodu olecranon k bodu ulnar styliion. Při měření vzdálenosti od loktu k zápěstí subjekt sedí či stojí zpříma, jeho paže volně visí a předloktí má v horizontální poloze.



Obrázek 1: Antropometrické rozměry: I.A výška v sedu; I.B výška očí v sedu; I.C výška loktů v sedu ; II. výška ramen v sedu; III. šířka ramen; IV. Vzdálenost od loktu k zápěstí



1.4 Shrnutí kapitoly

Na základě výše uvedené rešerše bylo rozhodnuto, že se při sběru dat použijí mechanické motion capture systémy. Tyto senzory byly vybrány zejména kvůli své malé velikosti a hmotnosti. Dále jsou nenáročné na prostor a cenově dostupnější než senzory zachytávající pohyb pomocí optické metody. Mechanické senzory jsou také dostatečně přesné a jejich obsluha je poměrně snadná. Dále také výstupní data z mechanických senzorů byla shledána jako výhodnější než z optických, jelikož při měření dat nebylo primárním účelem vytvořit pohybový model, nýbrž zkoumat data jako číselné údaje. Pro vyhodnocení naměřených dat byla vybrána jak metoda zkoumání celkového pohybu těla, tak metoda zkoumání jednotlivého segmentu těla. Obě metody poskytují zajímavý a nezanedbatelný pohled na naměřená data. Umístění senzorů bylo určeno pomocí antropometrických rozměrů, aby výsledky byly co nejobjektivnější. Vzhledem k charakteristice a scénáři měření, kde subjekt celý čas sedí, bylo rozhodnuto o připnutí senzorů na horní končetiny, zejména kvůli možnosti zkoumat vliv únavy na pohyb jednotlivých segmentů. Dále bylo rozhodnuto o umístění jednoho akcelerometru kolem pasu, pro získání dat z blízkosti těžiště těla.



2 Metodologie

Cílem experimentu je vyhodnotit pohyblivost pilota pod dlouhodobou zátěží v závislosti na únavě. Jedná se o sběr dat pomocí Motion Capture systémů, který je prováděn vždy osmkrát ve dvacetičtyřhodinovém měření.

Na každém měření jsou přítomni dva subjekty. Měření se skládá z šestnácti letů, z toho každý subjekt absolvuje právě polovinu letů. Pravidla letů jsou IFR. Samotné měření začíná standardně v 18:00, kdy první subjekt začne briefing. Před měřením jsou subjektům vzaty míry potřebné k určení polohy senzorů, subjekty jsou seznámeni s průběhem experimentu a seznamují se se simulátorem.

Během letu jsou subjekty připojeni na EKG a EEG a mají na sobě umístěny mocap senzory. Jejich úkolem je provést traťový let s mezipřistáním, který trvá zhruba 30 minut. Lety jsou prováděny v bezvětrí. K přistání se využít ILS zařízení. Po druhém přistání je snímání dat zastaveno a pilot je odpojen od zařízení. Následně absolvuje psychotesty, testy na reakční čas a vyplňuje krátký dotazník, kterým hodnotí let.

2.1 Popis subjektů a měření

Subjekty byly vybírány tak, aby měly zhruba stejné zkušenosti a spadaly do stejné věkové kategorie. V tomto případě jsou to studenti vysoké školy ve věkovém rozmezí 21-25 let s celkovým náletem 100-150 hodin, z toho 30-40 hodin dle pravidel IFR. Celkově se experimentu zúčastnilo 8 subjektů. Subjekty byly požádány, aby se v den měření vzbudili v 8:00, aby se celý den vyvarovaly konzumaci potravin a nápojů s vysokým obsahem cukru, kofeinu a jiných povzbuzujících látek a aby se dostavily v 17:00 do budovy Fakulty dopravní ČVUT, kde probíhalo měření.

Samotné měření tedy započalo briefingem v 18:00, kdy začal první subjekt nastavovat palubní přístroje a seznamovat se s tratí a mapami. Byly použity Jeppesen mapy, které v současné době využívá většina velkých i malých dopravců v obchodní letecké dopravě. Lety probíhaly na simulátoru dvoumotorového vrtulového letounu Beechcraft, který dokáže věrně navodit pocit opravdového kokpitu. Aby byl let prováděn bez vizuální reference, byly nastaveny meteorologické podmínky IMC vhodné pro přiblížení ILS CAT I. Subjekt - pilot byl umístěn vždy na práh vzletové dráhy a po obdržení povolení od obsluhy instruktorského stanoviště simulátoru - řídicího letového provozu provedl vzlet. Během letu byl nucen komunikovat s řídicím



letového provozu, simulovat přelazování z jedné oblasti na druhou a měnit letové hladiny, aby se simulovaný let co nejvíce přibližoval opravdovému letu. Po absolvování prvního plného přistání, byl pilot opět přesunut na práh dráhy a pokračoval v druhé části letu. Sběr dat byl ukončen v momentu, kdy se podvozková kola poprvé dotkla dráhy cílového letiště. Jeden tento let se tedy skládal ze dvou částí a trval zhruba hodinu. Poté byl subjekt odpojen od senzorů, vyměnil se se svým kolegou a šel absolvovat testy do vedlejší místnosti.

2.2 Měření pohybu

Pro sběr dat byly využity bezdrátové inerciální senzory ProMove-mini navržené k monitorování pohybu. Síť zahrnuje několik zařízení, která vzorkují a přenášejí pohyb a orientační informace při vysokých rychlostech přenosu. ProMove-mini je vybaven sadou 3-D digitálních senzorů, které umožňují sledovat tato data: zrychlení, poloměr otáčení, intenzitu magnetického pole a barometrický tlak. Údaje jsou vyjádřeny jako Eulerovy úhly. Data jsou přenášena pomocí 2.4 GHz rádia do centrály (Inertia Gateway), kterou lze připojit pomocí USB do počítače. Data lze také přenášet na flash disk. Maximální počet senzorů v síti se mění s rychlostí vzorkování, například lze současně používat 39 senzorů při vzorkování 200Hz nebo 19 senzorů vzorkujících po 500Hz [18].

Základní systém se skládá z několika senzorů, přenosové brány Basic Inertia Gateway a počítačového softwaru pro záznam a ukládání dat Inertia Studio. Senzory komunikují bezdrátově s přenosovou bránou, která je připojena k počítači pomocí USB konektoru. Základní systém je na obrázku (2) [18].



Obrázek 2: Základní složení systému [18], upraveno

Samotné senzory jsou ergonomicky tvarovány tak, aby umístění a samotné nošení senzoru bylo pohodlné a bez vlivu na stabilitu v případě umístění na rovný povrch.

Snímače jsou vztaženy k referenčnímu systému o třech osách (X, Y, Z). Referenční systém je na obrázku (3) [18]. Pro snadnější práci s daty a přesnější výsledky je vhodné, aby byl referenční systém ve stále stejné pozici vůči okolí.

Senzory musí být periodicky dobíjeny a to pomocí micro-USB konektoru, který lze připojit do počítače případně do klasické nabíječky. Doba pro plné nabití je 1 hodina, pokud je senzor vypnutý. Dobíjet lze i při zaznamenávání dat, poté je doba pro plné nabití delší o 30 minut. Kapacitu baterie lze sledovat v softwaru Inertia Studio. Senzor zvládne nahrávat data 7 hodin. Každý snímač je vybaven 2 GB pamětí, do které lze ukládat zaznamenávaná data, dále také slouží k uložení uživatelského nastavení parametrů. Pro uchycení je senzor vybaven dvěma madly, kterými lze protáhnout například pásek se suchým zipem [18].

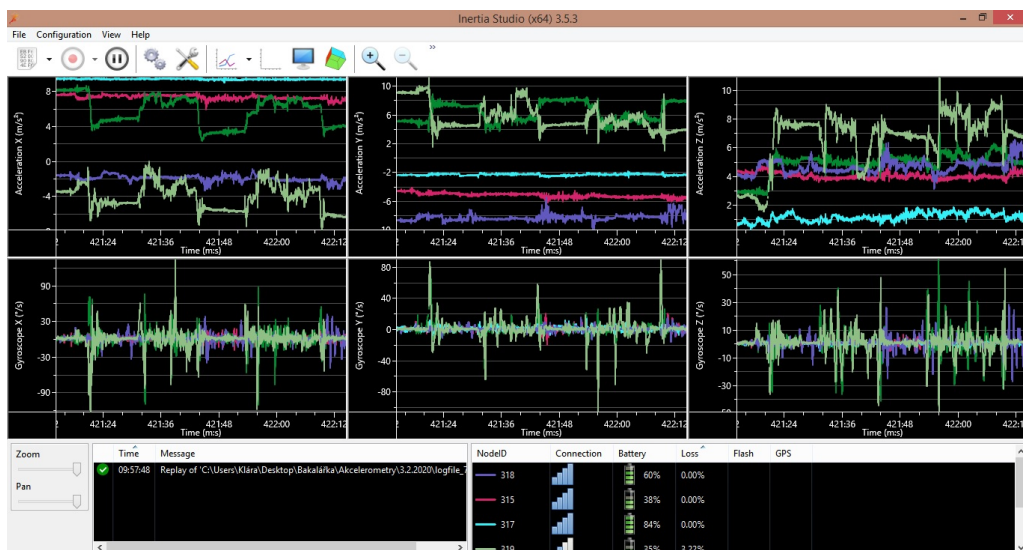


Obrázek 3: ProMove-mini senzor a jeho referenční systém [Zdroj: inertia-technology.com]

Inertia Studio nejenže nahrává a graficky zobrazuje měřená data, ale slouží především k přizpůsobení senzorů pro potřeby uživatele, dále také slouží ke kalibraci senzorů, nastavení rozsahů citlivosti či zobrazení stavu baterie a kvality signálu přijímaném Inertia Gateway. Pro tento experiment byla nastavena vzorovací frekvence na nejvyšší možnou, což je 200Hz. Další z nabízených funkcí je zobrazení 3D modelu jednotlivých senzorů. Systém je dostupný pro Microsoft Windows 7, Ubuntu 16.04, macOS 10.10 a pozdější verze systémů [18].

Po spuštění programu Inertia Studio se uživateli zobrazí hlavní strana. V horní části strany je ovládací panel, díky kterému lze spouštět, pozastavovat či ukončovat sběr dat, dostat se do pokročilého nastavení senzorů. Lze zde také zvolit možnosti zobrazení podle uživatelských potřeb, či změnit zobrazení na zobrazení 3D modelu jednotlivých senzorů. Zaznamenaná data se zobrazují ve formě grafů, které lze vidět uprostřed hlavní strany. Osa X standardně reprezentuje čas v sekundách od začátku spuštění přenosové brány, případně samotných senzorů. Uživatel si může zvolit, která data chce mít zobrazena, například data z akcelerometrů. Každý graf poté obsahuje data ze všech senzorů. Sensory jsou rozlišeny barevně. Jak již bylo řečeno, osa X je časová, osa Y je tedy poté jednou z os referenčního systému senzoru. Každý senzor tedy vygeneruje 3 grafy pro všechna data, která jsou snímána. Rozložení hlavní

stránky je vidět na obrázku (4) [18].

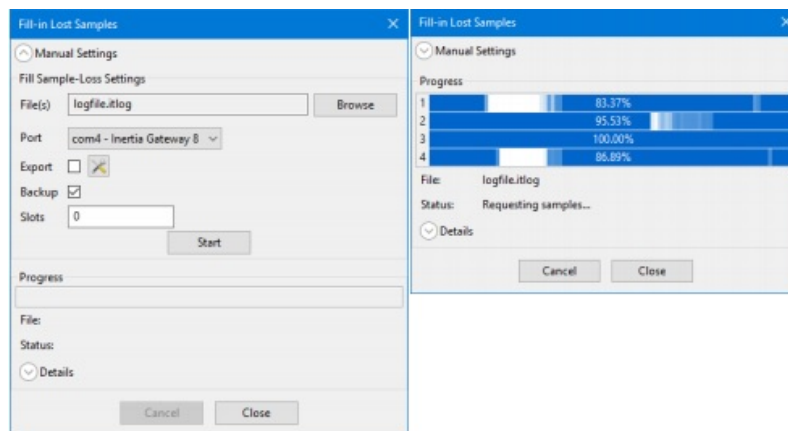


Obrázek 4: Úvodní strana Inertia Studia. V horní části základní ovládací panel, pod ním okno s grafy snímaných hodnot, v tomto případě tři osy s daty z akcelerometrů a gyroskopů, a ve spodním pravém okraji status jednotlivých senzorů (stav baterie, označení a kvalita připojení)

Při sběru dat pomocí beztrátových senzorů téměř vždy dochází ke ztrátě dat během přenosu. Tyto data mohou být automaticky doplněna po ukončení experimentu. Doplnění dat lze provádět buďto automaticky nebo manuálně. Automatické doplnění je nabízeno pomocí vyskakovacího okna ihned po ukončení sběru dat. Stačí zvolit možnost "Fill-in lost samples" a data jsou automaticky doplněna. Tento proces se skládá ze tří částí. Nejprve je zanalyzován celý soubor dat a pro každý senzor jsou nalezena místa s chybějícími daty. Míra ztráty v procentech je poté vyjádřena pomocí odstínů modré barvy pro každý senzor zvlášť a to tak, že bílá barva označuje stoprocentní ztrátu a tmavě modrá barva označuje nulové ztráty. Během druhé fáze jsou data vyžádána beztrátově od jednotlivých senzorů. Ve třetí fázi jsou obdržená data přidělena na patřičná místa. Pokud po této fázi stále existují místa bez dat, je uživatel upozorněn červeným varováním. Tyto místa jde poté doplnit manuálně [18].

Manuální doplnění je možné provést přes menu v programu Inertia Studio. Nejprve musí uživatel nahrát soubor s daty, který chce upravovat. Poté musí být vybrán port pro přístup k senzorům. Po dokončení doplňování dat je soubor exportován. Je vhodné ponechat zálohu nedoplněného souboru pro případné budoucí účely. Pro zrychlení rychlosti doplňování dat je možné upravit počet slotů. Čím nižší počet

slotů, tím vyšší rychlost. Počet slotů by měl být stejný nebo vyšší než počet senzorů v síti. Na obrázku (5) lze vidět automatické i manuální doplňování dat.



Obrázek 5: Vlevo: Nastavení manuálního doplnění dat Vpravo: Zobrazení detekce míst se ztracenými daty [18]

Sběr dat probíhá pomocí algoritmu, který využívá data z inerciálních senzorů k vypočítání orientace pohybu. Akcelerometr měří pohyb kolem horizontální a příčné osy vzhledem ke gravitačnímu poli Země. Pohyb kolem podélné osy je zaznamenáván kompasem. Každá další poloha je vypočítávána z polohy předešlé [18].

Subjekt měl na sobě vždy 5 Pro-move mini senzorů. Umístěny byly na pravý biceps (senzor 315), levý biceps (senzor 316), pravé předloktí (senzor 318) a levé předloktí (senzor 319) a kolem pasu v oblasti pupku (senzor 317). Rozmístění je vidět na obrázku (6). Přesná poloha byla určena pomocí antropometrických rozměrů. Pro senzory na bicepsech byla použita vzdálenost mezi ramenem a loktem. Poloha těchto senzorů byla následně definována jako vzdálenost od bodu aromion po střed senzoru. Pro senzory na předloktích byla použita vzdálenost od loktu k zápěstí. Stejně jako u senzorů na bicepsech byla přesná poloha určena jako vzdálenost od loktu po střed senzoru. Poloha posledního senzoru je poté popsána pomocí výšky v sedu, vyjádřená jako vzdálenost od bodu vertex po střed uchycení senzoru, protože senzor byl umístěn na přední část těla. Zaznamenány byly jak plné antropometrické vzdálenosti, tak z nich vyvozené vzdálenosti pro určení polohy senzorů. Celkově byly každému subjektu změřeny tyto rozměry: výška v sedu, výška očí v sedu, výška loktů v sedu, výška ramen v sedu, vzdálenost od loktu k zápěstí, vzdálenost od ramene k loktu.

Jelikož se každého měření účastnily dva subjekty a k dispozici byla jen jedna sada senzorů, musely si je subjekty mezi sebou střídat. Experiment vyžadoval stále stejné

Tabulka 2: Tabulka s časy vzletů a přistání jednoho měření

Číslo letu		Subjekt 1	Subjekt 2	Číslo letu		Subjekt 1	Subjekt 2
	Start měření	19:23:29	21:07:54		Start měření	7:10:18	8:20:38
1. let	1. přistání	19:52:05	21:39:03	5. let	1. přistání	7:36:22	8:48:02
	2. přistání	20:24:18	22:12:25		2. přistání	8:04:20	9:21:40
	Start měření	22:35:12	0:10:15		Start měření	10:16:00	11:57:47
2. let	1. přistání	23:12:10	0:46:45	6. let	1. přistání	10:44:11	12:28:32
	2. přistání	23:50:49	1:10:23		2. přistání	11:33:26	13:24:09
	Start měření	1:28:45	2:53:29		Start měření	13:14:16	15:19:10
3. let	1. přistání	1:56:38	3:15:08	7. let	1. přistání	14:19:08	15:52:31
	2. přistání	2:44:21	4:00:20		2. přistání	15:04:33	16:30:48
	Start měření	4:10:16	5:26:43		Start měření	16:40:18	17:36:54
4. let	1. přistání	4:38:43	5:56:15	8. let	1. přistání	17:09:50	18:00:56
	2. přistání	5:14:29	6:30:33		2. přistání	17:30:27	18:20:26

umístění senzorů. Pro zjednodušení výměny senzorů mezi měřenými subjekty, byly jednotlivé senzory po prvotním nandání a zaměření přesné polohy obkresleny a poté už jen jednoduše připevňovány na vyznačená místa. Poloha senzoru v oblasti pasu byla vyznačena pomocí lepící pásky na tričko měřeného. Aby nedocházelo k otočení referenčního systému senzoru při měření, bylo určeno, že se všechny senzory umísťovaly tak, aby spínací tlačítko směřovalo vzhůru. Dále byl každý senzor opatřen etiketou, která určovala umístění senzoru, aby nedošlo k chybnému rozmístění.



Obrázek 6: Umístění senzorů na subjektu

Senzory byly zapnuty při briefingu a vypnuty po přistání na druhém letišti. Avšak pro lepší přesnost výsledků, byla použita pouze data, která byla nasnímána v době samotného letu. Výběr dat byl jednoduše proveden dle časových údajů. Při měření byly zapisovány časy vzletů a přistání, díky kterým poté šlo vyselektovat nežádoucí hodnoty. Příklad tabulky časů vzletů a přistání jednoho měření je tabulka 2.



2.3 Vyhodnocování dat

Při statistickém vyhodnocování byl používán program Matlab. Vyhodnocování se neobejde bez základních statistických pojmů. Základními statistickými pojmy se rozumí základní znak, základní jednotka a statistický znak [19].

Základním souborem pro tento experiment je 8 subjektů, tedy všichni jedinci, kteří se experimentu zúčastnili. Statistickou jednotkou je poté každý jednotlivec. Statistický znak je sledovaná veličina. Sledovanou veličinou v tomto experimentu je akcelerace.

Pro zjištění vlivu únavy na celkový pohyb pilota v průběhu celého měření bylo vybráno prvních, středních a posledních 5 minut z každého letu. V těchto časových úsecích se vzala data celkové 3D akcelerace a z nich se vypočítal aritmetický průměr. Průměr $E(x)$ je dán rovnicí (2),

$$E(x) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^n x_i \quad (2)$$

kde N je počet prvků v souboru a x_i jsou realizace. Střední hodnota udává určitou hladinu, na které se realizace náhodné veličiny pohybují [19].

Dále byla použita směrodatná odchylka. Tato veličina stanovuje roztřílení souboru od střední hodnoty. Je definována jako druhý odmocnina z výběrového rozptylu s^2 . Rovnice směrodatné odchylky s je

$$s = \sqrt{S^2} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^n (x_i - E(x))^2}, \quad (3)$$

kde N je počet prvků v souboru, x_i je i -tá hodnota a $E(x)$ je aritmetický průměr [19]. Časové úseky byly zvoleny právě tímto způsobem z následujících důvodů: Předpokládalo se, že prvních 5 minut letu bude subjekt vybuzen kvůli nastavení tratě, briefingu tratě a kvůli konání úkonů před vzletem. Středních 5 minut bylo zvoleno, jelikož předpokladem bylo, že během letu v hladině, kdy je na pilota kladena menší zátěž, bude subjekt podléhat únavě a tedy vliv únavy se bude nejvíce projevovat na datech. Posledních 5 minut bylo vybráno, jelikož se předpokládalo, že subjekt bude vybuzen nutností přípravy na přistání a samotného přistání. Předpokládalo se, že tato data by mohla také vypovídat o tom, jak moc se dokáže subjekt opět soustředit po útlumu v letu v hladině.



Výstupní data ze senzoru jsou vztaženy ke vzorkovací frekvenci, která v tomto případě je 200Hz. Aby se s daty dalo lépe manipulovat, byla převedena na minuty. Pro odstranění možných zavádějících dat, které vznikaly mezi zapnutím senzorů a samotným letem byla ubrána minuta dat vždy na začátku a na konci každého letu. Po této korekci se tedy vzalo 5 minut dat na začátku a 5 minut dat na konci letu, se kterými se dál pracovalo. Pro určení středních pěti minut byly vzaty vždy 2,5 minuty dat na každou stranu od středu letu.

Při vyhodnocování bylo nutné použít statistický test. Experiment se konal na školním necertifikovaném simulátoru, který občas nereagoval na pilotovy pokyny jak by se očekávalo, po těchto neočekávaných manévrech bylo nutné provést signifikantní opravné výchyly. Tyto incidenty způsobily výskyt extrémních hodnot při některých měřeních. Tyto extrémní hodnoty mají značný vliv na střední hodnoty a mohou vážně zpochybnit předpoklady parametrických testů. Dále základní soubor obsahuje pouze 8 jedinců. Z těchto důvodů byl zvolen neparametrický test. Tím, že má experiment jednotný scénář, který byl realizován několikrát stejně, hledaný statistický test musí být skupinový. Na základě této úvahy byl zvolen Friedmanův test.

Friedmanův test je neparametrický dvoufaktorový test, který je určen pro ordinální data. Základní výběr pro tento test musí být párový. Tím, že je test neparametrický, nepředpokládá normální rozdělení dat. Specifika Friedmanova testu spočívá ve faktu, že tento test testuje shodu výběrů s ohledem na jeden ze dvou faktorů, přičemž druhý faktor se snaží eliminovat. Tento druhý, nežádoucí faktor je tvořen pomocí nezávislých bloků, což znamená, že data v blocích nemají vazbu na jiné bloky. Statistika T je rovnice (3),

$$T = 3n(k+1) \sum_{i=1}^k R_i \quad (4)$$

kde k je počet výběrů a R_i je součet pořadí. Nulová hypotéza říká, že rozdělení, ze kterých pochází výběry, jsou stejná, případně jejich mediány jsou stejné.

Test se vyhodnocuje pomocí p-hodnoty na hladině významnosti α . Pokud je p-hodnota menší než α , nulová hypotéza se zamítá. Nutno podotknout, že v případě zamítnutí nulové hypotézy neplatí, že alternativní hypotéza je tímto automaticky potvrzena. Pokud je p-hodnota větší než α , nulovou hypotézu nezamítáme, avšak toto neznamená, že je daná hypotéza potvrzena. Pouze zamítut nulové hypotézy má statistický význam.



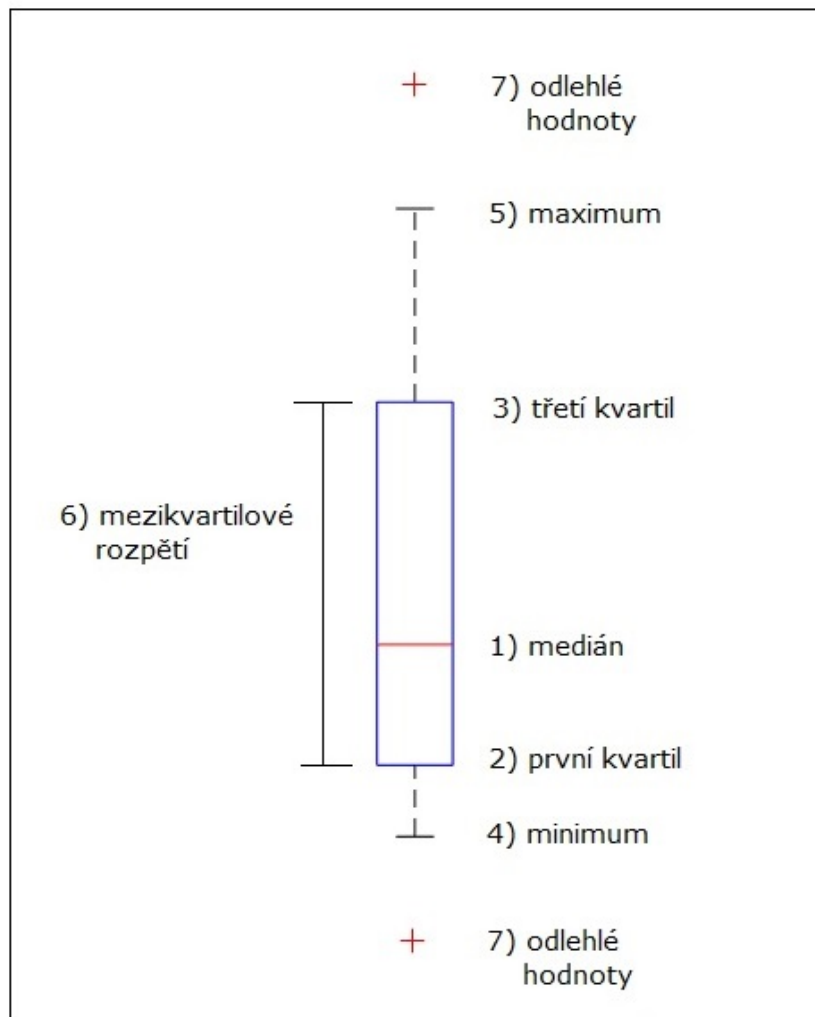
Hodnota hladiny významnosti může být prakticky jakákoliv. Nejčastěji se volí 5%. Doplněk hladiny významnosti, v tomto případě 95% se nazývá konfidenční hladina. V této práci byla zvolena právě taková konfidenční hladina.

Jestliže tedy dojde k zamítnutí nulové hypotézy po provedení Friedmanova testu, je možné provést post-analýzu pomocí Bonferroniho testu. Post-analýza říká, který výběr se liší.

Existuje několik metod, jak získané výsledky vyobrazit graficky. Jednou ze statistických metod zobrazení do grafu je tzv. boxplot, také nazývaný jako krabicový graf. Pro některé soubory dat je nutné mít více informací než jen střední hodnotu. Mohou být vyžadovány informace o variabilitě či rozptýlení dat. Boxplot je graf, který poskytuje dobrou identifikaci toho, jak jsou hodnoty dat rozdělovány skrze celkový datový soubor. I když se může boxplot jevit jako primitivní oproti jiným statistickým grafům, jakým může být například histogram či hustotní graf, nabízí nemálo výhod. Například zabírá poměrně málo prostoru, což může být užitečné při porovnávání několika datových souborů, jako tomu je v případě tohoto experimentu. Dále boxplot poskytuje poměrně intuitivní prezentaci dat. Lze z něj snadno zjistit zda jsou data symetrická, jak jsou data seskupena, či jak jsou data zkreslena. Boxplot nabízí standardizované zobrazení distribuce dat založené na pěti hodnotách. Jsou jimi minimum, první kvartil, medián, třetí kvartil a maximum. Příklad boxplotu je na obrázku (7) [20].

Prvním kvantilem (2), obr.7) se rozumí střední hodnota mezi minimem a mediánem. Medián (1), obr.7), též nazýván jako druhý kvartil, je střední hodnota celého datového souboru. Třetí kvartil (3), obr.7) je střední hodnota mezi mediánem a maximem. Z grafu lze dále vyčíst mezikvartilové rozpětí (6), obr.7), které je rozdílem mezi hodnotami prvního a třetího kvartilu. Hodnoty minima a maxima mohou být nahrazeny 1.5 násobkem třetího kvartilu pro maximum (5), obr.7) a 1.5 násobkem prvního kvartilu pro minimum (4), obr.7). Hodnoty, které se poté nevejdou do tohoto intervalu jsou nazývány odlehlými hodnotami (7), obr.7) a v grafu bývají označovány kolečkem či křížkem [20].

Pro zjednodušení zápisu výsledků bylo zavedeno několik zkratk. Aritmetický průměr prvních pěti minut prvního letu v měření je označen meanS1, meanS2 poté značí aritmetický průměr prvních pěti minut pro druhý let v měření. Aritmetický průměr středních pěti minut prvního letu v měření je označen meanM1, meanM2 je zkratka



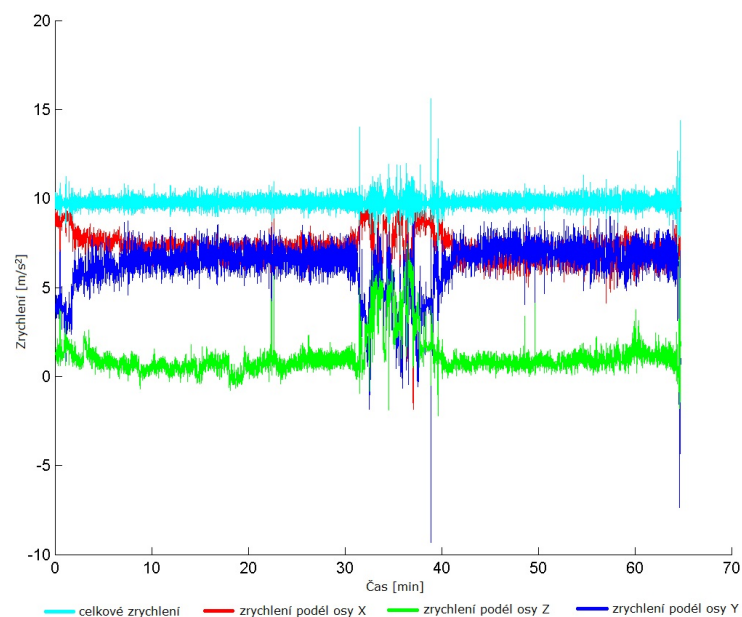
Obrázek 7: Příklad grafu typu boxplot

pro aritmetický průměr prvních pěti minut pro druhý let v měření. Aritmetický průměr posledních pěti minut prvního letu v měření je označen meanE1 , meanE2 je zkratka pro aritmetický průměr posledních pěti minut druhého letu v měření. Obdobný princip značení mají i směrodatné odchylky. Směrodatná odchylka pro meanS1 je označena zkratkou SDS1 , pro meanS2 je to SDS2 , pro meanM1 je zavedena zkratka SDM1 , pro meanS2 je to SDS2 , pro meanE1 je to SDE1 a pro meanE2 je to SDE2 . Dále písmeno p označuje p -hodnotu a zkratka CI značí konfidenční interval.

3 Výsledky

V následující sekci jsou prezentovány výsledky měření. Vzhledem k velkému množství dat bylo rozhodnuto, že prezentované výsledky budou obsahovat pouze výsledky se signifikantními ($p < 0.05$) změnami parametrů, které byly zjištěny pomocí Friedmanova testu a následnou post_hoc analýzou. V první části této sekce se nachází číselné výsledky. V každém odstavci se nachází všechny význačné změny sledovaných parametrů pro dvě měření, která jsou mezi sebou porovnávána. Ve druhé části se poté nachází boxploty s komentáři.

Výsledným zpracovávaným parametrem byla akcelerace. Senzory použité při experimentu snímají akceleraci podél os X, Y, Z a poté ještě celkovou 3D-akceleraci. Zobrazení všech zrychlení pro jeden subjekt v průběhu prvního letu je na obrázku (8). 3D-akcelerace byla zvolena pro další zpracování.



Obrázek 8: Zobrazení naměřených zrychlení jednoho subjektu v průběhu prvního letu

Mezi měřením číslo 1 a měřením číslo 4 došlo ke zřetelnému ($p=0.0148$ a $CI=(-11.398;-0.602)$) nárůstu parametru meanS1 na senzoru 316. Nápadný ($p=0,025$ a $CI=(-11.145;-0.352)$) vzrůst parametru meanS1 byl evidován i na senzoru 317. Na tomto senzoru byl zaznamenán i výrazný ($p=0,00859$ a $CI=(-11.648;-0.852)$) přírůstek parametru meanM1.



Pomocí post_hoc analýzy bylo dále zjištěno, že při porovnání měření číslo 1 a měření číslo 5 došlo ke změnám několika parametrů na senzoru 316. Byl odhalen markantní ($p=0.00489$ a $CI=(-11.898;-1.102)$) nárůst parametru meanM. Signifikantní ($p=0.0027$ a $CI=(-12.148;-1.352)$) přírůstek se objevil u parametru meanE1. Výrazně ($p=0.01295$ a $CI=(-13.233;-0.767)$) vzrostl i parametr meanM1. Výrazně ($p=0.0423$ a $CI=(-12.566;-0.100)$) vrostl parametr meanE1.

Při porovnávání měření číslo 1 a měření číslo 7 byl zjištěn významný ($p=0.041$ a $CI=(-10.898;-0.102)$) nárůst parametru meanM1 a značný ($p=0.015$ a $CI=(-11.398;-0.602)$) nárůst parametru SDM1 na senzoru 315. Na senzoru 317 významně ($p=0.041$ a $CI=(-10.989;-0.102)$) narostl parametr SDM1. Dále byl zjištěn značný ($p=0.041$ a $CI=(-10.898;-0.102)$) nárůst parametru SDS1 a významný ($p=0.025$ a $CI=(-11.148;-0.352)$) nárůst parametru SDS2 na senzoru 318.

Mezi měření číslo 1 a měření číslo 8 došlo k značným změnám několika parametrů. Byl zaznamenán signifikantní ($p=0.025$ a $CI=(-11.148;-0.352)$) nárůst parametru meanS1 na senzoru číslo 315. Dále došlo k markantnímu ($p=0.0049$ a $CI=(-11.898;-1.102)$) nárůstu parametru SDM1 na senzoru 315. Na stejném senzoru byl zjištěn značný ($p=0.0086$ a $CI=(-11.648;-0.852)$) nárůst parametru SDE1. Význačný ($p=0.042$ a $CI=(-12.566;-0.100)$) nárůst nastal i u parametru SDS2 na senzoru 315. Na senzoru 316 byl evidován významný ($p=0.0049$ a $CI=(-11.898;-1.102)$) nárůst parametru meanM1 a signifikantní ($p=0.041$ a $CI=(-10.898;-0.102)$) nárůst parametru SDM1.

Jasný pokles parametru mezi měření číslo 2 a měření číslo 3 lze spatřit pouze u senzoru 317 na parametru SDE1 ($p=0.00859$ a $CI=(0.852;11.648)$).

Bylo zjištěno, že při srovnání měření číslo 2 s měření číslo 4 došlo k signifikantnímu ($p=0.041$ a $CI=(-10.898;-0.102)$) nárůstu parametru SDS1 na snímači 315. Na snímači 317 při stejném porovnání došlo k značnému ($p=0.0148$ a $CI=(-11.398;-0.602)$) nárůstu parametru meanM1 a význačnému ($p=0.025$ a $CI=(-11.148;-0.352)$) nárůstu parametru meanE1.

Lze evidovat několik změn parametrů mezi měření číslo 2 a měření číslo 5. Na senzoru 316 zřetelně ($p=0.0411$ a $CI=(-10.898;-0.102)$) narostl parametr meanM1 a lze pozorovat i znatelný ($p=0.00859$ a $CI=(-11.648;-0.852)$) nárůst parametru meanE1 na tomtéž senzoru.



Zaměřením se na srovnání měření číslo 2 s měřením číslo 6 je patrné, že nastal viditelný ($p=0.0249$ a $CI=(0.352;11.148)$) pokles parametru SDE1.

Srovnáním měření číslo 2 a měření číslo 7 byl nalezen markantní ($p=0.041$ a $CI=(-10.898;-0.102)$) nárůst parametru SDS1 na snímači 315. Značný ($p=0.0041$ a $CI=(-10.898;-0.102)$) vzrůst parametru SDS1 byl zpozorován i na snímači 316.

Mezi měření 2 a 8 byla zjištěna pouze jedna patrná změna parametru. Na snímači 316 význačně ($p=0.041$ a $CI=(-10.898;-0.102)$) vzrostl parametr meanM1.

Při porovnání měření číslo 3 a měření číslo 4 se jeví jako signifikantní ($p=0.041$ a $CI=(-10.898;-0.102)$) pouze přírůstek parametru meanM1 na senzoru 317.

Stejně tak při srovnání měření číslo 3 a měření číslo 8 došlo také jen k jedné signifikantní změně a to k očividnému ($p=0.00489$ a $CI=(1.102;11.898)$) poklesu parametru meanM2 na senzoru 318.

Další porovnávanou dvojicí, ve které došlo při jejich porovnání k jediné významnější změně, jsou měření číslo 5 a měření číslo 7. Mezi těmito dvěma měřeními došlo ke zřejmému ($p=0.0249$ a $CI=(-11.148;-0.352)$) vzrůstu parametru SDS1 na snímači 318.

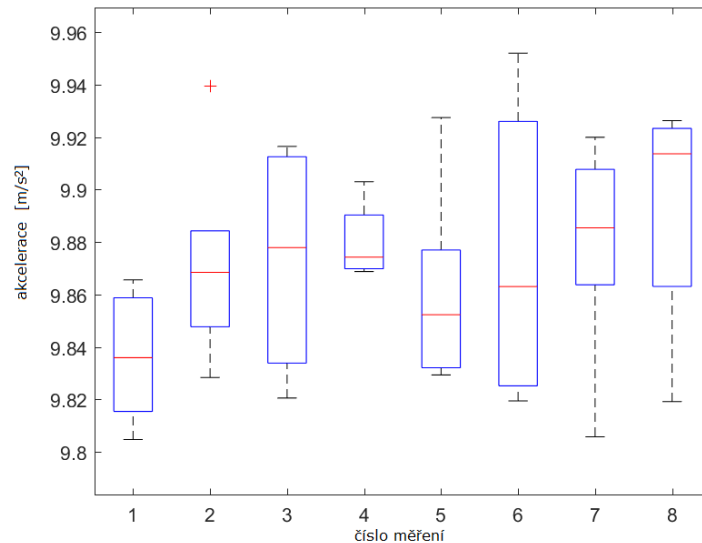
Post_hoc analýza ukázala, že mezi měření číslo 5 a měření číslo 8 došlo k významnému ($p=0.042$ a $CI=(-12.566;-5.333)$) nárůstu parametru SDE2 na senzoru 315. Dále bylo zjištěno, že na senzoru 316 signifikantně ($p=0.042$ a $CI=(-12.566;-6.333)$) narostl parametr SDS2.

Pouze k jedinému markantnímu ($p=0.025$ a $CI=(-11.148;-0.352)$) nárůstu došlo mezi měření číslo 6 a měření číslo 8 a to k nárůstu parametru SDE1 na senzoru 315.

Boxploty

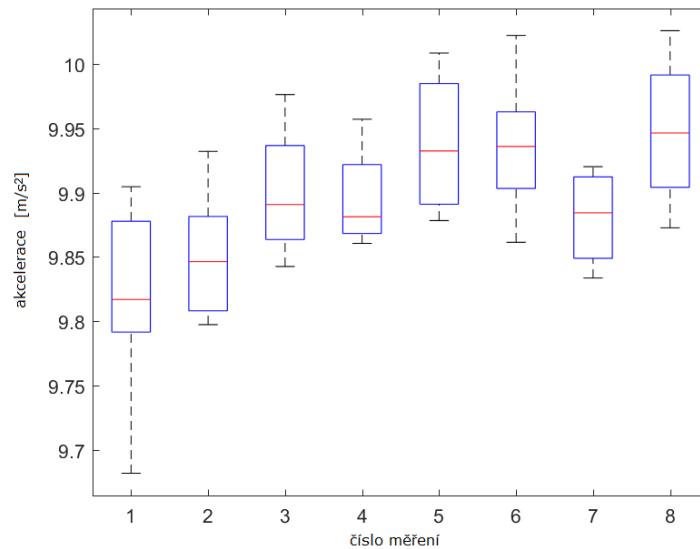
Na obrázku (9) jsou vidět boxploty, které znázorňují distribuci parametru meanS1 skrze všechna měření. Osa X představuje číslo měření a osa Y akceleraci v m/s^2 . Lze si zde všimnout markantního nárůstu mediánu mezi prvním a posledním měření, který také odhalila post_hoc analýza. Dále je na obrázku vidět trend průběhu mediánu přes všechna měření. Medián roste do třetího měření, ve čtvrtém měření zůstává prakticky

stejný a následně poklesne, aby poté opět narostl až do svého maxima. Dále stojí za povšimnutí rozpětí dat v jednotlivých měření. Ve čtvrtém měření je rozptyl významně menší než v ostatních měřeních a naopak u třetího a šestého měření si lze všimnout výrazně velkého rozptylu dat. Tato data jsou ze senzoru 315, který byl umístěn na pravém bicepsu.



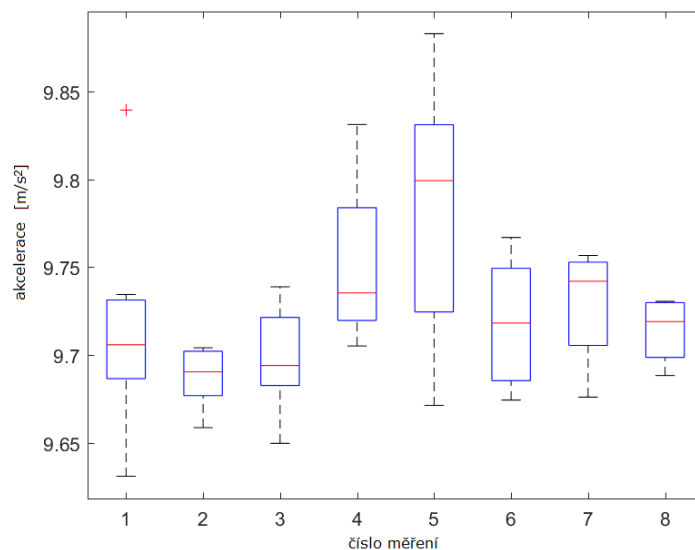
Obrázek 9: Boxploty zobrazující distribuci parametru meanS1 skrze všechna měření

Obrázek (10) ukazuje distribuci parametru meanS2 skrze všechna měření. Graf znázorňuje závislost čísla měření na akceleraci, která je v jednotkách m/s^2 . Lze si zde povšimnout hned několika významných změn. Opět lze pro lepší orientaci sledovat medián. Znovu lze pozorovat sigifikatní nárůst mezi 1. a 8. měření. Dále mezi 1. a 7. měření, mezi 2. a 5. měření a mezi 2. a 8. měření. Tyto nárůsty byly odhaleny i pomocí post_hoc analýzy. Co se týče trendu, medián nejprve vzrůstá, ve čtvrtém měření si opět lze povšimnout poklesu, avšak v tomto případě pouze nepatrného. Patrnější pokles je vidět až u sedmého měření. Poté dochází opět k nárůstu a dosažení maxima. V tomto obrázku je také vidět, že rozpětí dat se nijak markantně nemění. Data jsou ze senzoru 316, který byl umístěn na levém bicepsu.



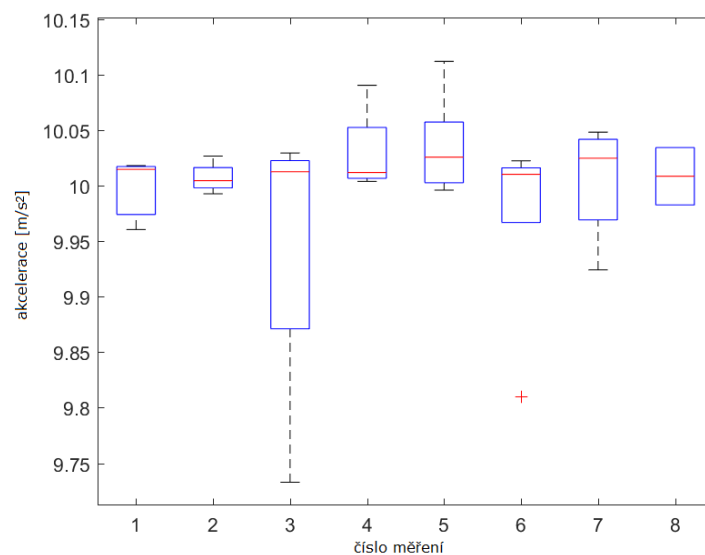
Obrázek 10: Boxploty zobrazující distribuci parametru meanS2 skrze všechna měření

Distribuci parametru meanM1 skrze všechna měření lze vidět na obrázku (11). Osa X představuje číslo měření a osa Y akceleraci v jednotkách m/s^2 . Očividnou změnu parametru, kterou odhalila post_hoc analýza je možné spatřit mezi 2. a 5. měření. Trend je odlišný od předchozích dvou obrázků. Nejprve medián klesá, od třetího měření opět roste, aby v pátém měření dosáhl svého maxima a poté opět klesá. V sedmém měření opět stoupá, avšak v osmém měření zase klesne. Dále je možné si povšimnout rozdílných rozpětí. U pátého měření je mezikvartilové rozpětí výrazně větší, než u ostatních měření. Data jsou ze senzoru 317, který byl umístěn kolem pasu v oblasti pupku.



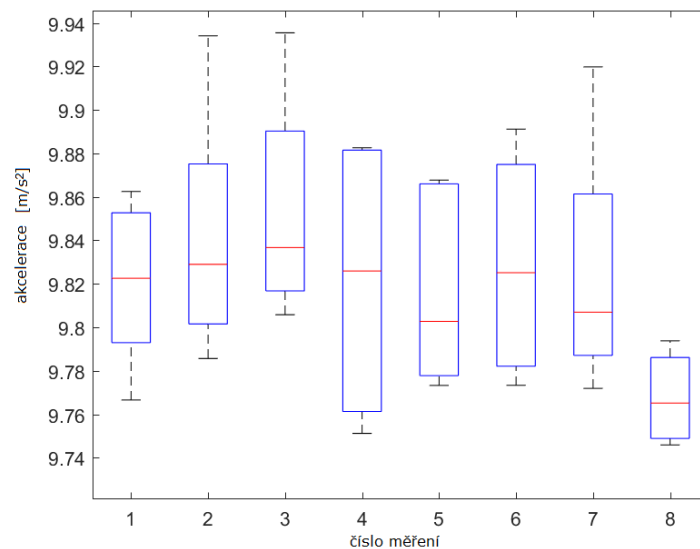
Obrázek 11: Boxploty zobrazující distribuci parametru meanM1 skrze všechna měření

U parametru meanM2 nebyla pomocí post_hoc analýzy objevena žádná význačná změna. Absenci výrazných změn lze vidět i na obrázku (12). Je možné zde vidět lehkou oscilaci mediánu. Tvar oscilace je podobný jako na obrázcích (20), (15). Rozpětí dat je uniformní až na měření číslo tři, které má výrazně větší rozpětí. Data jsou ze senzoru 319, který byl umístěn na levém předloktí.



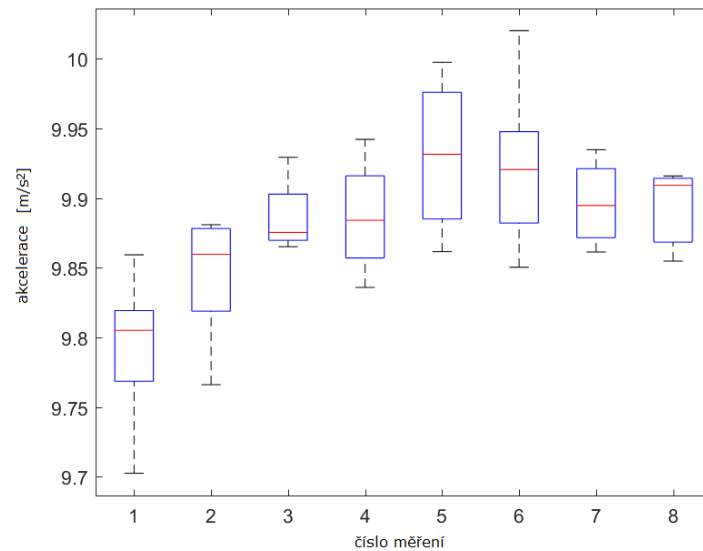
Obrázek 12:

Na obrázku (13) je zobrazena distribuce parametru meanE1 skrze všechna měření. Mezi 3. a 8. měření je vidět zřetelný nárůst, tento nárůst odhalila i post_hoc analýza. Lze vidět, že trend je podobný obrázkům (9) a (10). Medián nejprve roste, ve čtvrtém a pátém měření klesá a poté opět roste. Rozdílem oproti zmíněným obrázkům je fakt, že v osmém měření nedosahuje medián svého maxima, nýbrž svého minima. Rozpětí dat je ve všech měřeních téměř uniformní, kromě osmého měření, kde je rozpětí nápadně menší. Data jsou ze senzoru 318, který byl umístěn na pravém předloktí.



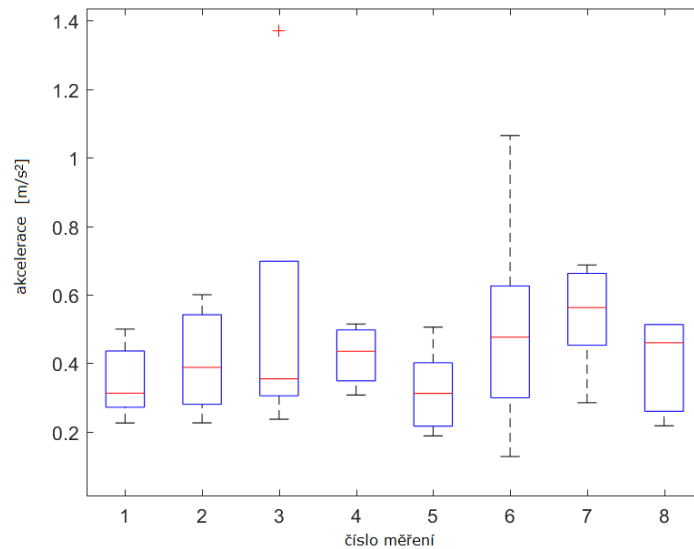
Obrázek 13: Boxploty zobrazující distribuci parametru meanE1 skrze všechna měření

Parametr meanE2 a jeho distribuci skrze všechna měření lze pozorovat na obrázku (14). Graf zobrazuje závislost čísla měření na akceleraci v jednotkách m/s^2 . Post_hoc analýza ukázala značný nárůst mezi 1. a 5. měření, který je patrný i na tomto obrázku. Lze si všimnout, že medián opět nejprve narůstá, v pátém měření dosahuje svého maxima a poté opět klesá až do sedmého měření. V osmém měření lehce vzroste, avšak ne natolik, aby překonal hodnotu v pátém měření. Rozpětí dat je poměrně uniformní ve všech měření. Data jsou ze senzoru 316, který byl umístěn na levém bicepsu.



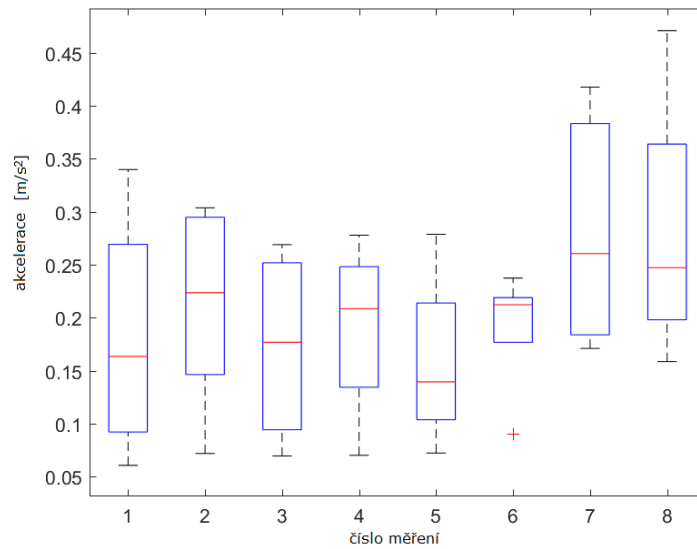
Obrázek 14: Boxploty zobrazující distribuci parametru meanE2 skrze všechna měření

Boxploty zobrazující distribuci parametru SDS1 přes všechna měření je na obrázku (15). Osa X představuje číslo měření a osa Y představuje akceleraci v jednotkách m/s^2 . Významný nárůst parametru je vidět mezi 1. a 7. měření. Na mediánu lze opět pozorovat, že parametr nejprve roste, ve třetím měření dochází k poklesu, ve čtvrtém měření opět vzroste a v pátém měření opět klesá. Poté roste do svého maxima, kterého dosahuje v sedmém měření. V osmém měření je patrný mírný pokles. Rozpětí dat je opět poměrně uniformní. Zajímavý je výrazně velký rozptyl šestého měření. Data jsou ze senzoru 318, který byl umístěn na pravém předloktí.



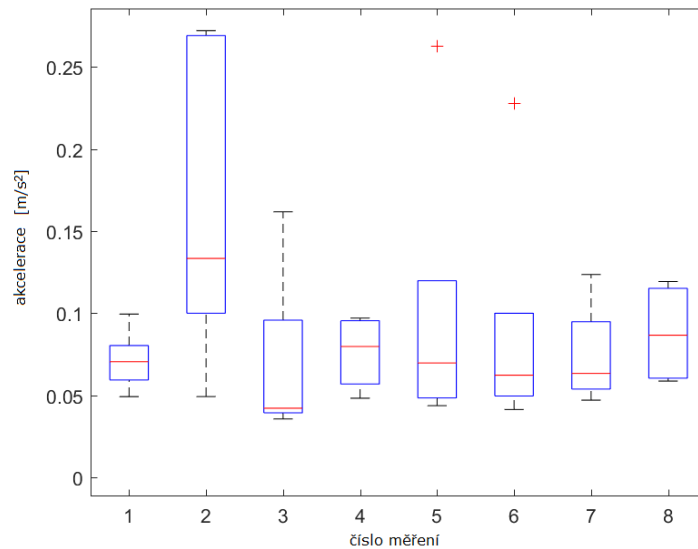
Obrázek 15: Boxploty zobrazující distribuci parametru SDS1 skrze všechna měření

Obrázek (16) ukazuje distribuci parametru SDS2 skrze všechna měření. Graf představuje závislost čísla měření na akceleraci v jednotkách m/s^2 . Na obrázku lze pozorovat značný nárůst parametru mezi 1. a 7. měření a 1. a 8. měření. Tyto signifikance byly odhaleny i pomocí post-hoc analýzy. Zaměřením se na trend lze zjistit, že parametr nejprve kolísá nahoru a dolů od 1. do 5. měření, poté roste do sedmého měření. V osmém měření je vidět velmi mírný pokles. Rozpětí dat je poměrně uniformní ve všech měření. Výjimku tvoří šesté měření, ve kterém je rozpětí výrazně menší. Data jsou ze senzoru 315, který byl umístěn na pravém bicepsu.



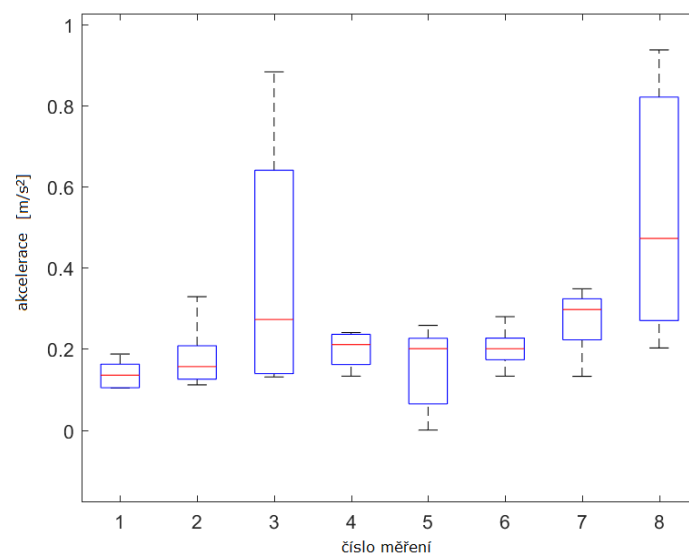
Obrázek 16: Boxploty zobrazující distribuci parametru SDS2 skrze všechna měření

Na obrázku (17) je vidět distribuce parametru SDM1 skrze všechna měření. Osa X představuje číslo měření a osa Y představuje akceleraci v jednotkách m/s^2 . Lze pozorovat významný pokles parametru mezi 2. a 3. měření a mezi 2. a 6. měření. Zkoumáním trendu lze vidět, že parametr mezi 1. a 2. měření skokově neroste a poté opět skokově poklesne. Lehce výraznější nárůst je poté vidět ve 4. a 8. měření. Od 5. do 7. měření zůstává skoro neměnný. Výrazně větší rozpětí lze pozorovat u 2. měření, jinak je rozpětí téměř uniformní. Data jsou ze senzoru 317, který byl umístěn kolem pasu v oblasti pupku.



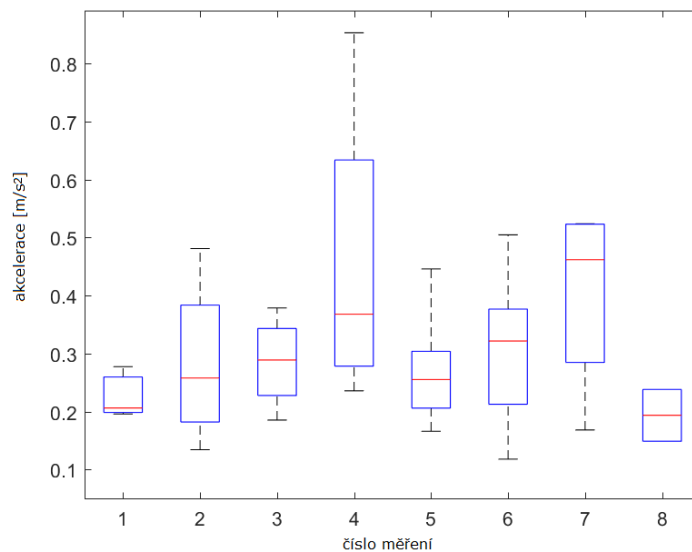
Obrázek 17: Boxploty zobrazující distribuci parametru SDM1 skrze všechna měření

Distribuci parametru SDM2 je možné vidět na obrázku (18). Číslo měření představuje osa X a akceleraci v jednotkách m/s^2 představuje osa Y. Na obrázku je možné si všimnout markantního nárůtu parametru mezi 1. a 8. měření. Celkový trend je nevýrazný až na větší nárůst ve třetím měření a nárůst od šestého po osmé měření. V osmém měření dosahuje parametr maxima. Zajímavé je rozpětí dat. Je možné si všimnout, že ve třetím a osmém měření je rozpětí dat o mnoho větší než u zbylých měření. Data jsou ze senzoru 315, který byl umístěn na pravém bicepsu.



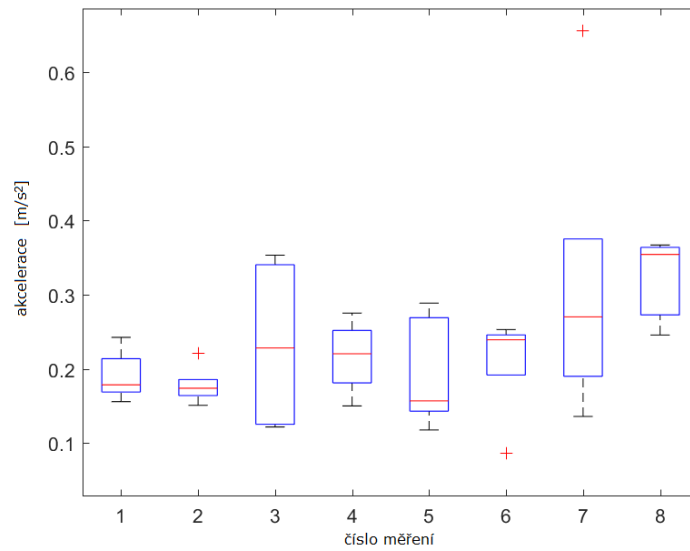
Obrázek 18: Boxploty zobrazující distribuci parametru SDM2 skrze všechna měření

Druhým parametrem, u kterého nebyla pomocí *post_hoc* analýzy objevena žádná význačná změna, je SDE1. Na obrázku (19) lze vidět, že opravdu žádné signifikantní změny nenastávají. Lze ovšem sledovat trend. Stejně jako u většiny parametrů, parametr nejprve narůstá. V pátém měření opět klesne. Poté dále narůstá a v sedmém měření dosahuje maxima. V osmém měření poměrně výrazně klesá. Zaměřením se na rozpětí dat lze vidět signifikantnější rozpětí u 4. měření. Data jsou ze senzoru 319, který byl umístěn na levém předloktí.



Obrázek 19:

Parametr SDE2 a jeho distribuci skrze všechna měření lze zkoumat na obrázku (20). Osa X představuje číslo měření a osa Y představuje akceleraci v jednotkách m/s^2 . Na obrázku je vidět vzrůst parametru mezi 5. a 8. měření. Dále lze pozorovat, že parametr nejprve klesl, poté ve třetím měření vzrostl. V pátém měření je vidět opět propad. Poté parametr vzrůstá až do osmého měření, kde dosahuje maxima. Rozpětí dat je poměrně různorodé. Lze si všimnout velmi malého rozpětí u měření číslo 2 a naopak výrazně většího rozpětí u měření 3 a 7. Data jsou ze senzoru 315, který byl umístěn na pravém bicepsu.



Obrázek 20: Boxploty zobrazující distribuci parametru SDE2 skrze všechna měření



4 Diskuze

Pro analýzu pohyblivosti bylo vybráno 12 parametrů, které byly zkoumány v rámci všech měření. Tyto parametry vycházely ze 3D-akcelerace zskaných pomocí Motion Capture senzorů umístěných na subjektech při provádění experimentu. Výsledky ukázaly, že nejvíce statisticky signifikantních změn nastalo mezi prvními (1.,2.) a posledními (7.,8.) měřeními a mezi prvními (1.,2.) a prostředními (4.,5.) měřeními. Tyto změny se týkaly nejvíce senzorů umístěných na bicepsech a jednalo se vždy o nárůst parametru. Zajímavým faktem je, že na senzoru umístěném na levém předloktí nedošlo k žádným statisticky významným změnám, avšak zaměřením se na trend průběhů parametrů v jednotlivých měření je možné si všimnout podobnosti s ostatními senzory.

Z grafů typu boxplot (viz. přílohu 1) lze tedy vypočítat určitý trend, který parametry měly během měření. Až na drobné niance se dá říct, že parametry nejdříve rostly, kolem čtvrtého či pátého měření se růst zastavil a parametry začaly klesat. Směrem k posledním (sedmému a osmému) měření parametry opět narůstaly. Maxima parametry dosahovaly buďto právě ve středních (4.,5.) měřeních či v posledních (7.,8.) měřeních. Naopak nejmenších hodnot dosahovaly parametry na začátku měření a poté po dosažení prvního nárůstu ve střední části. Avšak nutno podotknout, že celkový trend byl vzrůstající.

Tyto nárůsty parametrů představují větší pohyblivost senzorů, tedy větší pohyblivost (průměry pětiminutových úseků oznažených *mean*) a variabilitu (střední odchylky) pohybu daných segmentů na kterých byly senzory umístěny. Lze tedy říct, že se u subjektů střídala období, kdy se více pohybovaly s obdobími většího klidu. Pokud se převedou měření z číselných označení na přibližný čas, lze dojít k tomu, že signifikantní střední měření byla prováděna kolem 4-5 hodiny ránní, kdy byly subjekty 20 hodin bez spánku. Tento čas by tedy odpovídal cirkadiálnímu útlumu, který nastává mezi 2. a 4. hodinou ránní, kdy se člověk dostává do jedné z fází hlubšího spánku [21]. Druhá dvě významná měření, sedmé a osmé, by poté odpovídala odpoledním hodinám kolem 17-18h. V tuto dobu byly subjekty již 34h bez spánku, tudíž se u nich projevoval vliv únavy.

Studie zabývající se vlivem únavy na pohyb člověka ukazují, že únava ovlivňuje variabilitu pohybu, která vede buď ke snížení nebo ke zvýšení variability, záleží na zvolené proměnné [7]. Dále ze studií ([5],[7],[4]) vyplývá, že s přibývajícím únavou klesá frekvence pohybu. Avšak výsledky tohoto experimentu naznačují, že s přibývajícím únavou roste jak variabilita pohybu, tak frekvence pohybu. Nutno podotknout, že



zmiňované studie se zabývají únavou, která je pouze fyzického rázu a experimenty prováděné v rámci těchto studií jsou v porovnání s tímto experimentem krátkodobé. Tudíž je možné, že unikátností této práce a experimentu s ní spojenému dochází k odlišným výsledkům.

Porovnáním výsledků se studii zabývajícími se únavou ze stejného úhlu pohledu jako tento experiment ([?], [6]) lze potvrdit závislost pohyblivosti člověka na cirkadiálním rytmu. V tomto případě tak, že s útlumem roste pohyblivost a varibilita.



Závěr

Cílem této práce bylo zhodnotit vliv únavy na pohybovou aktivitu pilotů v průběhu experimentu s proměnlivou úrovní únavy prostřednictvím Motion Capture systémů. Za tímto účelem byla provedena analýza současného stavu v oblasti monitorování lidského pohybu, využívání Motion Capture systémů a využívání těchto systémů při sledování únavy. Při tomto procesu došlo k objevení nedostatků při zkoumání vlivu únavy na pohyblivost člověka. Na základě těchto nedostatků byl v rámci práce vykonán experiment, který se skládal ze čtyř dvacetičtyřhodinových měření, kterých se zúčastnilo osm subjektů. Jednotlivá měření představovala zátěžové simulované lety, během kterých byl snímán pohyb subjektů. Na základě analýzy byly zvoleny senzory pro snímání pohybu, jejich umístění a metoda vyhodnocení naměřených dat. Naměřená data byla poté vyhodnocena a výsledky byly diskutovány v kontextu se studiiemi zbývajícími se vlivem únavy na lidský pohyb.

Jako limitace experimentu bych uvedla malý počet měření a tudíž i malý počet subjektů, kteří se experimentu zúčastnili. Bohužel z důvodu prevence proti šíření nákazy Covid-19 nemohlo být měření opakováno dostatečněkrát dle původního plánu. Dále bych upozornila na problém při samotném sběru dat. Senzory měly velmi špatný signál, tudíž docházelo k markantnímu podvzorkování některých datových úseků. K dalším ztrátám dat také docházelo při dobíjení baterie senzorů. Výsledky dále mohou být zkresleny faktem, že ač byla snaha o dodržování časového harmonogramu, kvůli technickým problémům tento harmonogram nebyl vždy dodržen. Tedy skutečné časy měření nejsou vždy stejné. Jako poslední limitaci bych uvedla technické potíže spojené se simulátorem, na kterém experiment probíhal.

Na základě výsledků byl vyvozen závěr, že únava má vliv na pohybovou aktivitu pilotů v průběhu experimentu s proměnlivou úrovní únavy. Zjistilo se, že variabilita pohybu rostla s přibývajícím únavou, stejně jako rostla samotná pohyblivost. Dále bylo zjištěno, že variabilita a pohyblivost jsou spjaty s cirkadiálním rytmem člověka. V dobách útlumu tyto dva parametry narůstají.

Tato práce by mohla sloužit jako vodítko pro lepší porozumění komplexnosti vlivu únavy na lidský organismus. Dále by mohla otevřít nové téma vlivu pohyblivosti pilota v kokpitu na jeho celkový výkon. Také by mohla být podkladem pro navazující výzkum. Jako doporučení bych uvedla navýšit počet testovaných jedinců, aby výsledky byly co nejobektivnější. Dále by lety mohly být obtížnější na techniku pilotáže, aby se dal zkoumat vliv únavy na koordinaci a hladkost prováděných pohybů.



Reference

- [1] Karel Paulík. *Psychologie lidské odolnosti*. Grada Publishing as, 2010.
- [2] EASA. Easy access rules for air operations, 10 2019.
- [3] Esra Vural, Mujdat Cetin, Aytul Ercil, Gwen Littlewort, Marian Bartlett, and Javier Movellan. Drowsy driver detection through facial movement analysis. In *International Workshop on Human-Computer Interaction*, pages 6–18. Springer, 2007.
- [4] C. Strohrmann, H. Harms, C. Kappeler-Setz, and G. Troster. Monitoring kinematic changes with fatigue in running using body-worn sensors. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 16(5):983–990, 2012.
- [5] Anna-Karin Adlerton, Ulrich Moritz, and Rolf Moe-Nilssen. Forceplate and accelerometer measures for evaluating the effect of muscle fatigue on postural control during one-legged stance. *Physiotherapy research international*, 8(4):187–199, 2003.
- [6] Lukáš Zibner. Vliv únavy pilota na přesnost pilotáže. B.S. thesis, České vysoké učení technické v Praze. Vypočetní a informační centrum., 2018.
- [7] N Cortes, J Onate, and S Morrison. Differential effects of fatigue on movement variability. *Gait & posture*, 39(3):888–893, 2014.
- [8] ACRMDOG Godfrey, Richard Conway, David Meagher, and Gearoid ÓLaighin. Direct measurement of human movement by accelerometry. *Medical engineering & physics*, 30(10):1364–1386, 2008.
- [9] Marion Trew and Tony Everett. *Human movement: an introductory text*. Churchill Livingstone, 2005.
- [10] Ellen Kreighbaum. Biomechanics. *A qualitative approach for studying human movement*, 1996.
- [11] Merryn J Mathie, Adelle CF Coster, Nigel H Lovell, and Branko G Celler. Accelerometry: providing an integrated, practical method for long-term, ambulatory monitoring of human movement. *Physiological measurement*, 25(2):R1, 2004.
- [12] Gutemberg Guerra-Filho. Optical motion capture: Theory and implementation. *RITA*, 12(2):61–90, 2005.



- [13] Shin Yabukami, H Kikuchi, M Yamaguchi, KI Arai, K Takahashi, A Itagaki, and N Wako. Motion capture system of magnetic markers using three-axial magnetic field sensor. *IEEE transactions on magnetics*, 36(5):3646–3648, 2000.
- [14] Kamiar Aminian and Bijan Najafi. Capturing human motion using body-fixed sensors: outdoor measurement and clinical applications. *Computer animation and virtual worlds*, 15(2):79–94, 2004.
- [15] Joshua S Richman and J Randall Moorman. Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, 278(6):H2039–H2049, 2000.
- [16] Madalena Costa, Ary L. Goldberger, and C.-K. Peng. Multiscale entropy analysis of biological signals. *Phys. Rev. E*, 71:021906, Feb 2005.
- [17] Patrick J Sparto, Mohamad Parnianpour, Tom E Reinsel, and Sheldon Simon. The effect of fatigue on multijoint kinematics, coordination, and postural stability during a repetitive lifting test. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 25(1):3–12, 1997.
- [18] Inertia Technology. *ProMove-mini Wireless Inertial Sensing Platform*.
- [19] Ivan Nagy and Petra PECHERKOVA. Statistika. *Praha: FD ČVUT*, 2017.
- [20] Michael Galarnyk. Understanding boxplots.
- [21] Gerhard Leibold, Karel Aubrecht, and Jiří Strejček. *Dobrý spánek-dobré nervy*. Svoboda, 1994.