



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

---

Fakulta dopravní  
Ústav letecké dopravy

**Vplyv optickej ilúzie vytvorenej posuvným zrkadlom na stabilitu človeka**  
**Bakalářská práce**

Studijní program: Technika a technologie v dopravě a spojiích

Studijní obor: Profesionální pilot

Vedoucí práce: Ing. Stanislav Kušmírek

---

**Patrick Jankech**

Praha 2022



**K621.....Ústav letecké dopravy**

## **ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE**

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení studenta (včetně titulů):

**Patrick Jankech**

Studijní program (obor/specializace) studenta:

**bakalářský –PIL– Profesionální pilot**

Název tématu (česky): **Vliv optické iluze vytvořené posuvným zrcadlem na stabilitu člověka**

Název tématu (anglicky): **Influence of the Optical Illusion Created by a Moving Mirror on Human Stability**

### **Zásady pro vypracování**

Při zpracování bakalářské práce se řiďte následujícími pokyny:

- Cílem práce je navrhnout a vytvořit zařízení simulující optickou iluzi na základě dvěma zrcadly vytvářené pohybující se perspektivy, vykonat experimentální měření a vyhodnotit vliv iluze na stabilitu testovaných subjektů.
- Vypracujte analýzu současného stavu metod určujících stabilitu člověka a vzniku optických iluzí zapříčiněných rychlou změnou perspektivy.
- Vytvořte konstrukční návrh a sestrojte zařízení způsobující optickou iluzi pohybující se perspektivy.
- Vyberte vhodný systém měřicí a vyhodnocující data určující stabilitu subjektů.
- Experimentálně ověřte, zda je možné vytvořit pohybem dvou zrcadel optickou iluzi, a jaký vliv má vytvořená iluze na stabilitu člověka.
- Stanovte limitace zařízení pro zvolené konstrukční řešení a formulujte závěr 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: Soldo, M. The Great Book of Optical Illusions. 2004  
BONDARKO, V. M. Modeling of optical illusions. Journal of Optical Technology, 2018  
KENNEDY, Robert S. Postural instability induced by virtual reality exposure: Development of a certification protocol. 1996

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Stanislav Kušmírek**  
**doc. Ing. Vladimír Socha PhD.**

Datum zadání bakalářské práce: **8. října 2021**  
(datum prvního zadání této práce, které musí být nejpozději 10 měsíců před datem prvního předpokládaného odevzdání této práce vyplývajícího ze standardní doby studia)

Datum odevzdání bakalářské práce: **8. srpna 2022**  
a) datum prvního předpokládaného odevzdání práce vyplývající ze standardní doby studia a z doporučeného časového plánu studia  
b) v případě odkladu odevzdání práce následující datum odevzdání práce vyplývající z doporučeného časového plánu studia

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



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

Potvrzuji převzetí zadání bakalářské práce.

Patrick Jankech  
jméno a podpis studenta

V Praze dne..... 8. října 2021



## Abstrakt

Proti negatívnym faktorom ovplyvňujúcich bezpečnosť letovej prevádzky je potrebné vytvárať opatrenia založené na chápaní podstaty problému. Vizualne ilúzie sú doteraz nedostatočne pochopeným negatívnym vplyvom ohrozujúcich bezpečnosť ako posádok tak aj účastníkov leteckej dopravy. Objektom skúmania tejto práce je sugescia vizuálnej ilúzie na stabilitu jedinca. Vznik nami skúmanej vizuálnej ilúzie sa pokúšame dosiahnuť vlastným zariadením s horizontálne sa pohybujúcou zrkadlovou plochou. Daná zrkadlová sústava s premenlivou rýchlosťou pohybu má slúžiť k navodeniu zmeny perspektívy a tým k posturálnej destabilizácii subjektu. Výstupom práce je formulácia dopadu vizuálnej ilúzie na stabilitu jedinca pomocou štatisticky vyhodnotených dát zozbieraných pomocou stabilometrickej podložky a prípadné návrhy na budúce vylepšenie systému indukujúceho a vyhodnocujúceho vyššie zmienený vplyv.

**Kľúčová slova:** posturálna stabilita, vizualne ilúzie, zmena perspektívy



## Abstract

Measures need to be developed against negative factors affecting the safety of air transport based on an understanding of the nature of the problem. Visual illusions are a hitherto not sufficiently understood negative influence threatening the safety of both crews and air traffic participants. The object of investigation of this thesis is the suggestion of visual illusion on the stability of an individual. The induction of the visual illusion we investigate is attempted by means of a custom device with a horizontally moving mirror surface. A given mirror array with variable speed of movement is intended to serve to induce a change of perspective and thus postural destabilization of the subject. The output of the thesis is the formulation of the impact of the visual illusion on the stability of the subject using statistically evaluated data collected with a force plate and possible suggestions for future improvements of the system inducing and evaluating the above mentioned impact.

**Keywords:** postural stability, visual illusions, perspective change



## Pod'akovanie

Ďakujem Ing. Stanislavovi Kušmírkovi za jeho čas, trpezlivosť, dôveru a cenné rady počas tvorby mojej práce, bez ktorých by ju nebolo možné uskutočniť.

Zároveň by som sa chcel poďakovať Ing. Lenke Hanákovej a doc. Vladimírovi Sochovi za ich čas a ochotu pomôcť.

V neposlednej rade sa chcem poďakovať aj mojej rodine za dôveru a podporu bez ktorých by som nebol schopný štúdium absolvovať.



## Čestné prehlásenie

Prehlasujem, že som bakalársku prácu s názvom Vplyv optickej ilúzie vytvorenej posuvným zrkadlom na stabilitu človeka vypracoval/a samostatne a použil k tomu úplný výpis citácií použitých prameňov, ktoré uvádzam v zoznamu priloženom k bakalárskej práci. Nemám závažný dôvod proti užití tohoto školného diela ve smyslu §60 Zákona č.121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon).

Praze dne 08. srpen 2022

.....

*Podpis*



## Obsah

<b>Úvod</b>	<b>11</b>
<b>1 Teoretické základy práce</b>	<b>12</b>
1.1 Vplyv senzorických vstupov na stabilitu človeka . . . . .	12
1.2 Vizuálne ilúzie a zmena perspektívy . . . . .	15
1.3 Aktuálne používané spôsoby merania stability v kľudovom stoji . . . . .	20
<b>2 Metodika merania a vyhodnotenia</b>	<b>27</b>
2.1 Subjekty . . . . .	27
2.2 Experimentálna sústava . . . . .	27
2.3 Metodika a priebeh merania . . . . .	30
2.4 Spracovanie dát . . . . .	31
2.5 Štatistické vyhodnotenie dát . . . . .	36
<b>3 Výsledky práce</b>	<b>40</b>
<b>4 Diskusia výsledkov</b>	<b>54</b>
<b>5 Záver</b>	<b>56</b>
<b>Zoznam použitej literatúry</b>	<b>58</b>





## Zoznam obrázkov

1.1	Optický tok translačného pohybu . . . . .	16
1.2	Aparát na skúmanie stimulu v periférnou zornom poli . . . . .	17
1.3	Pohyblivá miestnosť . . . . .	18
1.4	Schéma experimentu pohyblivej miestnosti . . . . .	19
1.5	Silové zložky pôsobiace na silomernú plošinu . . . . .	21
1.6	Nespoľahlivosť WBB . . . . .	23
1.7	Akceleromtrický systém . . . . .	24
2.1	Bežec so stojanom . . . . .	28
2.2	Nintendo Wii Balance Board . . . . .	29
2.3	spracovanie signálu pomocou SWARII . . . . .	32
2.4	minimalizovanie šumu zo signálu COP . . . . .	33
2.5	Schéma krabicového diagramu . . . . .	39
3.1	Bonferroniho korekcia- StdML . . . . .	45
3.2	Bonferroniho korekcia- StdAP . . . . .	45
3.3	Bonferroniho korekcia- varML . . . . .	45
3.4	Bonferroniho korekcia- varAP . . . . .	46
3.5	Bonferroniho korekcia- romML . . . . .	46
3.6	Bonferroniho korekcia- romAP . . . . .	46
3.7	Bonferroniho korekcia- lenCOP . . . . .	47
3.8	Bonferroniho korekcia- minAxLen . . . . .	47
3.9	Bonferroniho korekcia- majAxLen . . . . .	47
3.10	Bonferroniho korekcia- areaCH . . . . .	48
3.11	Bonferroniho korekcia- areaCE . . . . .	48
3.12	Boxplot StdML a varAP . . . . .	50
3.13	Boxplot varML a varAP . . . . .	50
3.14	Boxplot romML a romAP . . . . .	50
3.15	Boxplot minAxLen a majAxLen . . . . .	51
3.16	Boxplot lenCOP . . . . .	51
3.17	Boxplot areaCH . . . . .	52



3.18 Boxplot areaCE . . . . . 52



## Zoznam tabuliek

2.1	Tabuľka vyhodnocovaných parametrov . . . . .	35
2.2	Anova tabuľka Friedmannovho testu . . . . .	37
3.1	Tabuľka P-hodnôt Freidmanovho testu, (zaokrúhlené) . . . . .	40
3.2	Tabuľka Friedmannovho testu pre parameter sdAP (zaokrúhlené) . . . . .	41
3.3	Tabuľka Friedmannovho testu pre parameter sdML (zaokrúhlené) . . . . .	41
3.4	Tabuľka Friedmannovho testu pre parameter varAP (zaokrúhlené) . . . . .	41
3.5	Tabuľka Friedmannovho testu pre parameter varML (zaokrúhlené) . . . . .	41
3.6	Tabuľka Friedmannovho testu pre parameter romML (zaokrúhlené) . . . . .	42
3.7	Tabuľka Friedmannovho testu pre parameter romAP (zaokrúhlené) . . . . .	42
3.8	Tabuľka Friedmannovho testu pre parameter lenCOP (zaokrúhlené) . . . . .	42
3.9	Tabuľka Friedmannovho testu pre parameter minAxLen (zaokrúhlené) . . . . .	42
3.10	Tabuľka Friedmannovho testu pre parameter majAxLen (zaokrúhlené) . . . . .	43
3.11	Tabuľka Friedmannovho testu pre parameter areaCH (zaokrúhlené) . . . . .	43
3.12	Tabuľka Friedmannovho testu pre parameter areaCE (zaokrúhlené) . . . . .	43



## Seznam symbolů a zkratk

CNS	Centrálna nervová sústava
VR	Virtuálna realita
ML	Medio-lateriálny smer
AP	Anterior-posteriórny smer
COP	centrum tlaku
FP	silomerná pološina
SWARII	Sliding Window Average with Relevance Interval Interpolation
TBCM	celkové ťažisko tela (Total Body Center of Mass)



## Úvod

Ľudský faktor je identifikovaný ako prvok, ktorý v systéme leteckej dopravy zlyháva najčastejšie. Približne 70 % leteckých nehôd je spôsobených zlyhaním ľudského faktoru. Z tejto skutočnosti je zrejmé, že akékoľvek zlepšenie a možnosť zníženia tejto hodnoty by bol zásadným pozitívnym príspevkom k zvýšeniu bezpečnosti leteckej prepravy.

Výskyt straty priestorovej orientácie počas kariéry u konkrétneho pilota, ktorá je priamym dôsledkom, okrem iného aj vizuálnych ilúzií je rádovo 90 % [1]. Najväčší výskyt straty priestorovej orientácie dôsledkom ilúzií sa vyskytuje vo vojenskom sektore no aj v napr. všeobecnom letectve spôsobuje strata priestorovej orientácie nemalé percento vážnych incidentov a nehôd.

Táto práca si kladie za cieľ skúmanie vzťahu medzi interpretáciou vizuálnej informácie a reakciou posturálneho systému. Hypotéza spočívala v nesúlade medzi vizuálnym vstupom pochádzajúcim od pohybu perspektívy (tj. zdanlivý pohyb) a vstupom od proprioreceptorov a vestibulárneho systému (tj. stacionarita subjektu).

Zmeny v stabilite ako reakcie na vstupy od senzorickeho subsystemu sa prejavujú v kmitaní polohy COP (Centre Of Pressure, stred tlaku). Na meranie dát o zmeny COP bola v tejto práci použitá Nintendo Balance Board, ktorá pracuje na podobnom princípe ako stabilometrická plošina. Signály od WBB (Nintendo Wii Balance Board) sú softvérovým spracovávané a vyhodnocované.

Tradične sa vplyv vizuálneho vstupu skúma v tzv. „full-field“ simulátoroch ako sú pohybujúce sa miestnosti a virtuálna realita. Pre meranie v rámci tejto práce bola špeciálne navrhnutá a vyrobená konštrukcia s horizontálne sa pohybujúcou parabolickou zrkadlovou plochou. Účelom tejto plochy je vytvoriť lineárnu zmenu perspektívy, ktorá predstavuje senzorický konflikt. V prípade kedy by takýto konflikt nebol vyriešený nervovým systémom včas a adekvátne, došlo by k ovplyvneniu posturálnej stability a tým aj k fluktuácií polohy COP.



# 1 Teoretické základy práce

## 1.1 Vplyv senzoričských vstupov na stabilitu človeka

Stabilita je kľúčová úloha pre uskutočnenie takmer akéhokoľvek pohybu. Udržanie rovnováhy na tak malých plochách a úzkych štruktúrach ako sú chodidlá a nohy kladie požiadavky na vysokú efektivitu posturálneho systému a systému kontroly rovnováhy.

Systém riadenia rovnováhy sa u človeka skladá z troch subsystémov: senzoričský subsystém (vestibulárny, vizuálny a somatosenzoričský), CNS (centrálne nervová sústava) a muskuloskeletárny systém. Prijímanie vstupov z viacerých zdrojov má dva dôsledky. Po prvé schopnosť kompenzácie v prípade, že funkčnosť jedného zo subsystémov sa zhorší. Po druhé vzájomné porovnávanie vstupov od jednotlivých senzoričských systémov ešte pred vykonaním reakcie [2].

**Vizuálny systém v kontexte senzoričského subsystému** poskytuje informácie o okolí, objektoch a udalostiach, v prostredí ktorých sa pohyb uskutočňuje. Avšak zrak a informácie, ktoré sprostredkúva nie je možné označiť za výlučne exteroreceptívne. Poskytované informácie majú aj proprioreceptívnu funkciu, keďže vizuálny systém poskytuje informácie o relatívnej polohe a pohybe jednotlivých častí tela, ako aj o polohe a pohybe tela ako celku relatívne k prostrediu [3].

Nepretržitá celková zmena štruktúry svetelného poľa (spôsobená relatívnym pohybom hlavy voči prostrediu) odrazeného od povrchov do ohniska oka vytvára tzv. optický tok. Bolo preukázané, že optické tokové pole špecifikuje pohyb hlavy vzhľadom k prostrediu a tak poskytuje proprioreceptívne informácie. Je dôležité podotknúť, že tento optický tok je určený výlučne translačným pohybom ohniska v rámci oka vzhľadom k prostrediu. Otázkou avšak bolo či je proprioreceptívna informácia od zrakového ústrojenstva sprostredkovaná od okohybných svalov alebo od optického toku na sietnici. Experiment slúžiaci na podporu jednej z hypotéz pozostával z pohybujúcej sa miestnosti a svetelného bodu v rámci tejto miestnosti, na ktorý sa mali subjekty zameriavať. Na základe výsledku experimentu bolo preukázané, že na stabilitu človeka mal väčší vplyv pohyb miestnosti tzn. optický tok ako pohyb fixného bodu (tzn. abdukcia resp. addukcia okulomotorických svalov). Bolo teda preukázané, že pohyb oka v očníci je nezávislý od vizuálnych proprioreceptorálnych informácií o polohe hlavy [3].



Jedným z prvých, ktorý popísal vplyv vizuálneho systému na stabilitu človeka bol MH. Romberg. Ten vo svojej publikácii, „Lehrbuch der Nerven Krankheiten des Menschen“, z roku 1846, popisuje test použitý v kontexte diagnostiky ochorenia tabes dorsalis. Toto ochorenie degeneruje zadné miechové povrazce a poškodzuje proprioreceptívnu funkciu. Romberg pozitivitu testu opisuje tak, že človek trpiaci tabes dorsalis nebude schopný udržať rovnováhu v kľudovom stoji so zatvorenými očami tj. bez vizuálnych informácií o prostredí. Kolísavé výchylky zo strany na stranu budú zvyšovať svoju amplitúdu až do miery kedy, pokiaľ pacient nemá oporu, dôjde k spadnutiu. K rovnakému fenoménu dôjde aj u pacienta v sede [4].

V roku 1946 bolo publikované, že pri znížení osvetlenia v miestnosti na úroveň úplnej tmy alebo pri zatvorených očiach sa zvýšilo kmitanie tela oproti normálnym podmienkam o približne 94%. Zároveň bolo pozorované, že sledovanie pohybujúcich sa predmetov má iba malý vplyv na kmitanie tela, s výnimkou kyvadla, ktoré zvýšilo celkové kolísanie tela o 54% a laterálne kolísanie o 109% [5].

Vyššia nerovnováha v prípade zatvorených očí je relatívne intuitívny dôsledok, otázkou však stále zostáva aký vplyv majú vizuálne vstupy na stabilitu v prípade otvorených očí. Do akej miery a v akých situáciách majú vyššiu váhu informácie z ostatných senzorických zdrojov a kedy sú naopak vizuálne vstupy kľúčové pre stabilitu človeka.

Predošlé výskumy naznačujú, že váha jednotlivých informácií, je silne kontextovo viazaná. Napríklad orientačné informácie poskytované oporným povrchom (informácie prijímané propriorecepciou) a vizuálnymi vstupmi sú potenciálne narušené pohybmi vonkajších povrchov, na ktoré sa tieto dva zmysly vzťahujú. Preto sa oporný povrch a vizuálne informácie môžu používať na udržiavanie rovnováhy len vtedy, keď sú ich referenčné plochy pevné alebo keď sa ich pohyby dajú vopred predvídať.

Naopak informácie z vestibulárneho systému, nie sú ovplyvnené zmenami podmienok externého povrchu. Z tohto je možné vyvodiť, že v prípade, že sú vizuálne vnemy nerovnomerné alebo v pohybe, poskytuje vestibulárny systém nevyhnutné referenčné informácie pre rovnováhu človeka, zatiaľ čo informácie vychádzajúce z vizuálneho aparátu a propriorecepcie sú potlačené. Z klinických pozorovaní, kedy pacienti s poruchou vestibulárneho aparátu nie sú schopní udržať rovnováhu v prostredí, ktoré poskytuje konfliktné informácie od vizuálneho a proprioreceptívneho systému vyplýva, že nie je kľúčovou poruchou absencia presnej vestibulárnej referencie, ale neschopnosť dostatočne rýchleho odfiltrovania konfliktných informácií [6].



Čo sa týka samotného významu spracovávaných informácií zorného poľa pre znižovanie nestability človeka, výsledky poukazujú na veľkú redundanciu rôznych častí poľa. Zahrnutie alebo vylúčenie samotnej fovey vo vnútri väčšieho stimulačného poľa nemá takmer žiadny účinok, ale výlučná stimulácia fovey v inak tmavom poli vedie k miernemu zníženiu laterálneho kolísania tela. Centrálné zorné pole s priemerom 30 stupňov je menej efektívne pri znižovaní kolísania v smere ML (medio-laterálny smer) v porovnaní s periférnym poľom, v ktorom je centrálné pole (s priemerom 30 stupňov) zakryté. To isté platí, aj keď v menšej miere, pre kývanie tela v smere AP (anterior-posteriórny smer). Jednostranné pole s plochou 30 stupňov umiestnené v pravom hemipoli susediacom s foveou vykazuje výrazne menší výkon v stojí pre AP aj ML kolísanie ako centrálné pole rovnakej veľkosti [7]. Redundancia rôznych oblastí zorného poľa je podložená aj faktom, že pacienti s ochoreniami, ktoré spôsobujú stratu veľkej časti zorného pole ako napr. homonymnou hemianopsiou, sú schopní stability a chôdze [8].

Pomocou optokinetických vzorov s rovnakou plochou bolo dokázané, že periférna sietnica dominuje vizuálne indukovanej vekcií, zatiaľ čo centrálné zorné pole (s priemerom do 20 až 30 stupňov) dominuje rozoznávaniu vzorov a egocentrickej detekcii pohybu objektu [9]. Avšak bol vyvodený záver, že vizuálna stabilizácia postoja sa odlišuje od cirkulárnej vizuálne indukovanej vekcie a to do takej miery, že funkčné rozdelenie na fokálne a periférne videnie neplatí [7].

Vizuálne podnety umožňujú dve vnemové interpretácie, buď vlastný pohyb, alebo pohyb objektu. Rozhodujúci vizuálny signál, ktorý spustí aktívnu posturálnu korekciu, môže závisieť buď od relatívneho posunu obrazu na sietnici nehybného zrakového okolia, alebo od „eferentného vnímania pohybu“ pri fixácii na nehybné ciele. Pre daný posun hlavy však môžu byť relatívne zrakové podnety umožňujúce adekvátne vnímanie tohto pohybu rôznej kvality, ktoré sú závislé od štruktúry a podmienok osvetlenia okolia, zrakovej ostrosti, veľkosti a polohy stimulu, meniacej sa vzdialenosti medzi stimulom a sietnicou. To, že je človek schopný chodiť počas čítania dokazuje, že fokálne a okolité zrakové funkcie môžu pracovať oddelene. Aj napriek tomu, že rozpoznávanie vzorov a pozornosť sú zamerané na čítaný materiál, orientácia v priestore a posturálna kontrola sa na podvedomej úrovni uskutočňujú na základe periférnych vizuálnych podnetov [7].





## 1.2 Vizuálne ilúzie a zmena perspektívy

V rámci tejto práce je jedným z cieľov určenie vzniku optických ilúzií s vplyvom na stabilitu zapríčinených zmenou perspektívy. Vzhľadom na fakt, že v predmetom tejto práce je zariadenie, ktoré sa pohybuje v lineárnom smere predstavuje tzv. vekcia (z angl. „vection“) špecificky, lineárna vekcia (z angl. „linear vection“), fenomén, ktorý má k hypotetickej ilúzií predmetnej pre túto prácu, najbližšie.

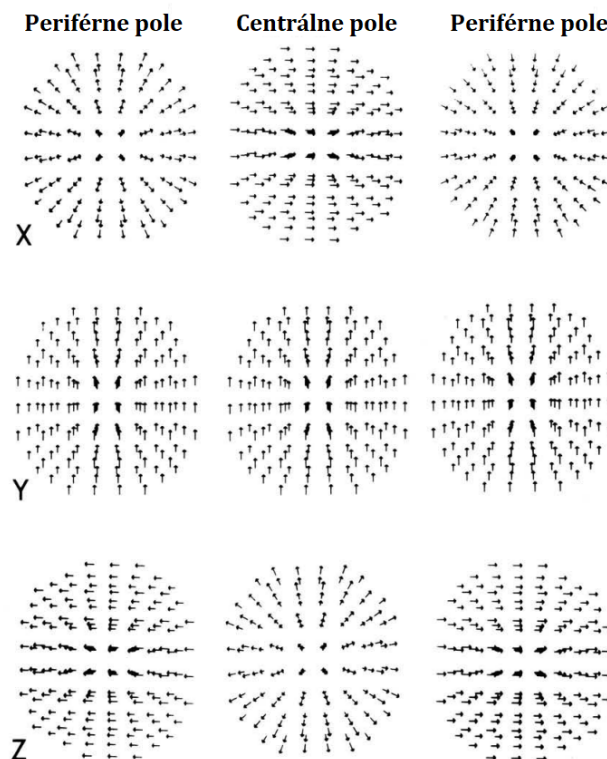
Vzniká za určitých okolností, kedy môže byť vzor na retinálnom toku (tj. vizuálna stimulácia) dostatočne silný na vytvorenie vnemu vlastného pohybu aj u nehybného pozorovateľa [10]. Prvýkrát bol tento fenomén zaznamenaný v roku 1875 E.Machom, ktorý si všimol, že človek v stojacom vlaku môže mať pocit pohybu ak sa pohne vlak na vedľajšej koľaji. Ako prvý skúmal tento jav v laboratóriu, aparátúrou pozostávajúcou z rotujúceho plášťa valca uprostred ktorého sedel subjekt. Scéna obklopujúca človeka, tj. vnútorná strana valca mala nakreslené vertikálne pruhy striedajúcej sa čiernej a bielej farby [11]. Tento jav bol označený ako vekcia v roku 1930 Fischerom a Kornmullerom [12].

Tento jav, „pohybu samého seba“, by sme mohli rozdeliť podľa druhu zdanlivého pohybu na vyvolanú rotáciu a vyvolanú transláciu. Zdanlivá rotácia sa dá potom rozdeliť v závislosti na ose okolo ktorej sa točenie odohráva. Rotácia okolo vertikálnej osi vytvára tzv. cirkulárnu vekciu (z angl. „circular vection“), okolo osi pohľadu (smer AP) je to potom vekcia náklonu (z angl. „roll vection“) a nakoniec v prípade rotácie okolo horizontálnej osi ide o vekciu sklonu (z angl. „pitch vection“). V prípade, že je vnem v rovnakom smere ako vizuálny tok, môžeme hovoriť o tzv. inverznej vekcií (z angl. inverted vection) [13].

Druhom vekcie, ktorý bol objavený pred približne 10 rokmi je tzv. „directionless vection“, voľne preložené bezsmerná vekcia. Ako názov napovedá, ide o fenomén, pri ktorom subjekt vníma svoj zdanlivý pohyb, avšak nedokáže určiť jeho smer [14].

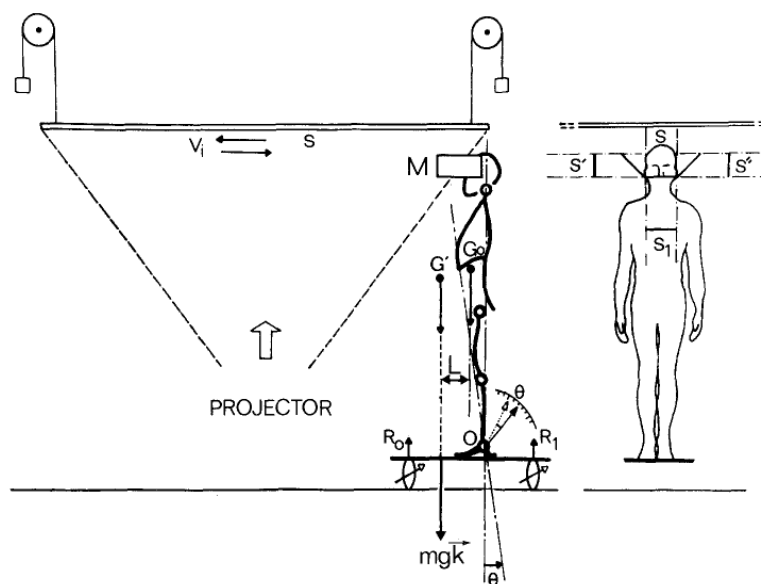
Výskum všetkých týchto druhov preukázal, že skutočne je možné navodiť ilúziu resp. dojem, pohybu samého seba aj keď je subjekt stacionárny. Sila tohto vnímaného pohybu bola závislá od rýchlosti rotácie a od hustoty zobrazeného vzoru. Je potrebné si uvedomiť, že skúmanie indukovanej rotácie je limitované svojou použiteľnosťou v bežnom živote, keďže je možné povedať, že väčšina pohybovej zložky je posuvného (translačného) charakteru, špeciálne v smere AP [11].

Vzory optického toku produkované počas posuvného pohybu pozorovateľa je možné rozdeliť v závislosti na pohybe, ku ktorému sú tieto vzory produkované tj. tok pozdĺž horizontálnej, vertikálnej osi a hĺbkovej osi. Tok optického vzoru sa bude líšiť v závislosti na polohe v rámci zorného poľa. Nech má pozorovateľ stred súradnicovej sústavy v oku a zároveň má uprený pohľad pred seba. Ak sa pohybuje konštantnou rýchlosťou pozdĺž osi pohľadu (os hĺbky, Z), vzor toku v extrémnej periférii pozostáva z horizontálneho pohybového vnemu konštantnou rýchlosťou a v strede zorného poľa ide o radiálne sa rozširujúci, zrýchľujúci vzor (viď Z, obr. 1.2). Pre pohyb pozorovateľa pozdĺž horizontálnej osi (X) zľava doprava, sa objavujú rovnaké vzory optického toku ako pri pohybe pozdĺž osi Z, ale s vymenenou polohou, tzn. pre ľavú perifériu ide o radiálne sa rozširujúci pre pravú o radiálne sa zužujúci, zrýchľujúci tok. V strede zorného poľa ide o tok horizontálneho pohybu s konštantnou rýchlosťou (viď X obr. 1.2). Pre posun po vertikálnej osi je vzor optického toku konštantnej rýchlosti vo vertikálnom smere bez závislosti na polohe v rámci zorného poľa (viď Y obr. 1.2) [11].



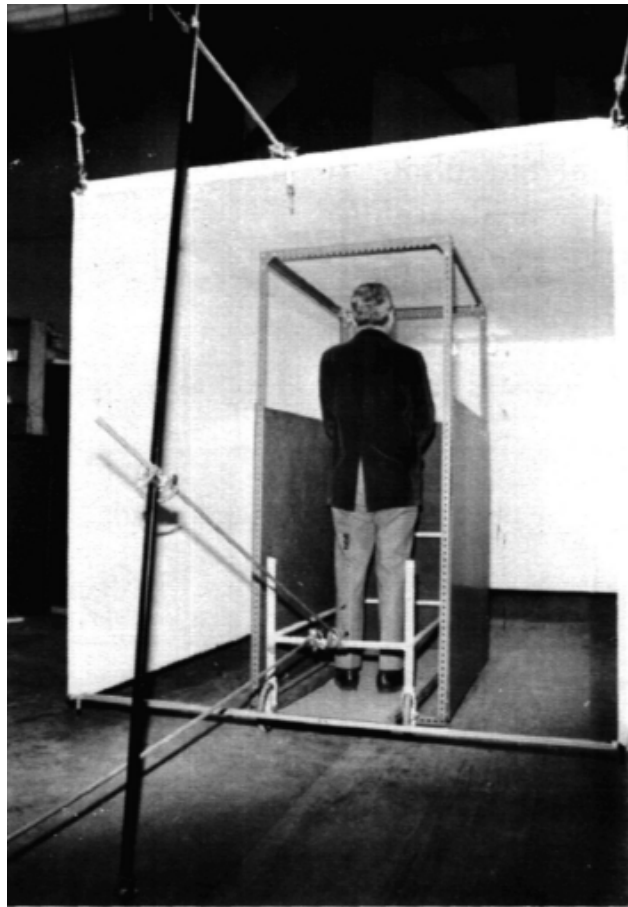
Obr. 1.1: Vnímaný optický tok translačného pohybu v ľavej periférii, strede zorného poľa a pravej periférii, pohyb vzhľadom k horizontálnej (X), vertikálnej (Y) osi a osi hĺbky (Z), [11] upravené

Autormi [15] bol skúmaný vplyv polohy indukujúceho stimulu v zornom poli na vznik lineárnej vekcie. Vplyv zaznamenávali pomocou silomernej plošiny a stimul navodzovali pomocou zrkadlovej sústavy (M) u hlavy subjektu, ktorá sa skladala z dvoch  $45^\circ$  naklonených zrkadiel a jedného horizontálneho. Lineárne sa pohybujúci obraz (dopredu aj dozadu) o rýchlosti  $v_i$  bol premietaný na zrkadlovú plochu S. Autori používali na stimuláciu čierno-biely šachovnicový vzor, pričom menili jeho rýchlosť pohybu a aj frekvenciu (šachovnicový vzor s menším rozmerom). U 80% testovaných subjektov sa podarilo navodiť posturálnu reakciu. Rozdiely v miere reakcie sa významne líšili medzi subjektami, spoločné bolo, že výchylka reakcie v smere AP bola vždy totožná so smerom pohybu obrazu. Pri náhlom zastavení obrazu došlo k rapidnej posturálnej reakcii smerom dozadu.



Obr. 1.2: Aparát na skúmanie vplyvu rýchlosti a frekvencie lineárne sa pohybujúcich stimulov v periférnom zornom poli, [15] upravené

Ukázalo sa, že amplitúda kolísania tela sa lineárne zvyšovala čím viac bol stimul v periférnej časti zorného poľa. Minimálne hodnoty výchylky boli dosahované v menej okrajových častiach. Amplitúda posturálnych zmien je úmerná rýchlosti obrazu a priestorovej frekvencii obrazového vzoru, pričom pri najvyšších rýchlostiach obrazu nedošlo k ďalšiemu zvyšovaniu posturálnej nerovnováhy v dôsledku nasýtenia vnímania pohybu obrazu, a nie biomechanických obmedzení. Zároveň je amplitúda výchylky výrazne závislá od veľkosti pohybujúcej sa scény a jej relatívnej polohy v zornom poli [15].

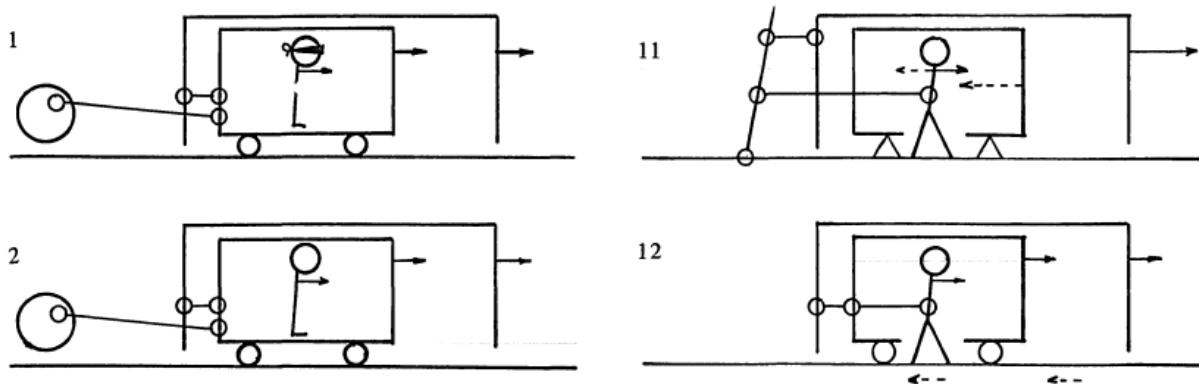


Obr. 1.3: Pohyblivá miestnosť „the swinging room“, [16] upravené

Experimentálne overenie lineárnej vekcie sa v minulosti skúmalo aj v konštrukciách pripomínajúcich pohyblivú miestnosť, tzv. „swinging room“. Ide o krabicovú konštrukciu pozostávajúca zo 4 stien (je odstránená podlaha a stena za chrbtom subjektu). Táto konštrukcia umožňuje pohyb okolo subjektu. V niektorých variantách bol subjekt postavený aj na vozík vid' obr. 1.2, vďaka ktorému bolo možné pohybovať človeka a zároveň vnímané prostredie.

Experiment, ktorý bol uskutočňovaný v tomto zariadení poukázal na niekoľko zaujímavých efektov. Človek, ktorý bol na vozíku posúvaný v rovnakom smere ako miestnosť a mal prekryté oči (boli eliminované vizuálne vstupy), bol schopný identifikovať, že je v pohybe. Ak však mal oči otvorené a opäť došlo k pohybu človeka a aj miestnosti, mal dojem, že je stacionárny (vid' schému 1, 2 v obr. 1.2). Napriek tomu, že menil svoju polohu v priestore (vestibulárny systém poskytoval informáciu o zrýchlení) bola uprednostnená vizuálna informácia. Dalo by sa polemizovať či na tento

efekt nemala vplyv stacionarita človeka (svalstvo a kĺby vykonávali korekcie v rámci statickej stability) vzhľadom k vozíku, tzn. kombinácia propioceptívneho a vizuálneho vstupu prekonala vestibulárny vnem. Avšak podobný efekt bol zopakovaný aj v prípade, kedy subjekt chodil (či už po podlahe skutočnej miestnosti alebo vozíku) a pohyboval tiahlom, ktoré dávalo do pohybu celý aparát. Subjekt teda mal nielen vedomé informácie o zmene svojej polohy (viď schému 11, 12 v obr. 1.2), ale aj informácie propioceptívne v súlade s vestibulárnymi.



Obr. 1.4: Experiment „the swinging room“, plná šípka naznačuje fyzický pohyb, prerušovaná šípka naznačuje odpovedajúci smer vizuálne určeného pohybu, [16] upravené

Tieto výsledky zdôrazňujú dôležitý rozdiel medzi vnímaním svojich činností a vnímaním toho, ako človek v dôsledku týchto činností mení svoju polohu v priestore. Autori používajú analógiu plavca, ktorý pláva proti prúdu. Plavec vníma svoje činnosti, ale ak je v prúde, tie mu neposkytujú informáciu o tom, ako sa pohybuje voči prostrediu.

Lineárna vekcia bola vyvolaná aj pomocou projekcie pruhovanej vodorovnej roviny siahajúcej až k horizontu a pohybujúcej sa rovnobežne so zorným poľom. Pruhy na simulovanej rovine boli kolmé na zorný uhol pozorovateľa. Presentovaním tohto zobrazenia do periférneho zorného poľa na jednej strane hlavy sa podarilo vyvolať presvedčivé efekty lineárnej vekcie. V štúdiách lineárnej vekcie bol často vyvolávajúci stimul prezentovaný v periférnom zornom poli. Avšak bolo zistené, že lineárnu vekciu je možné vyvolať pomocou radiálne sa rozširujúceho vzoru prezentovaného centrálnym oblastiam zorného poľa. Stimuly boli počítačom generované simulácie pohybu vpred cez priestor rovnomerne vyplnený náhodne umiestnenými bodmi. Optickým vzorom vytvoreným



v tejto simulácii bol radiálne sa rozširujúci tok s bodmi pohybujúcimi sa zo stredu displeja smerom von rôznymi zrýchleniami [17].

S rozvojom technológií bol v posledných rokoch vplyv vekcie skúmaný aj v prostredí virtuálnej reality. Skúmaná bola napríklad štruktúra povrchov a ich vplyv na intenzitu vekcie. Niektoré štúdie poukazujú, že prirodzene vyzerajúce, komplexné vlastnosti povrchov môžu navodiť silnejšiu vekciu než tie jednoduchšie. Bolo vytvorených 9 tunelov tvorených z rôznych materiálov, od textílie, cez sklo až po kameň. Výsledky boli zmiešané kedy pre materiály ako keramika, srsť, sklo, kov bola vekcia slabá a pre materiály ako textil, koža, kameň a drevo bola silnejšia. Zaujímavé je, že zmenou štruktúry povrchu bolo možné modifikovať silu vekcie. Zároveň bola konštatovaná korelácia medzi silou vekcie a parametrami ako priestorová frekvencia, svetlosť a kontrast. Na základe výsledkov bolo konštatované, že vlastnosti povrchov majú vplyv na silu vekcie [18].

### 1.3 Aktuálne používané spôsoby merania stability v kľudovom stoji

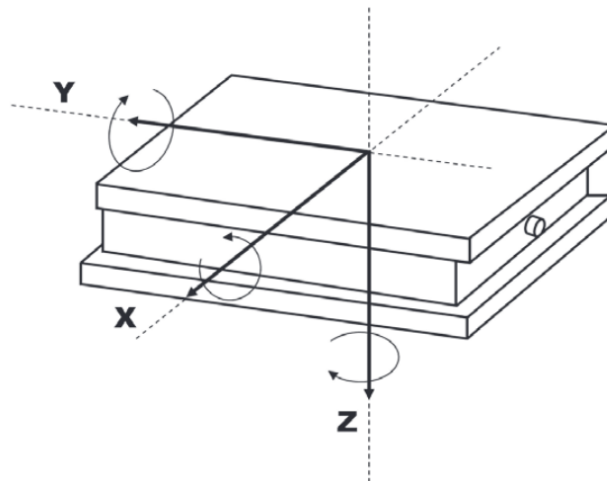
Pre kvantifikáciu miery stability bolo historicky používaných viacero zariadení. V súčasnosti sú troma najpoužívanejšími stabilometrické plošiny, akcelerometrické alebo kamerové systémy.

**Stabilometrická plošina** je zariadenie používané v stabilometrií, ktoré vo všeobecnosti zaznamenáva zmenu polohy bodu COP (Centre Of Pressure) v čase. COP je bod, v ktorom pôsobí výslednica tlakových síl od chodidiel. Táto tlaková sila je transformovaná na elektrické signály pomocou piezostatických alebo tenzometrických senzorov.

Existujú dva typy silomerných platform, statické a dynamické. Statická silomerná plošina zaznamenáva zmenu COP subjektu, ktorí stojí na mieste, zatiaľ čo dynamická silová plošina meria COP subjektu, keď je oporný povrch nakláňaný a otáčaný elektrickým pohonom. Platí, že dynamické silomerné plošiny sú citlivejšie pri rozoznávaní rôznych typov porúch systému rovnováhy ako statické silové platformy. Dôvodom je, že systém posturálnej kontroly dokáže kompenzovať v statických podmienkach, zatiaľ čo v dynamických podmienkach mechanizmy posturálnej kontroly reagujú oneskorene a u väčšiny skupín postihnutých pacientov aj nedostatočne. Dynamické silové platformy sú schopné najlepšej identifikácie pacientov s poruchami vestibulárneho systému [19]. Ako bolo spomenuté u dynamických stabilometrických plošín dochádza k náklonu plochy. Tento náklon je najčastejšie ovládaný pomocou elektromotorov. Menej tradičné riešenie predstavoval systém QPS (Quantitative Posturography System), ktorý mal

byť jednoduchším riešením dynamických stabilometrických plošín. Namiesto motorov používal pretlakované vodné vaky, avšak preukázal sa ako nevhodný pre dynamickú posturografiú, keďže prirodzená frekvencia silomernej podložky by mala byť viac ako 20Hz a prirodzená frekvencia QPS bola iba 10 Hz, čo robilo QPS nepoužiteľným zariadením pre meranie frekvenčných komponentov kmitania tela [19].

Statické silomerné dosky sa skladajú z platne, v ktorej sú (často štyri) tenzometrické alebo piezoelektrické silové snímače. Tieto senzory merajú tri zložky sily  $F_x$ ,  $F_y$  a  $F_z$ , kde  $x$  predstavuje antero-posteriórny,  $y$  medio-laterálny a  $z$  vertikálny smer a tri zložky momentu sily  $M_x$ ,  $M_y$  a  $M_z$ , ktoré pôsobia na podložku [20].



Obr. 1.5: Silové zložky pôsobiace na silomernú plošinu, [20] upravené

Poloha COP v rámci plošiny je definovaná dvoma súradnicami, ktoré sú počítané na základe signálov z jednotlivých snímačov. Tieto dve súradnice ( $COP_{ap}$  a  $COP_{ml}$ ) určujú polohu COP v predozadnom a bočnom smere a sú počítané ako:

$$\begin{aligned} COP_{ap} &= \frac{-h \cdot F_x - M_y}{F_z} \\ COP_{ml} &= \frac{-h \cdot F_y + M_x}{F_z} \end{aligned} \quad (1.1)$$

kde  $COP_{ap}$  a  $COP_{ml}$  predstavujú súradnicu COP v m,  $h$  predstavuje výšku základne plošiny nad silomernou plochou v m,  $F_x$ ,  $F_y$   $F_z$  predstavujú reakčné sily v N, a  $M_x$ ,  $M_y$  a  $M_z$  silové momenty v Nm [21, 20].



Výrobcovia stabilometrických platforiem komerčne ponúkajú aj riešenia potrebné na získavanie a spracovanie signálu (tj. vrátane softvéru), štandardne sú súčasťou zariadenia, avšak dajú sa kúpiť aj samostatne. Výhodou zaobstarania plošiny ako aj vyhodnocovacieho softvéru od jedného výrobcu je, že ich použitie je integrované. Nevýhodou, ale je, že ponúkajú nízku mieru prispôsobiteľnosti.

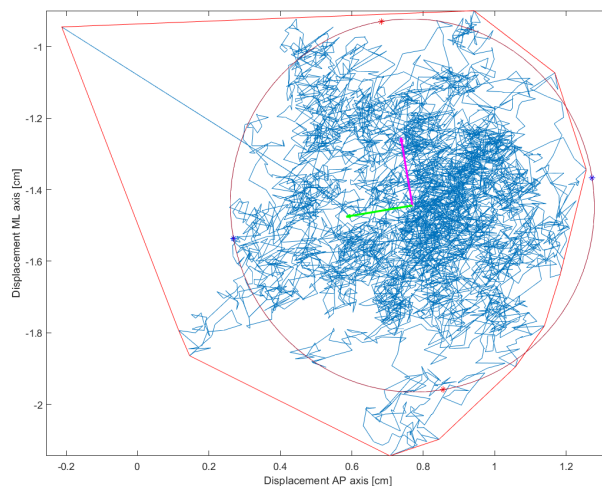
Komerčné silomerné platformy trpia na nevýhody ako vysoká cena (približne 20-tisíc dolárov v USA), sú nemobilné tj. použitie je možné iba v laboratóriu a potencionálnou nevýhodou môže predstavovať aj komplikovaná obsluha čo kladie požiadavky na kvalifikovaný personál [20]. Ak sa však platňa používa výlučne na posturografiú, je možné, zostrojiť lacnejšiu, jednoduchšiu plošinu, poprípade použiť inú alternatívu napr. Wii Balance Board (WBB). Tieto alternatívy, ale poskytujú vhodnú náhradu iba za určitých podmienok a pre špecifické účely používania, tzn. je potrebné vyhodnotiť požiadavky na zariadenia na základe požadovanej presnosti (ktorá sa líši pre napr. diagnostiku a rehabilitáciu), ceny, prípadne ďalších parametrov.

WBB je v posledných rokoch zariadenie odporúčané viacerými autormi aj do klinickej praxe na určité účely použitia. Avšak WBB vyvoláva debatu o jeho spoľahlivosti a presnosti v rámci vyhodnocovania stability. Niektoré štúdie naznačujú dobrú spoľahlivosť v porovnaní so štandardnými FP (Forceplate Platform, silomerná plošina) a odporúčajú využitie WBB pre jeho prenosnosť, zlomkovú cenovú (v porovnaní s klasickými FP) a masovú dostupnosť. Výsledky výskumu ukazujú excelentnú test-retest spoľahlivosť v dĺžke trajektórie COP [22]. Podobné pozitívne výsledky boli replikované viacerými autormi [23, 24, 25].

Na druhej strane existujú riziká spojené so zberom presných a spoľahlivých dát vychádzajúcich najmä z lacného konštrukčného riešenia. Medzi takéto riziká patrí napríklad pružná deformácia, vzhľadom na vlastnosti materiálov, z ktorých je WBB vyrobené a to najmä v prípade kedy by naň pôsobila značná tiaž. Ak sa povrch WBB počas zberu dát deformuje, schopnosť WBB získavať presné hodnoty COP môže byť obmedzená. Zaujímavé však je, že dlhodobé využívanie, zdá sa nemá záporný efekt na presnosť merania COP [26]. Ďalšou negatívnou vlastnosťou v porovnaní so silomernými plošinami je, že FP zaznamenávajú sily a momenty v troch osiach, WBB meria len vertikálne sily tj. v jednej osi. Keďže WBB nie je schopné zaznamenať momenty a horizontálne sily, jeho schopnosť presného merania môže naraziť na svoje limity ak je významná horizontálna silová zložka. Medzi ďalšie významné limitácie WBB patria nízke rozlíšenie (až 0,5 mm), nízku a najmä nekonzistentnú vzorkovaciu frekvenciu (časový jitter), nízky



pomer signálu k šumu a občasné vadné údaje WBB (vid' obr. 1.3). Podľa autorov [27] možno značné množstvo šumu v údajoch WBB pripísať netieneným káblom, elektronike neschopnej minimalizovať šum a nesynchronizovanej a premenlivej vzorkovacej frekvencií jednotlivých senzorov. Aj napriek kritickému postoju a odporúčaniu autorov, nepoužívať WBB na nič iné, ako na účel, pre ktorý bolo vytvorené [27], bolo WBB používané pri vedeckej a klinickej praxi aj naďalej a s preukázanou dostatočnou spoľahlivosťou. Ako píše autori [26], WBB je vhodné pre relatívne merania pomocou toho istého zariadenia, a nie absolútne meranie naprieč zariadeniami, čo je pre účely merania v rámci tejto práce vyhovujúce.



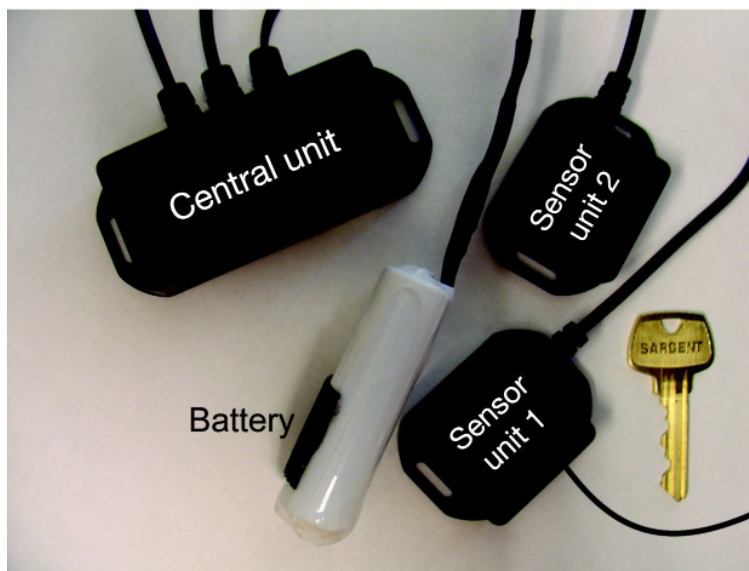
Obr. 1.6: Nespoľahlivo určené súradnice jedného z bodov polohy COP pre jeden zo subjektov počas merania vidno na statokineziograme, dáta pred interpoláciou

Bolo zistené, že priemerná vzorkovacia frekvencia je okolo 63 Hz a že sa táto hodnota sa v priebehu merania výrazne mení. Napríklad počas 20 sekundového merania, WBB strieda medzi tromi rôznymi vzorkovacími režimami: rýchlym ( $\leq 100$  Hz), stredne rýchlym ( $\approx 54$  Hz) a pomalým ( $\approx 35$  Hz). Niektoré body nespádajú do žiadnej z vyššie zmienených kategórií, ale tu ide o ojedinelé prípady (v menej ako 0.1% z celkového zisku). Ešte je dôležité povedať, že relatívna distribúcia spomenutých vzorkovacích frekvencií je konštantná aj pri dlhšom meraní a nezávislá od parametrov ako napr. stav batérií atp. [28]. S limitáciou nekonzistentnej vzorkovacej frekvencie a výrazného šumu je možné sa do istej miery vysporiadať pomocou predspracovania dát.

Autori [28] poukazujú na fakt, že absencia mechanizmu na kontrolu šumu v metóde prevzorkovania pôvodného signálu WBB môže viesť k významným problémom počas analýzy statokineziogramov. Zásadnosť tohto problému sa násobne zväčšuje ak je signál derivovaný za účelom obdržania hodnôt okamžitej rýchlosti COP. Akákoľvek z metód spracovania signálu ponúka presnejší odhad polohy COP, avšak metóda vytvorená autormi [28], SWARII (Sliding Window Average with Relevance Interval Interpolation), ponúka najlepšie rozlíšenie.

**Akcelerometre** predstavujú alternatívnu možnosť hodnotenia postoja a (ne)stability človeka. Ich prenosnosť, to že nevyžadujú špecifickú infraštruktúru a nízka cena predstavujú riešenia negatívnych vlastností stabilometrických plošín [29].

Napriek potenciálnym výhodám akcelerometrických systémov v klinickej praxi, stále majú niekoľko nevýhod, napr. potreba predspracovania dát a otázkou je, ako previesť parametre kmitania na klinicky zrozumiteľné výsledky. Hlavným obmedzením však je, že neexistuje konsenzus, ktoré parametre súvisiace so stabilitou by sa mali brať do úvahy. Štúdie ukázali, že kvadratický priemer (RMS, root mean square) signálu zrýchlenia môže byť citlivý na podmienky testu (zatvorené oči, státie na jednej nohe, atp.), na vek a na históriu pádu [30].



Obr. 1.7: Akcelerometrický systém pozostávajúci z centrálnej jednotky, snímača 1, snímača 2 a batérie, [29] (upravené)

Je niekoľko druhov akcelerometrov používaných pre analýzu pohybu človeka: piezorezistívne, piezoelektrické, kapacitné a tenzometrické akcelerometre. Vo všeobecnosti pracujú akcelerometre



na základe Hookovho zákona  $F = kx$  a zákona sily  $F = ma$ . Na systéme pozostávajúcom z pružiny so známou tuhosťou a závažia so známou hmotnosťou, je možné pozorovať, že pokiaľ je takáto sústava vystavená kompresnej alebo ťahovej sile (spôsobenej pohybom sústavy), potom (vratná) sila pružiny bude úmerná týmto silám. Zároveň bude zrýchlenie závažia možné zistiť z jeho výchylky [31]. Princíp určenia zrýchlenia sa líši pre jednotlivé druhy akcelerometrov, avšak bez ohľadu na triedu akcelerometra sa vzťah medzi elektrickým výstupom a príslušnou referenčnou hodnotou zrýchlenia musí určiť kalibráciou vykonanou za určených podmienok.

Systémy obsahujú buď iba trojosé akcelerometre alebo môžu obsahovať ako trojosé akcelerometre tak aj trojosí gyroskop. Zariadenia s gyroskopom poskytujú ako informáciu o 3D zrýchlení, tak aj orientáciu v priestore prostredníctvom 3D uhlového zrýchlenia a znalosti počiatočnej polohy. Bolo preukázané, že akcelerometre predstavujú vhodné nástroje pre identifikáciu abnormalít v stabilite u subjektov s rôznymi druhmi ochorení napr. pacientov s parkinsonovým ochorením [29, 30, 31].

Po zvážení časových (zaobstaranie systému, vytvorenie algoritmov na spracovanie dát, apod.) a finančných nákladov bude v rámci tejto práce použitá plošina Nintendo WBB. Používanie tohto ovládača, ktorý pracuje na rovnakom princípe ako silomerné plošiny je relatívne dobre preskúmané. Dobrá dostupnosť SW riešenia, jednoduchá konektivita ako aj relatívne jednoduchá interpretácia dát zohrali úlohu pri tomto rozhodnutí. Ako bolo spomenuté, Nintendo WBB, tak ako stabilometrické plošiny (ktoré predstavujú zlatý štandard v rámci posturografie), sníma zmenu polohy COP. Keďže sa stabilometrické plošiny a z nich následné vyhodnocovanie dát používajú už desiatky rokov je proces selekcie parametrov a následné spracovanie do istej miery zjednodušené vďaka dostupnosti veľkého množstva vypracovaných štúdií. Modus operandi tohto zariadenia bude rozobraný v rámci kapitoly 2.

**Kamerové systémy** sa používajú ako tretia alternatíva k už spomenutým systémom. Predstavujú tzv. motion-tracking systémy (systémy na sledovanie pohybu) a odlišujú sa najmä tým, že nezaznamenávajú zmenu polohy COP, ale zmenu polohy ťažiska tela (TBCM, Total Body Center of Mass). Na určenie TBCM sa môže využiť tzv. segmentová metóda, ktorá je založená na antropometrickom modeli a kinematickej sústave celého tela. Pri tejto metóde sa pred výpočtom TBCM vypočíta stred hmotnosti (CM, Centre of Mass) pre jednotlivé segmenty tela. Následne sa



TBCM vypočíta ako vážený priemer vypočítaných CM všetkých segmentov tela:

$$\begin{aligned}x_{TBCM} &= \frac{\sum_{i=1}^{15} m_i x_i}{M} \\y_{TBCM} &= \frac{\sum_{i=1}^{15} m_i y_i}{M}\end{aligned}\tag{1.2}$$

kde  $x_{TBCM}$ ,  $y_{TBCM}$  predstavujú súradnice TBCM,  $x_i$ ,  $y_i$  sú súradnice  $i$ -tého segmentu,  $m_i$  je hmotnosť  $i$ -tého segmentu,  $M$  je celková hmotnosť tela skladajúceho sa z 15 segmentov. Limitácie týchto zariadení sú podobné ako tie u silomerných plošín tj. vysoká cena, náročné na inštaláciu a ťažkopádne na prepravu. Vďaka rýchlemu rozvoju herného priemyslu, ale taktiež vďaka rozvoju v animovanej tvorbe prichádzajú na trh alternatívy, ktoré sú cenovo dostupné, ľahké na používanie a prenosné. Jedným z takýchto systémov je aj Microsoft Kinect. Kinect sa preukázal ako spoľahlivý pri vyhodnocovaní rizika pádu a vlastností pohybu u pacientov s cievnou mozgovou príhodou [32]. Zároveň preukázal potenciál aj ako zariadenie pre vyhodnotenie kontroly rovnováhy v klinickom prostredí [33]. Je zrejmé, že pri niekoľkonásobne nižšej cene dôjde k určitému kompromisu v rámci výkonnosti. Bolo zistené, že systém Kinect systematicky prevyšoval meranie TBCM o 2 až 4mm a zároveň, že signál obsahoval veľkú zložku šumu [34]. Hardvér systému pozostáva z infračerveného snímača priestoru a obrazového RGB senzoru na snímanie 3D videa. Softvér systému umožňuje extrakciu znakov na rozpoznávanie stredov kĺbov tela a klasifikáciu pohybov tela. Presnosť a citlivosť kinematických meraní získaných zo systému Kinect, ako sú vzdialenosť dosahu, uhly kĺbov a priestorovo-časové parametre chôdze, boli porovnateľné so systémom Vicon, ktorý je najmodernejším systémom medzi 3-D systémami na snímanie pohybu.



## 2 Metodika merania a vyhodnotenia

### 2.1 Subjekty

Meranie absolvovalo 25 študentov. Výber pozostával zo 17 mužov a 8 žien s priemerným vekom 21.9 ( $\pm$  0.49) rokov. Priemerná výška subjektov bola 176 ( $\pm$  13) cm. Žiadny zo subjektov nemal v čase merania diagnostikované akékoľvek ochorenie neurologického, muskuloskeletálneho alebo iného pôvodu.

### 2.2 Experimentálna sústava

Celkový systém použitý pri tejto bakalárskej práci sa skladal z hardvérovej a softvérovej časti.

Softvérová časť pozostávala z programu Brainblox [35], ktorý bol zodpovedný za zber, zobrazenie a ukladanie COP dát od WBB (Wii Balance Board). Druhá významná časť softvérového riešenia sa skladala zo skriptu v prostredí MATLAB, ktorého úlohou bolo z individuálnych súradníc COP v čase vypočítať jednotlivé stabilometrické indexy (viď sekciu 2.4).

Hardvérová časť pozostávala zo zariadenia produkujúceho vizuálne vnemy (tj. zrkadlovej sústavy vlastnej konštrukcie) a zariadenia merajúceho posturálnu reakciu (tj. silomernej podložky). Nakoľko podobný výskum s obdobným zariadením nebol publikovaný, bolo nutné vytvoriť vlastný návrh zariadenia produkujúceho potencionálne konfliktné vizuálne informácie.

Zrkadlová sústava pozostávala z dvoch kusov upevňovacieho mechanizmu, ktorý pojímal dve lineárne vodiace tyče, zároveň na nich boli pripevnené nylonové vodiace kolieska, ktorých úlohou bolo smerovať lano tak, aby bol zabezpečený plynulý pohyb zrkadla. Tento stojan resp. upevňovací mechanizmus bol pripevnený na protiahlých stranách stola pomocou priťahovacích šróbov. Na dvoch lineárnych vodiacich tyčiach sa pohyboval bežec, ktorý pozostával zo štyroch lineárnych ložísk a ocelevej dosky, ktorá tieto štyri ložiská spájala (viď obr. 2.2). Štyri lineárne ložiská boli zvolené ako riešenie klopieho momentu vytváraného zrkadlom na stojan s bežcom. Tento moment zabraňoval plynulému pohybu v rámci lineárnych tyčí.

Na spomenutú oceľovú dosku bol navarený tyčový stojan, o ktorý bolo upevnené parabolické zrkadlo s priemerom zrkadlovej plochy 60 cm. Upevňovacie riešenie (viď obr.2.2) poskytuje možnosť nastavenia výšky ohniska zrkadla, čo predstavuje dôležitú funkciu, keďže výška očí sa môže medzi subjektmi výrazne líšiť. V rámci tejto práce poskytovala vyššie popísaná sústava



Obr. 2.1: Bežec so 4 lineárnymi ložiskami a stojanom na zrkadlo

možnosť pohybu zrkadla s jedným stupňom voľnosti (dopredu—dozadu, rovina AP). Zariadenie svojou konštrukciou dovoľovalo pohyb zrkadla aj v rovine ML, no ako bolo spomenuté tento smer nebol predmetom meraní. Bežec spolu so zrkadlom bol uvádzaný do pohybu pomocou 1.5 kg závažia upevneného o stojan pomocou lana. Okolo zrkadla bola vytvorená clona s reflexívnym povrchom pre zníženie možnosti fixácie vizuálneho aparátu na stacionárne prvky sústavy prípadne okolia. Rovnakým reflexívnym materiálom bola pokrytá stena za subjektom. Meracia plocha bola oddelená od zvyšku miestnosti pomocou nepriehľadnej clony opäť pre zamedzenie subjektu fixácie na určité predmety v rámci danej miestnosti. WBB bolo umiestnené pre každé meranie 50 cm od najbližšej polohy medzi zrkadlom a subjektom. Parabolické zrkadlo poskytovalo širokú perspektívu a tým zvyšovalo riziko fixácie na určitý zdanlivo fixný bod v odraze. V tomto prípade slúžila vzdialenosť 50 cm ako ideálna pre dostatočnú izoláciu od okolia vo forme zmenšenej

reflektovanej perspektívy no zároveň poskytovala dostatočne široké zorné pole pre vytvorenie optického toku.

Silomerná podložka WBB (vid' obr. 2.2) od spoločnosti Nintendo bola zvolená na účely tejto práce, ako vhodná alternatívna k laboratórnym stabilometrickým plošinám, prípadne iným metódam merania posturálnej stability (vid' sekciu 1.3) vďaka svojej adekvátnej presnosti, prijateľnej cene a jednoduchosti manipulácie a zberu dát.



Obr. 2.2: Nintendo Wii Balance Board použité na zber dát

Funkčne sa toto zariadenie skladá zo 4 silomerných senzorov:

- *TL* - top-left, ľavá strana hore,
- *TR* - top-right, pravá strana hore,
- *BL* - bottom-left, ľavá strana dole,
- *BR* - bottom-right, pravá strana hore.

Tieto senzory, podobne ako bolo popísané v kapitole 1.3, vyhodnocujú na každom zo štyroch snímačov váhové rozloženie na podložke a reakčné vertikálne sily od zeme. Väčšina pôvodných



hier pre WBB používala na výpočet súradníc nasledovnú rovnicu:

$$\begin{aligned} COP_x &= \frac{L_x}{2} \cdot \frac{(TR + BR) - (TL + BL)}{TL + BL + TR + BR} \\ COP_y &= \frac{L_y}{2} \cdot \frac{(TL + TR) - (BR + BL)}{TL + BL + TR + BR} \end{aligned} \quad (2.1)$$

kde  $L_x$ ,  $L_y$  predstavujú dĺžku a šírku plošiny, ktoré sú 433 a 228 mm, v uvedenom poradí.  $COP_x$  a  $COP_y$  predstavujú súradnice stredu tlaku v mm.

Zaznamenané dáta prenáša WBB cez Bluetooth do daného spárovaného zariadenia, v tomto prípade do notebooku.

Na predspracovanie dát, ktoré sú predmetom tejto práce, bolo použité SWARII. Popis tejto metódy je ďalej rozobratý v kapitole 2.4. Využitie tohoto algoritmu v tejto práci bolo značne uľahčené, keďže autori poskytli implementáciu v jazyku Python pod licenciou GNU GENERAL PUBLIC LICENSE.

## 2.3 Metodika a priebeh merania

Meranie stability subjektu je proces, ktorý si vyžaduje vhodné podmienky a vhodne stanovené parametre pre minimalizovanie negatívnych efektov na výsledky merania. Príkladom môže byť doba merania stability. Pokiaľ je doba v pokojnej vzpriamenej polohe príliš krátka, menej ako 60 sekúnd, môže byť meranie ovplyvnené nestacionaritou signálu CP a veľkou variabilitou. Na druhej strane, výsledky merania, ktoré by trvalo príliš dlhý časový úsek, môžu byť ovplyvnené únavou subjektu. Je akceptované, že merania, ktoré zahŕňajú zámerné narušovanie postoja, ako sa dialo aj pri meraní tejto práce, si nevyžadujú dlhé časové úseky merania. Meranie v trvaní niekoľkých sekúnd stačí na overenie zmeny a stability COP [20].

Meranie pozostávalo z piatich častí:

- RM - (referenčné meranie) 90 s statický stoj v kľude,
- RK - (Reflexívne pozadie, K subjektu) pohyb zrkadla k subjektu s reflexívnym pozadím,
- RO - (Reflexívne pozadie, Od subjektu) pohyb zrkadla od subjektu s reflexívnym pozadím,
- BK - (Biele pozadie, K subjektu) pohyb zrkadla k subjektu s bielym pozadím,
- BO - (Biele pozadie, K subjektu) pohyb zrkadla od subjektu s bielym pozadím;





pričom všetky časti mali spoločné nasledovné charakteristiky: subjekt mal otvorené oči, stál uvoľnene s rukami pri tele, bez obuvi, na pevnom podklade (plocha WBB). Pred meraním boli podané inštrukcie na sledovanie odrazu v zrkadle a akomodáciu do diaľky. Dĺžka trajektórie zrkadla bola vždy rovnaká, ako aj rýchlosť pohybu sústavy. Poloha chodidiel bola regulovaná do miery naznačenej na ploche WBB, tj. subjekty mali chodidlá umiestnené v rámci špecificky vyznačenej plochy a nemali ich na šírku väčšiu ako ramená. Aj napriek tomu, že je preukázaný vplyv polohy chodidiel na výsledky meraní a je požadovaná štandardizácia polohy chodidiel, takéto obmedzenia neberú ohľad na individualitu rovnovážnej polohy naprieč jednotlivcami. Preto je ako vhodná alternatíva považované, aby subjekt stál čo najprirodzenejšie, avšak nie na väčšiu šírku ako je šírka ramien [20].

Záznam hodnôt COP bol spustený počas každého merania až po tom, ako sa subjekt dostal do pohodlného postoja tj. došlo k ustáleniu subjektu na plošine a aj ustáleniu polohy COP. Medzi jednotlivými meraniami neboli prestávky, keďže všetky merania okrem kľudového stoja zabrali menej ako 10 sekúnd a subjekty nepožadovali oddych. Po každom meraní bol exportovaný a zálohovaný textový súbor s dátami o polohe COP. Meranie sa začalo vždy kľudovým stojom a následne sa pre každý subjekt menila počiatočná časť merania rovnomerne tak, aby výsledky pre jednotlivé experimenty neboli zaťažené efektom prvotného prekvapenia. Svetlosť v miestnosti nebola špeciálne regulovaná, experimenty prebiehali vždy počas dňa a prirodzeného svetla.

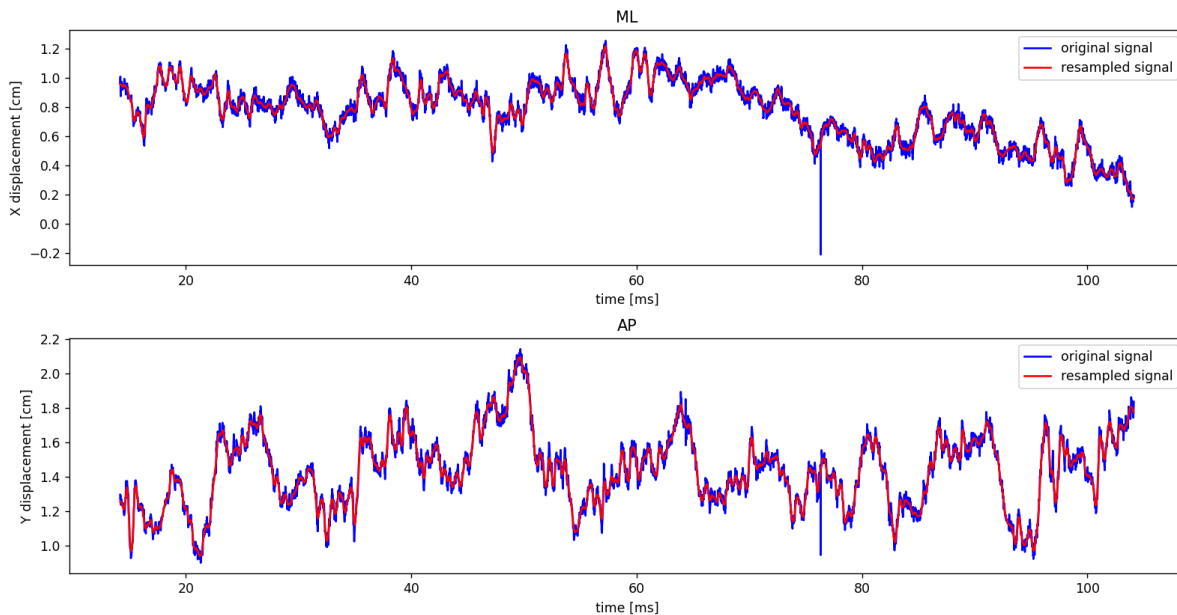
## 2.4 Spracovanie dát

Výstupom experimentálnych meraní zo SW (software, softvér) BrainBlox bol textový súbor dát, ktorý sa skladá z 8 meraných parametrov, z toho boli extrahované 3:

- čas od spustenia programu v ms,
- vzdialenosť COP od stredu WBB v cm, smer ML (osa  $x$ ),
- vzdialenosť COP od stredu WBB v cm, smer AP (osa  $y$ ).

Tento súbor dát bol zo softvéru BrainBlox exportovaný ako textový. Následne bol spracovaný algoritmom SWARII.

SWARII (Sliding Window Average with Relevance Interval Interpolation) je interpolačný algoritmus, ktorý pracuje s konceptom tzv. RI- relevance interval (interval relevancie), ten uvažuje,

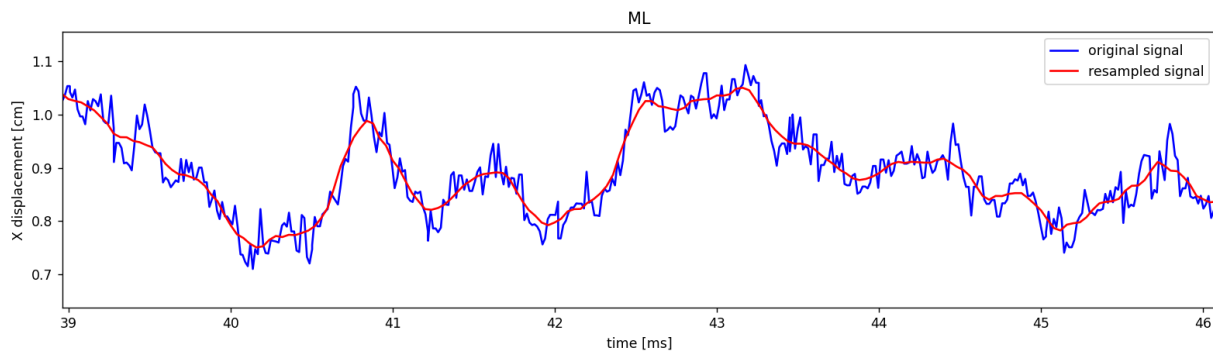


Obr. 2.3: výchylka COP v smere ML (X) a AP (Y) v čase, dáta z neupraveného signálu (modrá) vs. dáta po spracovaní SWARII (červená)

že väčšina z bodov zaznamenaných v krátkom časovom úseku (napr. 5 ms) je dôsledok šumu, z tohto dôvodu je výhodné tieto hodnoty spriemerovať a dostaneme presnejší odhad polohy COP v danom časovom úseku. Na opačnej strane v prípade ak sú dve hodnoty COP od seba časovo viac vzdialené (napr. 100 ms), potom pohyb COP nie je zanedbateľný a spriemerovanie takýchto hodnôt by malo za následok nepresný výsledok. Zároveň avšak umožňuje, práve vďaka váženému priemeru (pomocou RI), ignorovať chybné určené hodnoty polohy COP (napr. bod v čase 76,3 na obr. 2.4).

Teda ak sú body pri sebe blízko v čase, ich jednotlivý RI bude malý. A ak je bod v čase izolovaný jeho individuálny RI bude veľký.

Prezorkovacia frekvencia bola zvolená na 25 Hz a veľkosť okna 0.25 vzhľadom k parametrom zariadenia. Porovnanie signálu pred a po prezokovaní je možné vidieť na obr. 2.4, na ktorom je viditeľná redukcia šumu signálu. Z tohto prečistenia dát vychádza aj výrazná zmena v zaznamenávaných parametroch z tabuľky 2.1. Napríklad pri dĺžke trasy COP došlo pri niektorých meraniach k redukcii až o 112%. Zároveň bolo možné konštatovať nie len zmenu parametrov ako obsah konvexnej obálky, obsah elipsy, veľkosť hlavnej a vedľajšej osy konfidencnej elipsy, ale aj uhol natočenie elipsy tj. aj smer distribúcie dát je pozmenený. Keďže pri predmetnom



Obr. 2.4: znižovanie šumu zo signálu polohy COP pomocou SWARII, prevzorkovaný signál pomocou SWARII (červená) vs. originálny signál(modrá)

experimente bol vytváraný pohyb s jedným stupňom voľnosti v smere y-ovej osi tj. smer AP, distribúcia polohy COP relatívne k jednotlivým smerom (AP a ML) predstavuje zaujímavý parameter.

Takto upravený signál bol ďalej spracovávaný pomocou vlastného skriptu v prostredí Matlab, kde dochádzalo k výpočtu jednotlivých parametrov (viď. tabuľka 2.1).

Pre vyhodnotenie štatistickej významnosti jednotlivých parametrov bolo nutné vytvoriť adekvátnu reprezentáciu nameraných hodnôt. V prípade experimentu, bolo pri meraní polohy COP subjekt stacionárny a ide o tzv. statickú posturografiú. Kvantitatívne hodnotenie stability v rámci statickej posturografie je proces, ktorý ponúka možnosť spoľahlivého vyhodnocovania dát, avšak spektrum parametrov, ktoré je možné využiť je široké a štandardizácia v tejto oblasti nie veľká [36, 37].

Použiteľné parametre sa dajú deliť podľa spracovania v časovej alebo frekvenčnej oblasti. V práci boli použité parametre z časovej oblasti. Jedným z dôvodov je, že parametre frekvenčnej oblasti sú ovplyvňované uhlom chodidiel na plošine [36], ktorá pri experimente nebola regulovaná. Okrem tohto faktu poskytujú výhodu v ich jednoduchej interpretácii a výpočtovej náročnosti.

Parametre z časovej oblasti je možné ďalej deliť na jednodimenzionálne (smer AP a smer ML) a dvojdimenzionálne (trasa COP). Zvolené vypočítané parametre, skratku a rozmer je možné vidieť v tabuľke 2.1.

Tradičnú reprezentáciu dát v 1D tvorí priemerná hodnota výchylenia COP v AP resp. ML smere, maximálna a minimálna hodnota polohy COP pre dané smery. Avšak tieto charakteristiky



polohy nie sú smerodajné, keďže sú silne závislé na individuálnych biomechanických faktoroch jednotlivých subjektov (napr. postoj, výška, váha, šírka medzi postojami, atď.). Na druhej strane ukazovatele variability nám môžu poskytnúť relevantné informácie za predpokladu štandardizácie podmienok meraní. Parametre ako rozsah pohybu (ROM, range of motion), ktorý je definovaný ako rozdiel maximálnej a minimálnej hodnoty polohy COP pre jednotlivé smery [37]:

$$ROM_{AP} = Max_{AP} - Min_{AP} \quad (2.2)$$

$$ROM_{ML} = Max_{ML} - Min_{ML}$$

Medzi ďalšie základné najčastejšie používané ukazovatele patrí rozptyl, smerodajná odchýlka pre každý zo smerov. Parametrom, ktorý je štandardne používaný, a je považovaný za priamy ukazovateľ stability je dĺžka trajektórie COP, pre ktorú platí vzťah [37]:

$$Path_{AP} = \sum |COP_{AP}| \quad (2.3)$$

$$Path_{ML} = \sum |COP_{ML}|$$

Dáta v 2D priestore môžu byť interpretované podobne ako u 1D priestoru s tou zmenou, že pôjde o hodnoty pre COP v závislosti na oboch smeroch zároveň. Je možné povedať, že parametre z 2D priestoru slúžia na porovnávanie vzájomnej zmeny výchyliek v smere AP a ML. Z 2D parametrov sú najčastejšie využívané obsahy rovinných útvarov. Bežne sa jedná o objekty ako konfidenčná elipsa a konvexná obálka.

Konvexná obálka je najmenší objekt nad danou množinou bodov, ktorí zahrňuje všetky body a tvorí spojnicu vonkajších bodov. Je možné povedať, že konvexná obálka predstavuje aproximáciu plochy kolísania tela. Plocha kolísania tela (body sway area) je plocha, ktorá obklopuje všetky body trajektórie COP a teda vyjadruje mieru pohybu človeka počas kľudového staja [38].

Konfidenčná elipsa bola zvolená na 95% intervale spoľahlivosti. Chybný výklad definície konfidenčnej elipsy je pomerne často publikovaný ako najmenšia elipsa, ktorá zahŕňa 95% bodov z poľa napr. [39]. V skutočnosti je konfidenčná elipsa správne definovaná ako elipsa, ktorá obsahuje stred bodov kmitania COP s pravdepodobnosťou  $(1-\alpha)\%$ . Jednoducho povedané, elipsa spoľahlivosti je oblasť, ktorá s danou pravdepodobnosťou pokrýva stred výberu [36, 40]. V rámci konfidenčnej elipsy sú významnými parametrami, okrem obsahu, dĺžky polosí a uhol sklonu hlavnej



polosi relativny k osi  $X$ . Uhol jednotlivých osí elipsy je počítaný z kovariancie dát, kde špeciálny prípad nulového vychýlenia elipsy značí nekoreláciu dát. Dĺžky jednotlivých osí sú vypovedajú o rozptyle dát.

V rámci našej práce je možné uvažovať, vychádzajúc z faktu, že sa zrkadlo pohybovalo v smere k a od subjektu, že najsilnejší efekt na stabilitu jedinca bude možné pozorovať v smere AP.

Ak by sa podarilo navodiť stav kontextuálneho konfliktu, tj. nesúlads medzi vstupmi od vizuálneho systému a zvyšných dvoch systémov (vestibulárny a somatosenzorický), v takej miere, ktorá by vyvolala reakciu posturálneho kontrolného mechanizmu, dalo by sa očakávať, že takáto reakcia sa bude odohrávať v AP smere, a to najmä z dôvodu, že aj optický tok na sietnici bude vytváraný v predozadnom smere.

Parametre v časovej oblasti		
Názov parametru	Skratka	Rozmer
Rozptyl AP	varAp	1D
Smerodatná odchylka AP	sdAP	1D
Rozsah pohybu AP	RomAP	1D
Rozptyl ML	varML	1D
Smerodatná odchylka ML	sdML	1D
Rozsah pohybu ML	RomML	1D
Dĺžka COP	lenCOP	2D
Obsah konvexnej obálky	AreaCH	2D
Obsah kofidenčnej elipsy	AreaCE	2D
Dĺžka hlavnej polosi kofidenčnej elipsy	majAxLen	
Dĺžka vedľajšej polosi kofidenčnej elipsy	minAxLen	
Uhol natočenia elipsy	angMajAxis	

Tabuľka 2.1: Tabuľka vyhodnocovaných parametrov

Ako bolo vyššie spomenuté, všetky parametre sú vypočítavané v rámci vlastného skriptu v Matlabe. Získané parametre ako napr. obsah kofidenčnej elipsy, obsah konvexnej obálky, atď. sú potom ukladané do súborov pre jednotlivé experimenty. Namerané a vypočítané hodnoty



parametrov pre každý subjekt vytvorili tabuľku o rozmere  $n \times m$ , kde  $n$  predstavuje počet subjektov a  $m$  počet skúmaných parametrov.

## 2.5 Štatistické vyhodnotenie dát

Na štatistické vyhodnotenie bol použitý Friedmanov test. Tento test bol zvolený vzhľadom na koncept experimentu. Je možné povedať, že experiment pozostával z viacerých súborov (K, RO, RK, BO, BK), u ktorých nebude predpokladaná normalita. Friedmanov test síce postačuje na identifikáciu štatisticky významného rozdielu medzi jednotlivými meraniami v rámci parametru, ale neposkytuje možnosť identifikácie, medzi ktorými skupinami tento rozdiel existuje. Z tohto dôvodu je potrebná post-hoc analýza. V rámci tejto práce bola použitá tzv. Bonferroniho korekcia, ktorá predstavuje konzervatívnu analýzu výsledkov Friedmanovho testu. Následne ak bol nájdený významný rozdiel boli vytvorené krabicové diagramy pre dané parametre, keďže poskytujú prehľadný spôsob vzájomného porovnávania súborov.

**Friedmannov test** je štatistický test analogický k analýze rozptylu dvojného triedenia, avšak pre dáta, u ktorých nebudeme uvažovať, že pochádzajú z normálnej distribúcie a máme aspoň dve kritéria klasifikácie [41]. Pracuje s nulovou hypotézou  $H_0$ , že náhodné premenné pochádzajú z totožnej distribučnej funkcie. Táto hypotéza sa testuje pomocou štatistiky  $\chi_r^2$ , ktorá pochádza z distribúcie  $\chi^2$ , pokiaľ testovaný faktor nemá vplyv a počet stĺpcov a riadkov nie je primálny [41].

Pre  $\chi_r^2$  platí vzťah:

$$\chi_r^2 = \frac{12}{np(p+1)} \sum_{j=1}^p \left( \sum_{i=1}^n r_{ij} \right)^2 - 3n(p+1) \quad (2.4)$$

kde  $p$  predstavuje počet premenných (v našom prípade  $p = 5$ ),  $n$  počet meraní (v našom prípade  $n = 25$ ),  $r_{ij}$  predstavuje hodnotu poradia v  $i$ -tom riadku a  $j$ -tom stĺpci. Výraz  $\sum_{j=1}^p \left( \sum_{i=1}^n r_{ij} \right)^2$  predstavuje súčet hodnôt poradí pre  $j$ -ty riadok umocnený na druhú a následne sa tieto súčty poradí sčítajú pre všetky premenné, tj. pre všetky stĺpce.

Nulovú hypotézu  $H_0$  zamietame na hladine významnosti  $\alpha$  ak pre hodnotu  $\chi_r^2$  platí:

$$\chi_r^2 \geq \chi_{\alpha}^2(p-1)$$

kde  $\chi_{\alpha}^2(p-1)$  predstavuje kritické hodnoty  $\chi^2$  distribúcie, ktoré je možné vypočítať alebo nájsť v tabuľkách.



Pre štatistické spracovanie dát bola použitá funkcia z prostredia MATLAB „friedman“. Táto funkcia ponúka ako výstup tabuľku hodnôt, „Anova-Table“ (viď napr. tabuľku 3.2). Formát tejto tabuľky je jednotný (viď tabuľku 2.2, kde jednotlivé stĺpce tabuľky predstavujú hodnoty: zdroj- je zdroj variability, SS súčet štvorcov (Sum of Squares), df- stupne voľnosti, MS- priemerná hodnota SS,  $\chi^2$  - predstavuje hodnotu štatistiky, P-hodnota  $\chi^2$  je p-hodnota odpovedajúce konkrétnej  $\chi^2$  hodnote. Hodnoty SSR sa delia na SSR, SSE a SST. SSE predstavuje súčet štvorcov odchýlok

Friedmanova Anova tabuľka					
Zdroj	SS	df	MS	$\chi^2$	P-hodnota $\chi^2$
Stĺpce	$SSR$	$k - 1$	$MSR$	$\chi_r^2$	p-hodnota
Chyba	$SSE$	$\frac{(N-k)(k-1)}{k}$	$MSE$		
Total	$SST$	$N - 1$			

Tabuľka 2.2: Anova tabuľka Friedmannovho testu

jednotlivých pozorovaní od priemerov vnútri jednotlivých skupín (vnútorná variabilita). Pre SSE platí vzťah:

$$SSE = \sum_{i=1}^k \sum_{j=1}^{n_i} (x_{ij} - \bar{x}_i)^2 \quad (2.5)$$

kde  $x_{ij}$  predstavuje hodnotu pozorovanej veličiny v  $i$ -tej skupine, pri  $j$ -tom pozorovaní;  $n_i$ , je počet prvkov  $i$ -tej skupiny, kde  $j = 1, 2, \dots, n_i$ ,  $i = 1, 2, \dots, k$ ,  $\bar{x}_i$  je výberový priemer  $i$ -tej skupiny.

SSR predstavuje súčet štvorcov vzhľadom k efektu medzi skupinami a ide o súčet štvorcov odchýlok priemerov v jednotlivých skupinách od celkového priemeru. Počíta sa ako:

$$SSR = \sum_{i=1}^k n_i (\bar{x}_i - \bar{x})^2 \quad (2.6)$$

kde  $\bar{x}$  je celkový výberový priemer.

$SST$  je celkový súčet štvorcov predstavujúci súčet  $SSE$  a  $SSR$ , tj.

$$SST = SSE + SSR \quad (2.7)$$

Výpočet stupňov voľnosti, df, pre každý zdroj variability je uvedený v tabuľke, kde  $k$  je počet skupín, a  $N$  predstavuje počet všetkých meraní.



MS reprezentuje priemerné hodnotu súčtu štvorcov a je tvorené dvoma hodnotami MSR, MSE pre ktoré platí:

$$MSR = \frac{SSR}{k-1} \quad (2.8)$$
$$MSE = \frac{k \cdot SSE}{(N-k)(k-1)}$$

$\chi^2$  je hodnota  $\chi_r^2$  počítaná zo vzťahu 2.5. P-hodnota zodpovedá adekvátnej  $\chi_r^2$  pre určený stupeň voľnosti.

**Bonferroniho korekcia** je post-hoc analýza, ktorá upravuje hladinu významnosti pre každý test (medzi dvojicami experimentov), tak aby bola celková miera chyby prvého typu (falošná pozitivita) naprieč všetkými porovnaniami na úrovni  $\alpha = 0.05$ . Bonferroniho korekcia tento efekt dosahuje pomocou znižovania  $\alpha$  v závislosti na počte porovnaní  $k$  [42]. Je možné teda povedať, že platí:

$$p_{crit} = \frac{\alpha}{k} \quad (2.9)$$

V prípade experimentu tejto práce je  $\alpha = 0.05$ ,  $k$  bolo stanovené ako počet kombinácií, u ktorých poradie nie je dôležité a zároveň sa neuvažujú opakovania a teda platí:

$$k = \binom{n}{K} \quad (2.10)$$

kde  $n = 5$  (5 skupín experimentu) a  $K = 2$  (porovnáваме medzi sebou páry testov) a teda konečný počet kombinácií je 10 (viď 2.11).

$$k = \binom{5}{2} = 10 \quad (2.11)$$

A teda hodnota Bonferroniho korekcie bola stanovená ako:

$$\alpha_{crit} = \frac{0.05}{10} = 0.005 \quad (2.12)$$

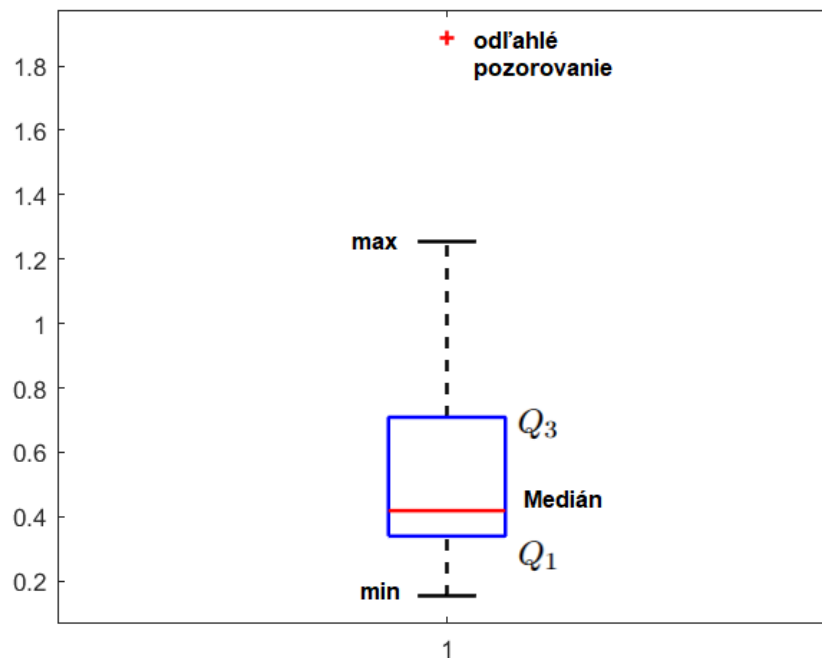
Bonferroniho korekcia sa občas považuje za konzervatívnu, pretože zvyšuje pravdepodobnosť, že odmietneme význam nejakého efektu, ktorý skutočne existuje [42].

Pre jednoduchú vizuálnu interpretáciu dát boli po vykonaní Friedmannovho testu a Bonferroniho korekcie použité krabicové diagramy (boxplot).

**Krabicové diagramy** sú efektívnymi spôsobmi zobrazenia dát. Skladajú sa z niekoľkých častí (viď napr. obr. 3.16). V strede grafu je medián, ktorý je obklopený obdĺžnikom (boxom). Horné a dolné ohraničenie obdĺžniku predstavuje horný  $Q_3$  a dolný kvartil  $Q_1$ . Úsek medzi  $Q_3$  a  $Q_1$  sa



označuje ako medzikvartilové rozpätie (rozdiel  $Q_3$  a  $Q_1$ ). V rámci tohto ohraničenia sa nachádza 50% pozorovaní. Z hornej a dolnej časti rámčeka vyčnievajú dve vertikálne čiary k najextrémnejším hodnotám nepovažovaným za odľahlé pozorovanie (maximum a minimum). Matlab vykresluje aj odľahlé pozorovania formou znaku „+“. Matlab uvažuje ako odľahlé pozorovanie, všetky body ktoré spadajú do intervalu ohraničeného zhora  $Q_3 + w \cdot (Q_3 - Q_1)$  a zdola  $Q_1 - w(Q_3 - Q_1)$  kde pre parameter  $w$ , platí  $w = \pm 2.7\sigma$ , ( $\sigma$  predstavuje smerodajnú odchylku).



Obr. 2.5: Schéma krabicového diagramu



### 3 Výsledky práce

Výsledky práce, ktoré boli dosiahnuté po aplikácii všetkých experimentálnych a štatistických metód popísaných v kapitole 2 sú zverejnené nižšie. Pre všetky štatistický významné parametre, tzn. tie, ktoré zamietajú nulovú hypotézu Friedmannovho testu je možné vidieť post-hoc analýzu vo forme Bonferroniho korekcie. V tabuľke 3.1 je možné vidieť p-hodnoty Friedmannovho testu, s nulovou hypotézou  $H_0$ , že distribučné funkcie všetkých výberov ( $F_k$ ) sú totožné. V našom prípade sú jednotlivými výbermi ( $k$ ) druhy experimentov (tj. K, RO, RK, BO, BK), pre každý parameter. Ako je vidno v tabuľke 3.1, s výnimkou parametru uhlu natočenia elipsy (uhol medzi hlavnou osou a osou X) majú všetky parametre p-hodnotu menšiu ako 0.05, tj. na  $\alpha = 0.05$  hladine významnosti je možné nulovú hypotézu, že pochádzajú z rovnakej distribučnej funkcie zamietnuť u jedenástich parametrov.

Parametre v časovej oblasti		
Názov parametru	Skratka	p-hodnota
Rozptyl AP	varAp	0.03
Smerodajná odchyľka AP	sdAP	0.03
Rozsah pohybu AP	romAP	9.26e-09
Rozptyl ML	varML	1.95e-05
Smerodajná odchyľka ML	sdML	1.95e-05
Rozsah pohybu ML	romML	1.99e-08
Dĺžka COP	lenCOP	2.65e-11
Obsah konvexnej obálky	areaCH	1.47e-10
Obsah kofidenčnej elipsy	areaCE	1.03e-07
Dĺžka hlavnej polosy kofidenčnej elipsy	majAxLen	0.01
Dĺžka vedľajšej polosy kofidenčnej elipsy	minAxLen	1.72e-06
Uhol natočenia elipsy	angMajAxis	0.62

Tabuľka 3.1: Tabuľka P-hodnôt Freidmanovho testu, (zaokrúhlené)



sdAP					
Zdroj	SS	df	MS	$\chi^2$	P-hodnota > $\chi^2$
Stĺpce	27.92	4	6.98	11.17	0.03
Chyba	222.08	96	2.31		
Celkové	250	124			

Tabuľka 3.2: Tabuľka Friedmannovho testu pre parameter sdAP (zaokrúhlené)

sdML					
Zdroj	SS	df	MS	$\chi^2$	P-hodnota > $\chi^2$
Stĺpce	67.60	4	16.90	27.04	1.95e-05
Chyba	182.40	96	1.90		
Total	250	124			

Tabuľka 3.3: Tabuľka Friedmannovho testu pre parameter sdML (zaokrúhlené)

varAP					
Zdroj	SS	df	MS	$\chi^2$	P-hodnota > $\chi^2$
Stĺpce	27.92	4	6.98	11.17	0.03
Chyba	222.08	96	2.31		
Total	250	124			

Tabuľka 3.4: Tabuľka Friedmannovho testu pre parameter varAP (zaokrúhlené)

varML					
Zdroj	SS	df	MS	$\chi^2$	P-hodnota > $\chi^2$
Stĺpce	67.6	4	16.9	27.04	1.95e-05
Chyba	182.4	96	1.9		
Total	250	124			

Tabuľka 3.5: Tabuľka Friedmannovho testu pre parameter varML (zaokrúhlené)



romML					
Zdroj	SS	df	MS	$\chi^2$	P-hodnota > $\chi^2$
Stĺpce	104.08	4	26.02	41.63	1.99e-08
Chyba	145.92	96	1.52		
Total	250	124			

Tabuľka 3.6: Tabuľka Friedmannovho testu pre parameter romML (zaokrúhlené)

romAP					
Zdroj	SS	df	MS	$\chi^2$	P-hodnota > $\chi^2$
Stĺpce	108.08	4	27.02	43.23	9.26e-09
Chyba	141.92	96	1.47833		
Total	250	124			

Tabuľka 3.7: Tabuľka Friedmannovho testu pre parameter romAP (zaokrúhlené)

lenCOP					
Zdroj	SS	df	MS	$\chi^2$	P-hodnota > $\chi^2$
Stĺpce	138.56	4	34.64	55.42	2.65e-11
Chyba	111.44	96	1.16		
Total	250	124			

Tabuľka 3.8: Tabuľka Friedmannovho testu pre parameter lenCOP (zaokrúhlené)

minAxLen					
Zdroj	SS	df	MS	$\chi^2$	P-hodnota > $\chi^2$
Stĺpce	80.56	4	20.14	32.22	1.72e-06
Chyba	169.44	96	1.77		
Total	250	124			

Tabuľka 3.9: Tabuľka Friedmannovho testu pre parameter minAxLen (zaokrúhlené)



majAxLen					
Zdroj	SS	df	MS	$\chi^2$	P-hodnota > $\chi^2$
Stĺpce	32.48	4	8.12	12.99	0.011
Chyba	217.52	96	2.27		
Total	250	124			

Tabuľka 3.10: Tabuľka Friedmannovho testu pre parameter majAxLen (zaokrúhlené)

areaCH					
Zdroj	SS	df	MS	$\chi^2$	P-hodnota > $\chi^2$
Stĺpce	129.68	4	32.42	51.87	1.47e-10
Chyba	120.32	96	1.25		
Total	250	124			

Tabuľka 3.11: Tabuľka Friedmannovho testu pre parameter areaCH (zaokrúhlené)

areaCE					
Zdroj	SS	df	MS	$\chi^2$	P-hodnota > $\chi^2$
Stĺpce	95.44	4	23.86	38.18	1.03e-07
Chyba	154.56	96	1.61		
Total	250	124			

Tabuľka 3.12: Tabuľka Friedmannovho testu pre parameter areaCE (zaokrúhlené)



Pre každý z 12 parametrov bol vykonaný Friedmanov test na hladine významnosti  $\alpha = 0.05$ .

Výsledky testu pre smerodajnú odchýlku,  $sdAP$ ,  $\chi^2(4, 96) = 11.17$ ,  $p = 0.03$ , potvrdzuje alternatívnu hypotézu  $H_1$ , tzn. skupiny experimentu nepochádzajú z rovnakej distribúcie (viď obr. 3.2). Pre smerodajnú odchýlku v smere ML,  $sdML$ , je možné zamietnúť  $H_0$  Friedmanovho testu s výsledkom,  $\chi^2(4, 96) = 27.04$ ,  $p = 1.95e-05$  (viď obr. 3.3).

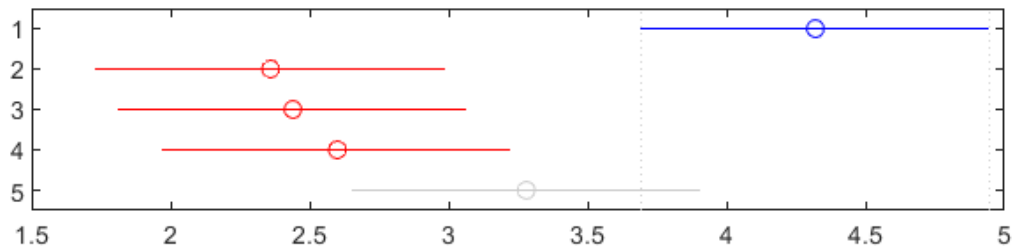
Friedmanov test pre rozptyl v smere AP,  $varAP$ , zamietá nulovú hypotézu s hodnotou  $\chi^2(4, 96) = 11.17$ ,  $p = 0.03$  (viď obr. 3.4). Rozptyl v smere ML,  $varML$ , nepochádza z rovnakej distribúcie, teda nulová hypotéza je zamietnutá na hladine významnosti  $\alpha = 0.05$  s hodnotami  $\chi^2(4, 96) = 27.04$ ,  $p = 1.95e-05$  (viď obr. 3.5).

Pre parameter  $romAP$  smer poskytol Friedmanov test výsledok  $\chi^2(4, 96) = 43.23$ ,  $p = 9.26e-09$  (viď 3.7), ktorý zamietá nulovú hypotézu. Friedmanov test rovnako zamietá nulovú hypotézu pre parameter  $romML$  s hodnotami  $\chi^2(4, 96) = 41.63$ ,  $p = 1.99e-08$  (viď 3.6).

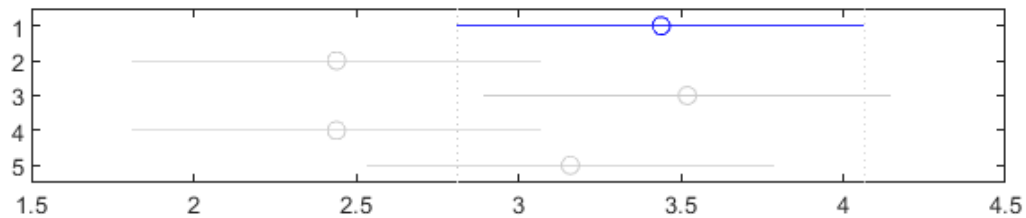
V rámci parametru celkovej dĺžky trajektórie COP,  $lenCOP$ , je možné potvrdiť alternatívnu hypotézu Friedmanovho testu s výsledkami  $\chi^2(4, 96) = 55.42$ ,  $p = 2.65e-11$  (viď 3.8).

Friedmanov test pre parameter dĺžky hlavnej polosi konfidenčnej elipsy zamietol nulovú hypotézu na hladine významnosti 0.05 s hodnotami  $\chi^2(4, 96) = 12.99$ ,  $p = 0.011$  (viď obr. 3.10). Pre dĺžku vedľajšej polosi Friedmanov test zamietá nulovú hypotézu pre  $\chi^2(4, 96) = 32.22$ ,  $p = 1.72e-06$  (viď 3.9).

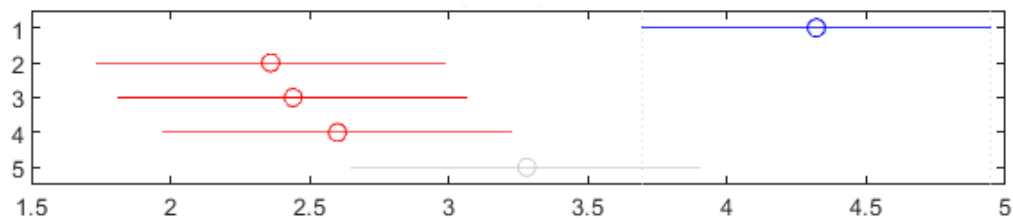
Na obr. 3.11 je vidno výsledok Friedmanovho testu pre obsah konvexnej obálky, ktorý zamietá nulovú hypotézu s hodnotami  $\chi^2(4, 96) = 51.87$ ,  $p = 1.47e-10$ . Na obr. 3.12), je vidno, že pre parameter plochy konfidenčnej elipsy nie je nulová hypotéza pravdivá s hodnotami  $\chi^2(4, 96) = 23.86$ ,  $p = 1.03e-07$ .



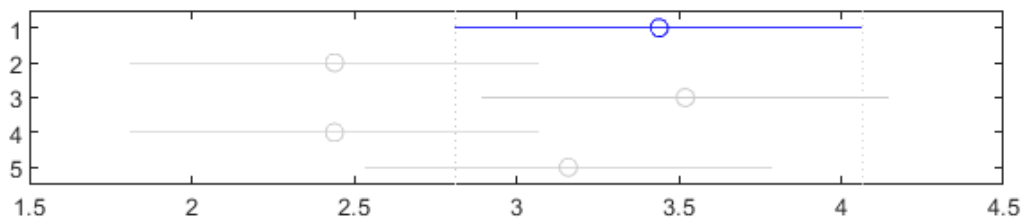
Obr. 3.1: výsledek post-hoc analýzy metódou Bonferroniho korekcie pre parameter sdML, tri skupiny majú priemernú hodnotu poradia signifikantne odlišnú od skupiny 1



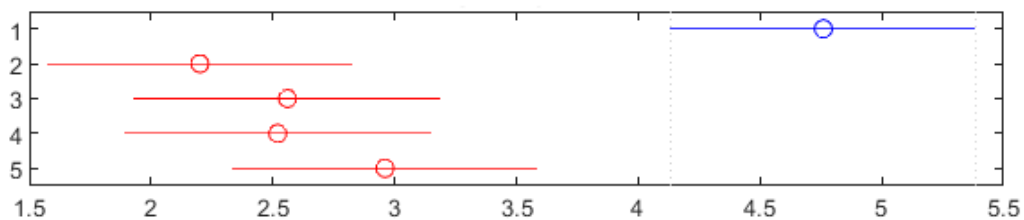
Obr. 3.2: výsledek post-hoc analýzy metódou Bonferroniho korekcie pre parameter sdAP, žiadna zo skupín nemá priemernú hodnotu poradia signifikantne odlišnú od inej skupiny



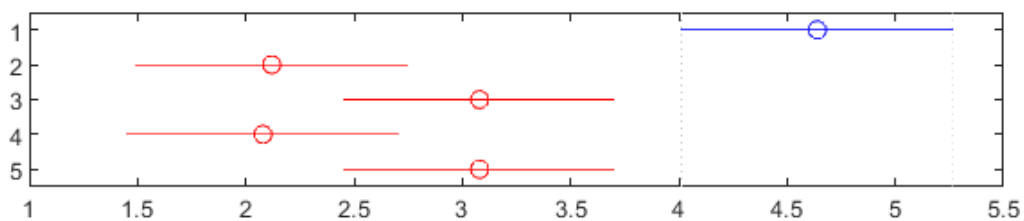
Obr. 3.3: výsledek post-hoc analýzy metódou Bonferroniho korekcie pre parameter varML, tri skupiny majú priemernú hodnotu poradia signifikantne odlišnú od skupiny 1



Obr. 3.4: výsledek post-hoc analýzy metódou Bonferroniho korekcie pre parameter varAP, žiadna zo skupín nemá priemernú hodnotu poradia signifikantne odlišnú od inej skupiny

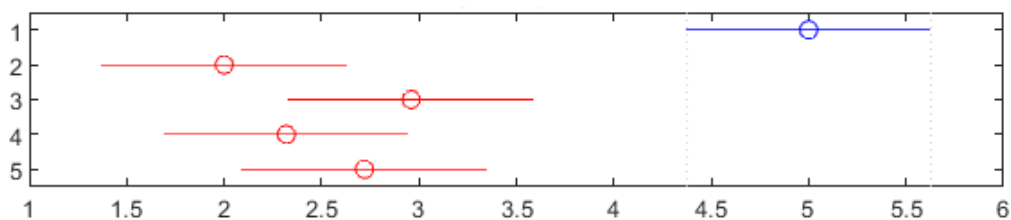


Obr. 3.5: výsledek post-hoc analýzy metódou Bonferroniho korekcie romML, štyri skupiny majú priemernú hodnotu poradia signifikantne odlišnú od skupiny 1

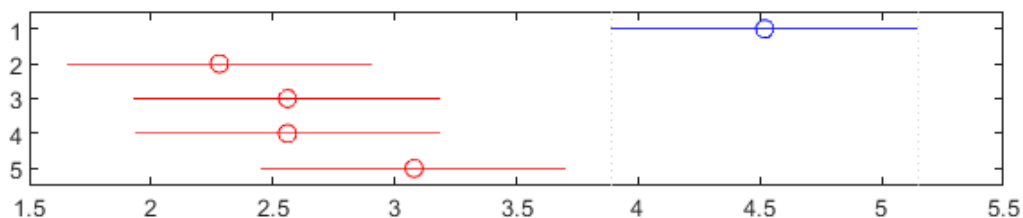


Obr. 3.6: výsledek post-hoc analýzy metódou Bonferroniho korekcie pre parameter romAp, štyri skupiny majú priemernú hodnotu poradia signifikantne odlišnú od skupiny 1

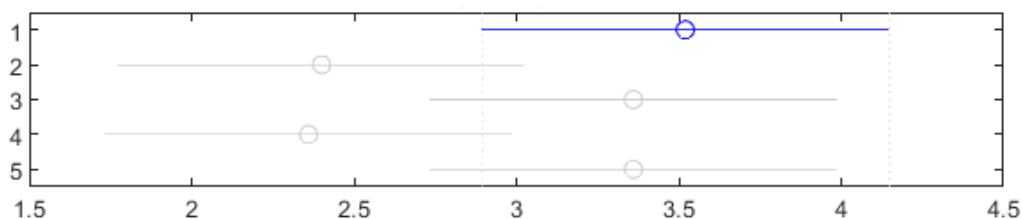




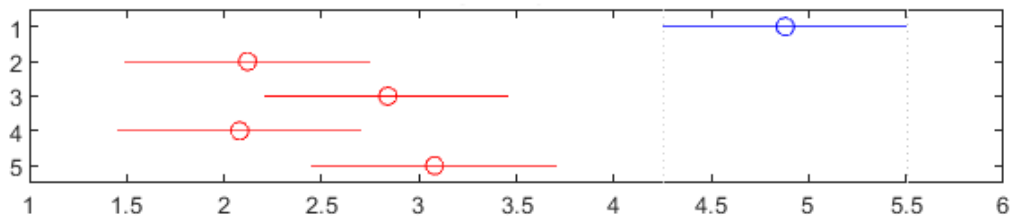
Obr. 3.7: výsledek post-hoc analýzy metódou Bonferroniho korekcie pre parameter lenCOP, štyri skupiny majú priemernú hodnotu poradia signifikantne odlišnú od skupiny 1



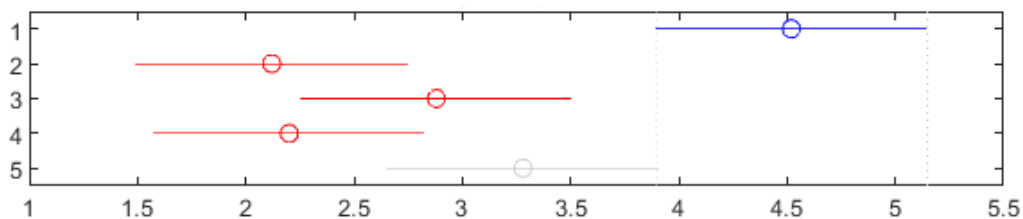
Obr. 3.8: výsledek post-hoc analýzy metódou Bonferroniho korekcie pre parameter minAxLen, štyri skupiny majú priemernú hodnotu poradia signifikantne odlišnú od skupiny 1



Obr. 3.9: výsledek post-hoc analýzy metódou Bonferroniho korekcie pre parameter majAxLen, žiadna zo skupín nemá priemernú hodnotu poradia signifikantne odlišnú od skupiny 1



Obr. 3.10: výsledok post-hoc analýzy metódou Bonferroniho korekcie pre parameter areaCH, štyri skupiny majú priemernú hodnotu poradia signifikantne odlišnú od skupiny 1



Obr. 3.11: výsledok post-hoc analýzy metódou Bonferroniho korekcie pre parameter areaCE, tri skupiny majú priemernú hodnotu poradia signifikantne odlišnú od skupiny 1

Post-hoc analýza metódou Bonferroniho korekcie (viď obr. 3.1) poukazuje, že smerodajná odchyľka v smere ML, sdML, medzi jednotlivými skupinami experimentu nebola významná až na stoj v kľude, ktorý preukázal vyššie hodnoty poradia a experimentom BK, ktorý sa neodlišoval od žiadnej zo skupín.

Smerodajná odchyľka v smere AP, sdAP, síce na základe Friedmanovho testu zamietla nulovú hypotézu, ale post-hoc analýza nepreukázala signifikantný rozdiel medzi ktoroukoľvek skupinou, viď obr. 3.2.

V smere ML bol rozptyl vyšší pri stoji v kľude, experiment BK sa neodlišoval od žiadnej zo skupín. Bonferroniho korekcia, očakávane, nepreukázala medzi zvyšnými meraniami zásadné rozdiely (viď obr. 3.3). Pre smer AP nepredstavujú rozdiely medzi skupinami štatisticky významný výsledok (viď obr. 3.4).

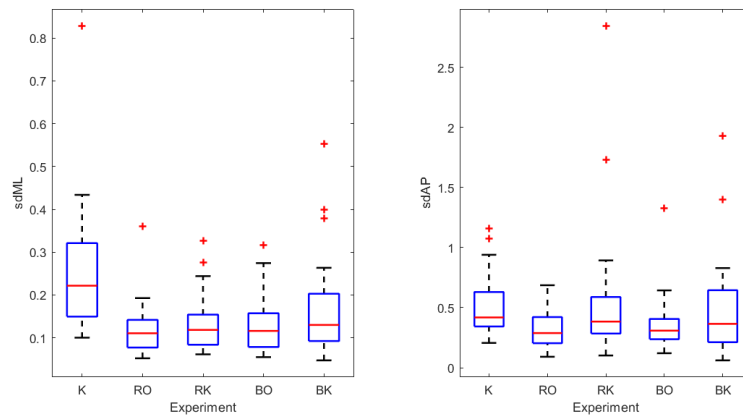


Parameter rozsahu pohybu pre oba smery (vid' obr. 3.5 a obr. 3.6) po Bonferroniho korekcií preukazuje zásadný rozdiel medzi stojom v kl'ude a zvyšnými štyrmi skupinami. Signifikantný rozdiel medzi skupinami BK, BO, RK, RO neexistuje.

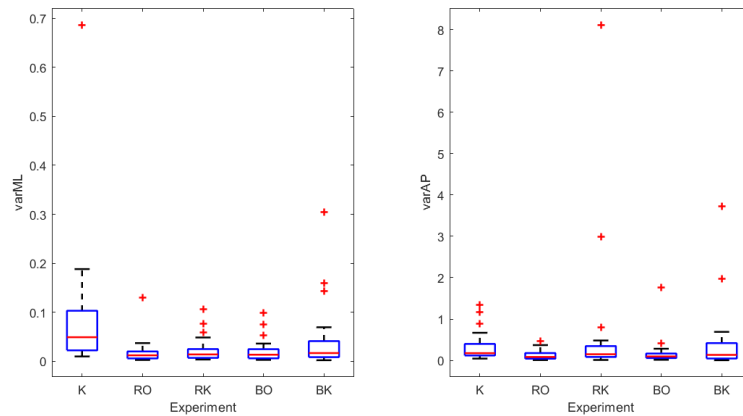
Post-hoc analýza parametru dĺžky trajektórie COP, preukázala výrazný rozdiel medzi stojom v kl'ude a zvyšnými skupinami (vid' obr. 3.7). Zároveň sa zvyšné štyri skupiny navzájom neodlišovali.

Analýza Bonferroniho korekciou parametru dĺžky hlavnej polosi konfidenčnej elipsy,  $majAxLen$ , nepreukázala žiadny významný rozdiel medzi skupinami merania (vid' obr. 3.9). Pre dĺžku vedľajšej polosi post-hoc analýza preukázala rozdiel medzi stojom v kl'ude a zvyšnými štyrmi skupinami. BK, BO, RK, RO medzi sebou variabilitu nepreukázali.

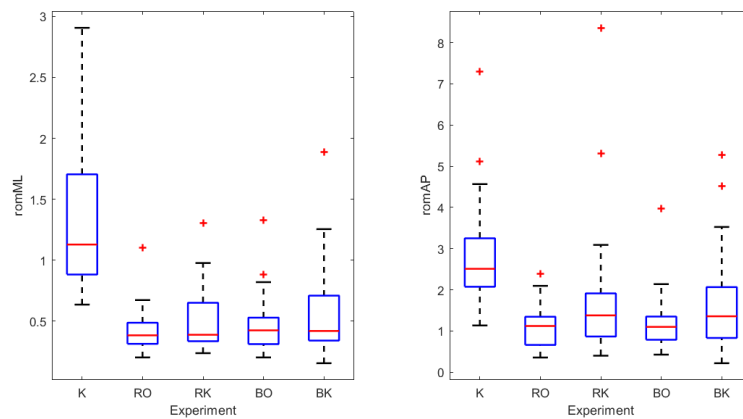
Na obr. 3.10 a 3.11), je vidno, že priemerné hodnoty poradia Friedmanovho testu pre parametre plochy konvexnej obálky a konfidenčnej elipsy sú výrazne väčšie u stoja v kl'ude v porovnaní s ostatnými skupinami.



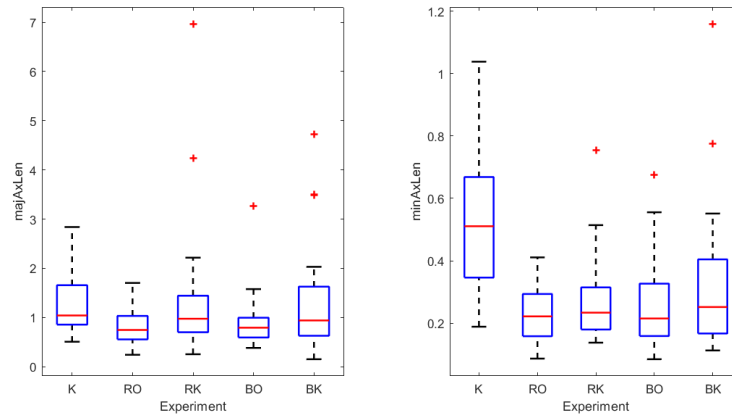
Obr. 3.12: Boxplot smerodajnej výchyľky pre smer ML a AP



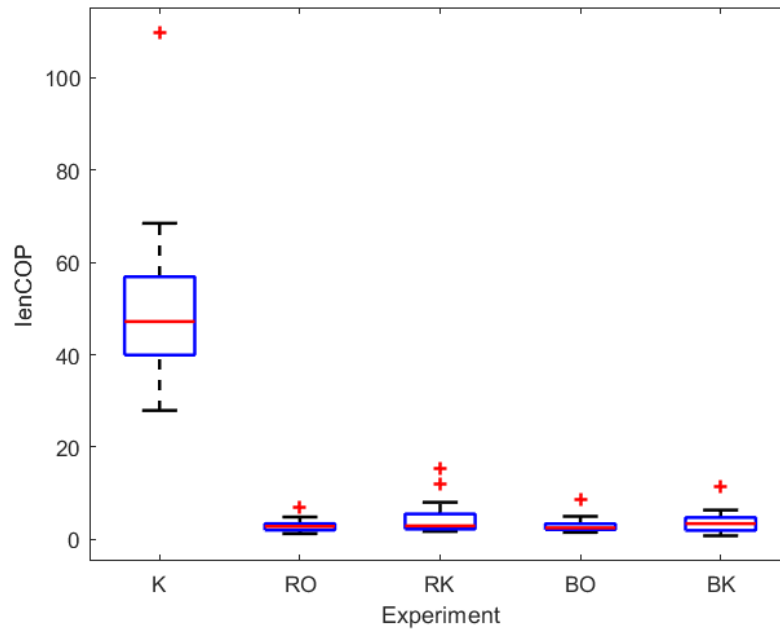
Obr. 3.13: Boxplot rozptylu pre smer ML a AP



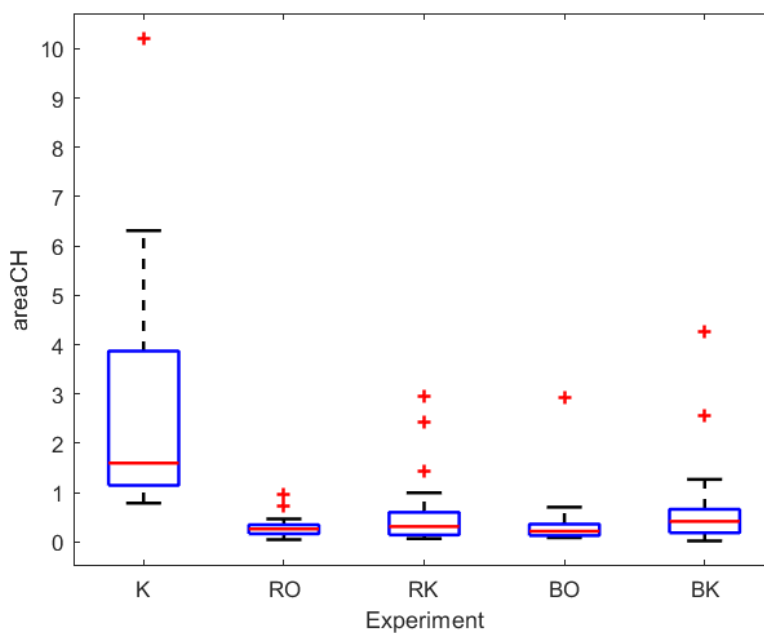
Obr. 3.14: Boxplot rozsahu pohybu pre smer ML a AP



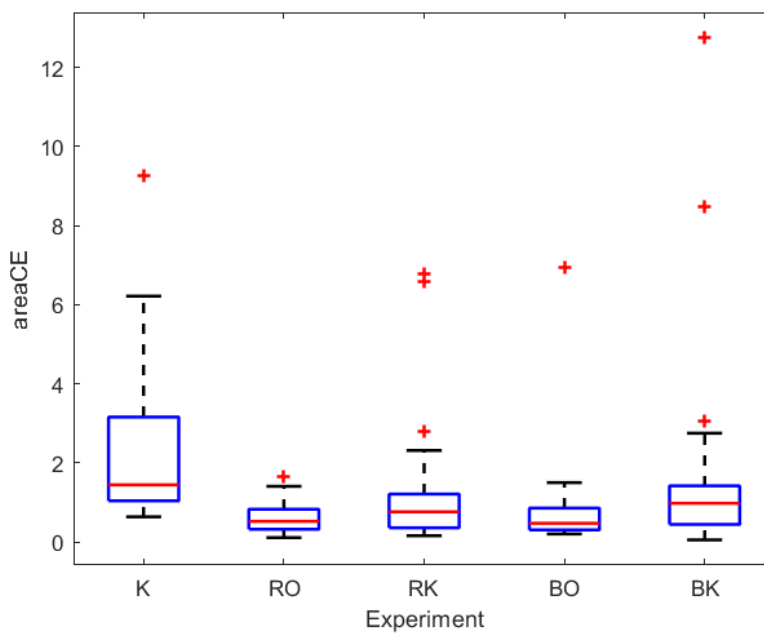
Obr. 3.15: Boxplot dĺžky polôh konfidencnej elipsy COP



Obr. 3.16: Boxplot dĺžky trajektórie COP



Obr. 3.17: Boxplot plochy konvexnej obálky



Obr. 3.18: Boxplot plochy konfidencnej elipsy



Čo sa krabicových diagramov týka je z väčšej časti vidieť súlad medzi výsledkami Friedmanovho testu spolu s Bonferroniho korekciou.

Hodnoty parametru smerodajnej odchýlky, znázornené v krabicovom grafe (vid' obr. 3.12) v smere ML sa líšili pre medzi stojom v klúde a zvyšnými experimentami. Tento rozdiel medzi K a RO, RK, BO, BK je vidno na vyššej hodnote mediánu, maxima, minima ako aj  $Q_1$  a  $Q_3$ . Rozdiel aj napriek výsledku Friedmanovho testu nie je replikovaný u sdAP, čo ale súhlasí s post-hoc analýzou.

Zo vzťahu rozptylu a smerodajnej odchýlky je zjavné, že hodnoty budú mať podobný trend, čo je vidno aj na obr. 3.13.

Krubicový diagram ukazuje pre parameter rozsahu pohybu vyššie hodnoty v klúdovom stoju než vo zvyšných 4 meraniach ako pre smer AP tak aj pre smer ML 3.14.

Krubicový graf pre parameter dĺžky hlavnej polosi konfidenčnej elipsy preukazuje súlad s Bonferroniho post-hoc analýzou kedy sa žiadna zo skupín zásadne neodlišuje až na niektoré hodnoty odľahlých pozorovaní. (vid' obr. 3.15).

Rozdiel medzi klúdovým stojom a zvyšnými štyrmi skupinami experimentu u parametru dĺžky vedľajšej polosi je znázornený na krabicovom grafe 3.15 kde je vidno vyššie hodnoty pre všetky časti boxplotu.

Rozdiel medzi meraním v klúde a meraniami s potencionálnou poruchou je vidno na krabicovom diagrame obr. 3.16, kde je vidno, že hodnoty pre K, sú takmer desaťnásobné.

Krubicové diagramy pre parametre plochy konvexnej obálky (vid' obr. 3) a konfidenčnej elipsy (vid' obr. 3) súhlasia s Friedmanovým testom aj Bonferroniho korekciou a preukazujú rozdiel v totožnom trende ako zvyšné parametre a to rozdiel medzi K a RO, RK, BO, BK. Pre experiment BK u konfidenčnej elipsy platí, že nepreukazuje žiaden rozdiel, ktoroukoľvek inou skupinou.



## 4 Diskusia výsledkov

Na základe vyhodnotenia jedenástich meraných parametrov bolo možné konštatovať, že Friedmanov test tak ako aj následná post-hoc analýza preukázala, že rozdiel medzi skupinami experimentov existoval. Pri bližšom pohľade je však zjavné, že tento rozdiel nebol vytvorený ilúziou alebo iným narušením stability. Ak by tomu tak bolo hodnoty by sa odlišovali napr. vo vyššom rozsahu pohybu, väčšom rozptyle, väčších plochách 2D útvarov u experimentov BK, BO, RK, RO v porovnaní so stojom v kľude.

Ako bolo spomenuté v podkapitole 2.3 trvanie merania stoja v kľude je dôležité zvoliť tak, aby boli eliminované niektoré negatívne vplyvy. Zároveň externé narušenia stability je možné overiť za krátky časový úsek. Tento rozdiel v dĺžke trvania meraní môže spôsobiť chybný výklad parametrov, ktoré sú silne závislé na čase, ako je napr. dĺžka trajektórie COP (čím dlhšie meranie, tým dlhšia trajektória). V rámci parametru lenCOP a pravdepodobne aj v rámci ďalších parametrov sa tento efekt prejavil.

Rovnaké hodnoty  $\chi^2$  a teda aj  $p$  Friedmanovho testu pre smerodajnú odchýlku a rozptyl sa dajú vysvetliť tým, že smerodajná odchýlka a rozptyl sú vzájomne závislé miery variability ( $\sigma = \sqrt{\sigma^2}$ ). Teda pre metódu, s ktorou pracuje Friedmanov test je zjavné, že budú hodnoty totožné.

Zaujímavý parameter predstavuje rozsah pohybu. Na parametroch romAP, romML, je vidno vyššiu hodnotu pri stoji v kľude, než pri experimentoch pokúšajúcich sa o narušenie stability čo je možné si vyložiť tak, že vyššia výchylka pohybu došla pri kľudovom stoji počas deväťdesiatich sekúnd, než u ktoréhokoľvek merania s pohybom zrkadla.

Post-hoc analýza odhalila chybu prvého druhu u troch parametrov (sdAP, varAP a majAxLen) u Friedmanovho testu. Napriek tomu pri porovnaní jednotlivých 1D parametrov s ohľadom smery AP, ML je možné vidieť, že stabilita v smere AP (smer pohybu sústavy), je nižšia, než stabilita v smere ML. Tento rozdiel je vidno ako na parametroch smerodajnej odchýlky, rozptylu tak aj na parametre rozsahu pohybu.

Pri indukcií vizuálneho vnemu, ktorý bol schopný narušiť stabilitu boli používané rôzne metódy a vizuálne vstupy [11, 3, 15, 18]. V týchto podmienkach je jednoducho možné ovplyvňovať schopnosť vizuálneho systému sa fixovať na určité body (uniformnosťou prostredia, znížením jasů, použitím rôznych textúr) alebo celkového vnemu. Avšak nikdy nebol skúmaný vplyv reflexie reálneho prostredia. Táto práca si kládla za úlohu vytvorenie vizuálneho vstupu vychádzajúceho





z reálneho prostredia, ktorý by spôsobil dojem pohybu samého seba aj napriek stacionarite subjektu.

Na základe výsledkov sa javí, že reflexia reálneho prostredia kladie požiadavky na elimináciu všetkých vplyvov vychádzajúcich z odrazu reálneho prostredia, zároveň je kladený nárok na ovplyvnenie celého zorného poľa. Zariadenia na obmedzenie zorného poľa (napr. obmedzujúce okuliare) sú neúčinné práve z dôvodu, že subjekt je schopný vidieť obraz prostredia v odrazovej ploche. Argumentom proti tomuto tvrdeniu môže byť, že reflexívna plocha sa predsa pohybuje, takže aj predmety v obraze sa budú pohybovať a teda obmedzenie zorného poľa by malo mať účinok. To je síce pravda, ale aj napriek pohybu tejto plochy, rozsah pohybu nie je dostatočne veľký na to, aby sa všetky možné fixné body v rámci prostredia pohybovali v dostatočnej miere (tak, aby neposkytovali možnú fixáciu). Na vytvorenie pohybu prostredia v tejto miere by bolo potrebné zásadné predĺženie pohybu sústavy, čo predstavuje priestorovú náročnosť. Alternatívnym riešením by bola izolácia sústavy od okolia samostatne stojacim priestorom napr. obr. 1.2. Toto riešenie, ale do určitej miery obmedzuje prvky reálneho prostredia.

Čo sa týka odlišných veľkostí výchyliek v smere AP a ML je možné, že na tento rozdiel mal vplyv pohyb sústavy. Ako je ale vidno, tento rozdiel sa netýka iba experimentov určených na narušenie stability, ale aj stoju v pokoji. Je možné, že vplyvom bol pohľad subjektov do zrkadla aj počas kludového stoja prípadne to, že okolie sústavy malo väčší rozmer do dĺžky (smer AP), než do šírky (smer ML). Je možné, že keď sa človek cíti priestorovo obmedzený v určitom smere môže mať tendenciu znižovať kmitanie do smeru, ktorý je obmedzujúci, čoho dôsledok môže byť zvýšenie kmitania do smeru, v ktorom má viac priestoru.

Celkovo nízky rozdiel medzi parametrami v pokojnom stoji a stoji pri ktorom malo dôjsť k narušeniu stability preukazuje, že sa vizuálnu ilúziu nepodarilo navodiť. Jednou z možných príčin, vyjma vyššie zmienených je aj relatívna stacionarita samého seba v odraze v zrkadle čo môže pomáhať pri orientácii v priestore. Ďalšou možnosťou je jednoducho schopnosť



## 5 Závěr

Vizuální interpretácia reality sa môže líšiť od reality ako takej. V prípade, že k takémuto javu dôjde je úlohou nervového systému človeka, vadné vstupy odfiltrovať pre zachovanie rovnováhy. Ak k takémuto procesu nedôjde včas, je možné, že človek stratí stabilitu. Z tohto vzťahu vyplýva, že ak je navodená vizuálna ilúzia kmitanie COP človeka sa zvýši. Okolo tohto jednoduchého konceptu bola postavená táto práca, ktorá si kládla za úlohu skúmať vplyv vizuálnych vstupov zmenou perspektívy na stabilitu človeka, tj. či je možné navodiť vizuálnu ilúziu pohybom perspektívy. V rámci tejto práce bolo navrhnuté a zostrojené zariadenie na pohyb parabolického zrkadla, ktoré malo za úlohu ovplyvniť stabilitu subjektov.

Na meranie posturálnej stability bola využitá Nintendo Wii Balance Board, ktorá ponúka vhodné parametre za prijateľnú cenu. Prenosnosť WBB sa aj pri predmetnom experimente preukázala ako veľká výhoda, keďže urýchl'ovala proces medzi zmenou pozadia experimentu.

Predchádzajúce štúdie dokazujú, že navodiť vizuálnu ilúziu pohybu samého seba je možné realizovať rôznymi spôsobmi. Od rotácie valca s pruhovaným vzorom, cez pohybujúcu sa miestnosť až po virtuálnu realitu. Avšak navodenie vekcie pomocou pohybu odrazu perspektívy je jedinečný prístup, ktorý dosiaľ skúmaný nebol.

V tejto práci bolo experimentálne skúmané na vzorke 25 subjektov, či je lineárnym pohybom vnímanej perspektívy, možné vyvolať destabilizáciu človeka. Výsledok podložený stabilometrickými parametrami a aj na spätnej väzbe od subjektov je neschopnosť vyvolať ilúziu aparátom vytvoreným v rámci tejto práce.

Jednou z možných príčin je, že obraz samotného subjekt sa stal fixačným bodom, vďaka ktorému by bol systém udržania rovnováhy schopný vyriešiť stimulačný konflikt a teda by nedošlo k ilúziám. Ďalšou možnosťou je vstup vestibulárneho a propioceptívneho systému a včasné vyriešenie sensorického konfliktu systémom udržania stability človeka.

Limitáciou tejto práce, ktorá mohla prispieť k prezentovanému výsledku bolo okolie zariadenia, u ktorého by bolo vhodné do väčšej miery ovládať množstvo vizuálnej informácie, ktorá dopomáha k stabilizácii a orientácii subjektu. Vylepšenie by predstavovala úplná izolácia sústavy od okolia s možnosťou ovládania jasou a povrchom, ktorý poskytuje nízku texturálnu stimuláciu vizuálneho aparátu, tým by bolo možné eliminovať akýkoľvek teoreticky možný fixačný bod vyplývajúci z okolia. Ďalšou limitáciou je krátka dráha pohybu, ktorá síce navodí pohyb perspektívy, ale jednotlivé



objekty v odraze, vrátane seba, nezmenia svoju veľkosť do takej miery aby bol navodený pocit pohybu. Riešením tejto limitácie by mohlo byť predĺženie dráhy zrkadla, toto však predstavuje ako konštrukčnú, tak aj priestorovú výzvu.

V oblasti softvéru by bolo vylepšením vytvorenie programu, ktorý by integroval interpolačný algoritmus a skript na spracovanie stabilometrických parametrov do jedného komplexného softvérového riešenia. Takéto riešenie by mohlo poskytovať možnosť vizuálnej interpretácie vo forme statokinezogramu a stabilogramu ako aj exportu hodnôt všetkých parametrov pre prípadnú neskoršiu štatistickú analýzu.

Výsledok prezentovaný v tejto práci vytvára ďalšie otázky, na ktoré by bolo zaujímavé nájsť odpovede, napr. či je možné vytvoriť ilúziu pri takmer dokonalej izolácii od prostredia, napr. pri nižšom osvetlení a povrchu s vysokou absorpciou svetla. Alebo aký vplyv by mala eliminácia proprioreceptívnej informácie od chodidiel.



## Referencie

1. NEWMAN, David G; FAICD, AFAIM. *An overview of spatial disorientation as a factor in aviation accidents and incidents*. Australian Transport Safety Bureau Canberra City, 2007. Č. B2007/0063. ISBN 978-1-921165-52-8.
2. WINTER, D.A.; PATLA, A.E.; FRANK, James. Assessment of balance control in humans. *Medical progress through technology*. 1990, roč. 16, s. 31–51.
3. LEE, D.; LISHMAN, J. Visual proprioceptive control of stance. *Journal of Human Movement Studies*. 1975, roč. 1, s. 87–95.
4. ROGERS, J. H. Romberg and his test. *The Journal of Laryngology & Otology*. 1980, roč. 94, č. 12, s. 1401–1404. Dostupné z DOI: 10.1017/S002221510009023X.
5. EDWARDS, A. S. Body sway and vision. *Journal of Experimental Psychology*. 1946, roč. 36, č. 6, s. 526–535. Dostupné z DOI: 10.1037/h0059909.
6. NASHNER, LM; BLACK, FO; WALL, C. Adaptation to altered support and visual conditions during stance: patients with vestibular deficits. *Journal of Neuroscience*. 1982, roč. 2, č. 5, s. 536–544. ISSN 0270-6474. Dostupné z DOI: 10.1523/JNEUROSCI.02-05-00536.1982.
7. PAULUS, W. M.; STRAUBE, A.; BRANDT, TH. VISUAL STABILIZATION OF POSTURE: PHYSIOLOGICAL STIMULUS CHARACTERISTICS AND CLINICAL ASPECTS. *Brain*. 1984, roč. 107, č. 4, s. 1143–1163. ISSN 0006-8950. Dostupné z DOI: 10.1093/brain/107.4.1143.
8. MEIENBERG, Otmar. Sparing of the temporal crescent in homonymous hemianopia and its significance for visual orientation. *Neuro-Ophthalmology*. 1981, roč. 2, č. 2, s. 129–134. Dostupné z DOI: 10.3109/01658108109004931.
9. BRANDT, Th.; DICHGANS, J.; KOENIG, E. Differential effects of central versus peripheral vision on egocentric and exocentric motion perception. *Experimental Brain Research*. 1973, roč. 16, č. 5, s. 476–491. ISSN 1432-1106. Dostupné z DOI: 10.1007/BF00234474.
10. TELFORD, Laura; FROST, Barrie. Factors affecting the onset and magnitude of linear vection. *Attention Perception & Psychophysics*. 1993, roč. 53, s. 682–692. Dostupné z DOI: 10.3758/BF03211744.



11. ANDERSEN, GJ. Perception of self-motion: psychophysical and computational approaches. *Psychological bulletin*. 1986, roč. 99, č. 1, s. 52–65. ISSN 0033-2909. Dostupné z DOI: 10.1037/0033-2909.99.1.52.
12. HOWARD, Ian P; HECKMANN, Thomas. Circular Vection as a Function of the Relative Sizes, Distances, and Positions of Two Competing Visual Displays. *Perception*. 1989, roč. 18, č. 5, s. 657–665. Dostupné z DOI: 10.1068/p180657.
13. NAKAMURA, Shinji; SHIMOJO, Shinsuke. A slowly moving foreground can capture an observer's self-motion — a report of a new motion illusion: inverted vection. *Vision Research*. 2000, roč. 40, č. 21, s. 2915–2923. ISSN 0042-6989. Dostupné z DOI: 10.1016/S0042-6989(00)00149-8.
14. SENO, Takeharu; YAMADA, Yuki; PALMISANO, Stephen. Directionless Vection: A New Illusory Self-Motion Perception. *i-Perception*. 2012, roč. 3, s. 775–7. Dostupné z DOI: 10.1068/i0518sas.
15. LESTIENNE, F.; SOECHTING, J.; BERTHOZ, A. Postural readjustments induced by linear motion of visual scenes. *Experimental Brain Research*. 1977, roč. 28, č. 3, s. 363–384. ISSN 1432-1106. Dostupné z DOI: 10.1007/BF00235717.
16. LISHMAN, J; LEE, David. The Autonomy of Visual Kinaesthesia. *Perception*. 1973, roč. 2, s. 287–94. Dostupné z DOI: 10.1068/p020287.
17. ANDERSEN, GJ; BRAUNSTEIN, ML. Induced self-motion in central vision. *Journal of experimental psychology. Human perception and performance*. 1985, roč. 11, č. 2, s. 122–132. ISSN 0096-1523. Dostupné z DOI: 10.1037//0096-1523.11.2.122.
18. MORIMOTO, Yuki; SATO, Hirotaro; HIRAMATSU, Chihiro; SENO, Takeharu. Material surface properties modulate vection strength. *Experimental Brain Research*. 2019, roč. 237, č. 10, s. 2675–2690. ISSN 1432-1106. Dostupné z DOI: 10.1007/s00221-019-05620-0.
19. BROWNE, Jacinta; O'HARE, Neil. Development of a novel method for assessing balance: The quantitative posturography system. *Physiological measurement*. 2000, roč. 21, s. 525–34. Dostupné z DOI: 10.1088/0967-3334/21/4/309.
20. DUARTE, M.; FREITAS, S. M. S. F. Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. *Revista Brasileira de Fisioterapia*. 2010, roč. 14, č. 3, s. 183–192.



21. SEVERINI, Giacomo; STRAUDI, Sofia; PAVARELLI, Claudia; DA ROIT, Marco; MARTINUZZI, Carlotta; PIZZONGOLO, Laura; BASAGLIA, Nino. Use of Nintendo Wii Balance Board for posturographic analysis of Multiple Sclerosis patients with minimal balance impairment. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2017, roč. 14. Dostupné z DOI: 10.1186/s12984-017-0230-5.
22. CLARK, Ross A.; BRYANT, Adam L.; PUA, Yonghao; MCCRORY, Paul; BENNELL, Kim; HUNT, Michael. Validity and reliability of the Nintendo Wii Balance Board for assessment of standing balance. *Gait & Posture*. 2010, roč. 31, č. 3, s. 307–310. ISSN 0966-6362. Dostupné z DOI: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.11.012>.
23. GOBLE, Daniel J.; CONE, Brian L.; FLING, Brett W. Using the Wii Fit as a tool for balance assessment and neurorehabilitation: The first half decade of “wii-search”. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2014, roč. 11, č. 1. ISSN 1743-0003. Dostupné z DOI: 10.1186/1743-0003-11-12.
24. HUBBARD, Brad; POTHIER, David; HUGHES, Cían; RUTKA, John. A Portable, Low-Cost System for Posturography: A Platform for Longitudinal Balance Telemetry. *Journal of otolaryngology - head & neck surgery = Le Journal d'oto-rhino-laryngologie et de chirurgie cervico-faciale*. 2012, roč. 41 Suppl 1, S31–5. Dostupné z DOI: 10.2310/7070.2011.110082.
25. KAEWKAEN, Kitchana; UTHAMA, Suraphong; RUEANGSIRARAK, Worasak; PUNTUMETAKUL, Rungthip. Validity and Reliability of the Wii Balance Board for Static Balance Assessment in Healthy Young Adults. *Malaysian Journal of Medical Sciences*. 2019, roč. 26, s. 114–121. Dostupné z DOI: 10.21315/mjms2019.26.2.12.
26. BARTLETT, Harrison; TING, Lena; BINGHAM, Jeffrey. Accuracy of force and center of pressure measures of the Wii Balance Board. *Gait & posture*. 2013, roč. 39. Dostupné z DOI: 10.1016/j.gaitpost.2013.07.010.
27. PAGNACCO, Guido; OGGERO, Elena; WRIGHT, Cameron H G. Biomedical instruments versus toys: a preliminary comparison of force platforms and the nintendo wii balance board - biomed 2011. *Biomedical sciences instrumentation*. 2011, roč. 47, s. 12–17. ISSN 0067-8856.



28. AUDIFFREN, Julien; CONTAL, Emile. Preprocessing the Nintendo Wii Board Signal to Derive More Accurate Descriptors of Statokinesigrams. *Sensors*. 2016, roč. 16, s. 1208. Dostupné z DOI: 10.3390/s16081208.
29. NAJAFI, Bijan; HORN, Deena; MARCLAY, Samuel; CREWS, Ryan T.; WU, Stephanie; WROBEL, James S. Assessing Postural Control and Postural Control Strategy in Diabetes Patients Using Innovative and Wearable Technology. *Journal of Diabetes Science and Technology*. 2010, roč. 4, č. 4, s. 780–791. Dostupné z DOI: 10.1177/193229681000400403.
30. MANCINI, Martina; SALARIAN, Arash; CARLSON-KUHTA, Patricia; ZAMPIERI, Cris; KING, Laurie; CHIARI, Lorenzo; HORAK, Fay. ISway: A sensitive, valid and reliable measure of postural control. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. 2012, roč. 9, s. 59. Dostupné z DOI: 10.1186/1743-0003-9-59.
31. KAVANAGH, Justin J.; MENZ, Hylton B. Accelerometry: A technique for quantifying movement patterns during walking. *Gait & Posture*. 2008, roč. 28, č. 1, s. 1–15. ISSN 0966-6362. Dostupné z DOI: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.10.010>.
32. MAZUMDER, Oishee; TRIPATHY, Soumya; ROY, Sangheeta; CHAKRAVARTY, Kingshuk; CHATTERJEE, Debatri; SINHA, Aniruddha. Postural sway based geriatric fall risk assessment using kinect. In: *2017 IEEE SENSORS*. 2017, s. 1–3. Dostupné z DOI: 10.1109/ICSENS.2017.8234214.
33. COLAGIORGIO, P.; ROMANO, F.; SARDI, F.; MORASCHINI, M.; SOZZI, A.; BEJOR, M.; RICEVUTI, G.; BUIZZA, A.; RAMAT, S. Affordable, automatic quantitative fall risk assessment based on clinical balance scales and Kinect data. In: *2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 2014, s. 3500–3503. Dostupné z DOI: 10.1109/EMBC.2014.6944377.
34. YEUNG, L.F.; CHENG, Kenneth C.; FONG, C.H.; LEE, Winson C.C.; TONG, Kai-Yu. Evaluation of the Microsoft Kinect as a clinical assessment tool of body sway. *Gait & Posture*. 2014, roč. 40, č. 4, s. 532–538. ISSN 0966-6362. Dostupné z DOI: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.06.012>.



35. COOPER, J.; SIEGFRIED, K.; AHMED, AA. *BrainBLoX: Brain and Biomechanics Lab in a Box Software*. 2014. Ver. 1.0. Dostupné tiež z: <http://www.colorado.edu/neuromechanics/research/wii-balance-board-project>.
36. ROCCHI, Marco; SISTI, Davide; DITROILO, Massimiliano; CALAVALLE, Anna; PANEBIANCO, Renato. The misuse of the confidence ellipse in evaluating statokinesigram. *Italian Journal of Sport Science*. 2005, roč. 12, s. 169–172.
37. SCHUBERT, Patric; KIRCHNER, Marietta; SCHMIDTBLEICHER, Dietmar; HAAS, Christian T. About the structure of posturography: Sampling duration, parametrization, focus of attention (part I). *J. Biomed. Sci. Eng.* 2012, roč. 05, č. 09, s. 496–507. Dostupné z DOI: 10.4236/jbise.2012.59062.
38. WOLLSEIFEN, Thomas. Different methods of calculating body sway area. *Pharmaceutical Programming*. 2011, roč. 4, č. 1-2, s. 91–106. Dostupné z DOI: 10.1179/175709311X13166801334271.
39. PRIETO, Thomas; MYKLEBUST, Joel; MYKLEBUST, Barbara M. Postural steadiness and ankle joint compliance in the elderly. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*. 1992, roč. 11, s. 25–27.
40. SCHUBERT, Patric; KIRCHNER, Marietta. Ellipse area calculations and their applicability in posturography. *Gait & posture*. 2013, roč. 39. Dostupné z DOI: 10.1016/j.gaitpost.2013.09.001.
41. FRIEDMAN, Milton. The Use of Ranks to Avoid the Assumption of Normality Implicit in the Analysis of Variance. *Journal of the American Statistical Association*. 1937, roč. 32, č. 200, s. 675–701. Dostupné z DOI: 10.1080/01621459.1937.10503522.
42. FIELD, Andy; MILES, Jeremy; FIELD, Zoe. *Discovering statistics using R*. London, England: SAGE Publications, 2012. ISBN 9781446200452.