

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

ÚSTAV KLINICKÉ REHABILITACE

Bc. František Farkaš

**Vliv externí zátěže na posturální kontrolu stoje  
zdravého jedince – posturografická analýza**

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. Radek Mlíka, Ph.D.

Obor: Aplikovaná fyzioterapie

Olomouc 2024

*Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracoval samostatně a použil jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.*

*Olomouc 17. května 2024*

---

Podpis autora

Mé poděkování v první řadě patří panu Mgr. Radku Mlíkovi, Ph.D. za jeho ochotu, trpělivost, odborné vedení, cenné rady a připomínky při zpracování diplomové práce. Dále bych rád poděkoval panu RNDr. Milanovi Elfmarkovi za pomoc při zpracování statistických dat. Zároveň bych rád poděkoval všem probandům za ochotu zúčastnit se měření a jejich čas.

## **Anotace**

**Typ práce:** Diplomová práce

**Téma práce:** Vliv externí zátěže na posturální kontrolu stoje zdravého jedince – posturografická analýza.

**Název práce v ČJ:** Vliv externí zátěže na posturální kontrolu stoje zdravého jedince – posturografická analýza.

**Název práce v AJ:** Effect of external load on postural control of stance in healthy individuals – posturographic analysis.

**Datum zadání:** 31. 1. 2023

**Datum odevzdání:** 17.5. 2024

**VŠ, fakulta, ústav:** Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta zdravotnických věd, Ústav klinické rehabilitace

**Autor:** Bc. František Farkaš

**Vedoucí:** Mgr. Radek Mlíka, Ph.D.

**Oponent:** Mgr. Hana Haltmar

**Abstrakt v ČJ:**

**Úvod:** Přidaná zátěž snižuje stabilitu jedince. Záleží však na druhu, hmotnosti a rozložení zátěže.

**Cíl:** Cílem měření bylo za pomoci posturografické analýzy zjistit efekt externí zátěže na posturální stabilitu zdravé populace v daném věku při klidném bipedálním stoji a změně senzorických podmínek.

**Metodika:** Studie se zúčastnilo celkem 22 zdravých osob ve věku od 20 do 26 let. Všichni probandi byli testováni pomocí Sensory Organization Testu ve stoji za čtyř testovaných podmínek. U každé z podmínek byl v náhodném pořadí měřen stoj bez zátěže a s batohem o hmotnosti 10 % a 20 % hmotnosti probanda. Po každém z měření následovala pauza 2 min. V rámci diplomové práce byl hodnocen parametr Equilibrium skóre a COG alignment.

**Výsledky:** Nedošlo k významnému anteriornímu vychýlení COG za žádné z měřených podmínek. Při stoji s batohem o hmotnosti 10 % hmotnosti probanda jsme zaznamenali

signifikanční pokles parametru Equilibrium skóre pouze u stoje bez alterace sensorických vstupů. U 20% zátěži ve formě batohu byl zaznamenán signifikantní pokles ve stoji bez alterace sensorických vstupů, stoje se zavřenýma očima a stoje na sklopné ploše.

**Závěr:** Diplomová práce splnila stanovený cíl. Na základě výsledků výzkumné části je možné prokázat jaký efekt má externí zátěž na klidný bipedální stoj při změně sensorických vstupů zdravého mladého jedince pomocí posturografické analýzy.

#### **Abstrakt v AJ:**

**Introduction:** Added load reduces the stability of the individual. However, it depends on the type, weight and distribution of the load.

**Aim:** The aim of the measurements was to use posturographic analysis to determine the effect of external loading on postural stability in a healthy population of a given age during quiet bipedal standing and changing sensory conditions.

**Methods:** A total of 22 healthy subjects aged between 20 and 26 years participated in the study. All probands were tested using the Sensory Organization Test while standing under the four conditions tested. For each of the conditions, standing without weight and with a backpack weighing 10 % and 20 % of the proband's weight was measured in random order . Each measurement was followed by a 2 min pause. The Equilibrium score and COG alignment parameter were evaluated as part of the thesis.

**Results:** There was no significant anterior COG deflection under any of the measured conditions. When standing with a backpack weighing 10 % of the proband's weight, we observed a significant decrease in the Equilibrium score parameter only for standing without alteration of sensory inputs. For the 20% load in the form of a backpack, a significant decrease was observed in standing without sensory input alteration, standing with eyes closed, and standing on a reclining surface.

**Conclusion:** The thesis achieved the set goal. Based on the results of the research part, it is possible to demonstrate the effect of external load on resting bipedal standing while changing sensory inputs of a healthy young individual using posturographic analysis.

**Klíčová slova v ČJ:** externí zátěž, batoh, posturální kontrola, posturální stabilita, Sensory Organization Test, zdraví mladí dospělí, vliv externí zátěže

**Klíčová slova v AJ:** external load, backpack, postural control, postural stability, Sensory Organization Test, healthy young adults, influence of external load

**Rozsah:** 105 stran, počet příloh 3

## Obsah:

|   |    |
|---|----|
| Úvod: .....   | 7  |
| 1 Postura.....  | 8  |
| 1.1 Posturální stabilita.....                         | 8  |
| 1.1.1 Biomechanické faktory posturální stability..... | 9  |
| 1.2 Posturální stabilizace.....                       | 10 |
| 1.3 Balance.....                                      | 11 |
| 1.3.1 Statická balance.....                           | 11 |
| 1.3.2 Dynamická balance.....                          | 12 |
| 1.4 Posturální reaktibilita.....                      | 12 |
| 1.5 Anticipace.....                                   | 12 |
| 2 Stoj.....   | 15 |
| 2.1 Motorické strategie stoje.....                    | 15 |
| 2.1.1 Hlezenní strategie.....                         | 16 |
| 2.1.2 Kyčelní strategie.....                          | 16 |
| 2.1.3 Kroková strategie.....                          | 17 |
| 2.3 Stoj a přidaná zátěž.....                         | 17 |
| 2.3.1 Vliv vnější zátěže na držení těla.....          | 18 |
| 2.3.2 Vliv věku na nesení zátěže.....                 | 19 |
| 3 Posturální kontrola.....                            | 20 |
| 3.3 Zrak.....   | 21 |
| 3.1.1 Ovlivnění zraku.....                            | 21 |
| 3.4 Propriocepce.....                                 | 23 |
| 3.4.1 Ovlivnění propriocepce.....                     | 23 |
| 3.5 Vestibulární aparát.....                          | 25 |
| 3.5.1 Ovlivnění vestibulárního aparátu.....           | 26 |
| 3.6 Posturální kontrola a vliv věku.....              | 27 |

|       |   |    |
|-------|---|----|
| 4     | Možnosti testování stability stoje .....                            | 29 |
| 4.3   | Klinické testy.....   | 29 |
| 4.4   | Možnosti testování pomocí přístrojové technologie .....             | 29 |
| 4.4.1 | Počítačová posturografie statická.....                              | 29 |
| 4.4.2 | Počítačová posturografie dynamická .....                            | 30 |
| 5     | Cíle a hypotézy .....   | 31 |
| 6     | Metodika.....   | 34 |
| 6.3   | Vybavení a přístroje .....  | 34 |
| 6.3.1 | Sensory Organization Test (SOT) .....                               | 34 |
| 6.4   | Charakteristika souboru.....  | 36 |
| 6.4.1 | Sběr dat.....   | 36 |
| 6.4.2 | Postup při měření .....   | 37 |
| 6.5   | Statistické zpracování.....   | 37 |
| 7     | Výsledky měření a vyhodnocení výzkumných otázek a hypotéz.....      | 38 |
| 7.1   | Výsledky VO1 a VO2 .....  | 38 |
| 7.1.1 | Výsledky testování hypotéz H <sub>01</sub> a H <sub>02</sub> .....  | 38 |
| 7.1.2 | Výsledky testování hypotéz H <sub>03</sub> a H <sub>04</sub> .....  | 43 |
| 7.1.3 | Výsledky testování hypotéz H <sub>05</sub> a H <sub>06</sub> .....  | 44 |
| 7.1.4 | Výsledky testování hypotéz H <sub>07</sub> a H <sub>08</sub> .....  | 46 |
| 7.1.5 | Výsledky testování hypotéz H <sub>09</sub> a H <sub>010</sub> ..... | 47 |
| 7.2   | Vyhodnocení VO1 a VO2 .....   | 49 |
| 8     | Diskuse .....   | 50 |
| 8.1   | Diskuse k VO1 .....   | 51 |
| 8.1.1 | Vliv zátěže na vychýlení COG.....                                   | 51 |
| 8.2   | Diskuse k VO2 .....   | 53 |
| 8.2.1 | Vliv zátěže na stoj bez alterace senzoričkových vstupů.....         | 53 |
| 8.2.1 | Vliv zátěže při stoji bez zrakové kontroly.....                     | 55 |



|       |   |     |
|-------|---|-----|
| 8.2.2 | Vliv zátěže u stoje se změněnou kvalitou opěrné báze .....                  | 57  |
| 8.2.3 | Vliv zátěže na stoj bez zrakové kontroly se změněnou kvalitou opěrné báze . | 58  |
| 8.3   | Vliv různých druhů a polohu batohů na stabilitu jedince.....                | 60  |
| 8.4   | Přínos pro klinickou praxi .....  | 61  |
| 8.5   | Limity práce .....  | 62  |
|       | Závěr .....   | 63  |
|       | Referenční seznam .....   | 65  |
|       | Seznam zkratk .....   | 91  |
|       | Přílohy.....  | 93  |
|       | Seznam příloh.....  | 93  |
|       | Příloha č. 1 – Informovaný souhlas.....                                     | 94  |
|       | Příloha č. 2 – Souhlas Etické komise .....                                  | 96  |
|       | Příloha č. 3 – Popisná statistika.....                                      | 97  |
|       | Seznam obrázků .....  | 99  |
|       | Seznam tabulek .....  | 99  |
|       | Seznam grafů .....  | 101 |

## Úvod:

Posturální kontrola je tvořena posturální stabilitou a posturální orientací. Za pomoci posturální orientace je popsán vztah mezi segmenty těla a vnějším prostředím, zatímco koordinaci senzomotorických strategií k ovládnutí těžiště těla v oporné bázi zajišťuje posturální stabilita (Miko et al., 2021, s. 147).

V systematickém přehledu Perrone et al., (2018, s. 14–21) je zaznamenán efekt externí zátěže na parametry chůze a na posturu. Podobně systematický přehled od Martin et al. (2023, s. 13) uvádí, že batoh jako forma zátěže má negativní efekt na posturální stabilitu při klidném bipedálním stoji. Dle autorů však také záleží na typu zátěže, její uložení zátěže i hmotnosti zátěže. Jen málo studií se však zabývalo posturální kontrolou klidného bipedálního stoje u mladých zdravých jedinců při změně více jak jednoho sensorického vstupu. Přitom sensorický kontext je zásadní pro udržení rovnováhy v měnícím se prostředí (Horak, 2006, s. 9).

Pro posouzení kvality posturální kontroly se v dnešní době běžně využívá dynamická počítačová posturografie. Tato přístrojová technologie umožňuje na základě různých biomechanických parametrů určit míru stability i za různých sensorických podmínek. Jeden z běžně využívaných testů, kterým lze posoudit posturální kontrolu při alteraci více jak jednoho sensorického vjemu je Sensory Organization Test (Kolářová et al., 2019, s. 14–17). Součástí diplomové práce je teoretický přehled poznatků o dílčích částech posturální kontroly, vlivu alterace jednotlivých sensorických vstupů na klidný bipedální stoj a vlivu zátěže na posturu člověka. Cílem měření bylo za pomoci posturografické analýzy zjistit efekt externí zátěže na posturální stabilitu při klidném bipedálním stoji zdravé populace v daném věku při změně sensorických vjemů. Pro posouzení stability stoje za různých sensorických podmínek s externí zátěží jsme využili Sensory Organization Test a parametry Equilibrium skóre a COG Alignment.

K vyhledání relevantních literárních zdrojů byly využity následující internetové databáze: PubMed, Google Scholar, Science Direct, Medvik a Research Gate. Mezi klíčová anglická slova byly využity tyto pojmy: load carriage, backpack load, impact of backpack, postural control, postural balance, Sensory Organization Test, postural stability, posture, anticipation, sensory reweighting, vision, proprioception, vestibular system, posturography, age and postural control.

# 1 Postura

Mezi základní kameny motorické ontogeneze řadíme vývoj postury. Jedná se o vztah mezi jednotlivými částmi těla, kdy dochází k aktivnímu držení segmentů těla proti působení zevních sil, a to nejčastěji proti silám gravitačním (Dylevský, 2021, s. 505–506). Správné držení těla podporuje normální funkci vnitřních orgánů, je ergonomicky vhodné při stání a mechanicky účinné při pohybu (Penna et al., 2023, s. 587).

Mandzáková a Slováková (2023, s. 57) popisují správnou posturu jako vzpřímené držení těla, kdy dochází k symetrickému rozvoji svalů s přiměřeným svalovým napětím a přirozenému zakřivení páteře v podobě krční a bederní lordózy a hrudní kyfózy. Nejedná se přitom pouze o mechanickou sestavu jednotlivých částí těla, ale i o projev chování a postoje k životu.

Svaly mají v rámci své posturální funkce tendenci k oslabení nebo naopak k hypertonii a zkrácení. Rozložení hypertonických a oslabených svalů je natolik charakteristické, že došlo k jejich rozdělení na tři syndromy (horní a dolní zkřížený syndrom a vrstvý syndrom) (Kolář a Máček, 2021, s. 54).

O tom, jak se vyvine postura těla rozhoduje několik faktorů jako je celkové fyzické a psychické zdraví, genetické faktory, věk a stupeň ontogeneze (Mrozkowiak a Stępień-Słodkowska (2021, s. 33). Podle Zavalishina et al. (2021, s. 36) se jedná o signalizátor celkového zdravotního stavu, kdy vlivem dlouhodobé nefyziologické zátěže vzniká změna postury.

V rámci analýzy posturálních funkcí se setkáváme s následujícími pojmy:

- a) posturální stabilita,
- b) posturální stabilizace,
- c) posturální reaktibilita (Dylevský, 2021, s. 506).

## 1.1 Posturální stabilita

Posturální stabilita je schopnost těla zajistit vzpřímené držení jednotlivých segmentů těla a reagovat na změny vnějších a vnitřních sil tak, aby nedošlo k nezamyšlenému pádu (Vařeka, 2002a, s. 116). Podle Ito et al. (2023, s. 1) mladí zdraví jedinci udržují posturální stabilitu za pomoci multisegmentově řízené stabilizace. Funkce je ovládána prostřednictvím centrálního nervového systému (CNS) kombinací podnětů ze subkortikálních struktur. Posturální stabilitu lze rozdělit na statickou a dynamickou. Přitom oba druhy jsou nutné pro kontrolu těžiště těla a udržování rovnováhy (Bai et al., 2023, s. 2; Marinkovic et al., 2022, s. 354).

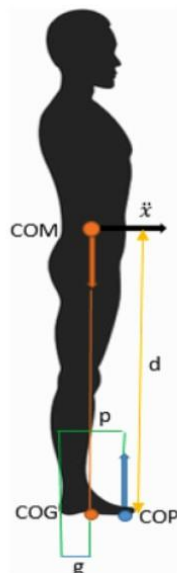
V rámci statické polohy nedochází ke změně pozice těla nebo segmentu, ale zahrnuje i procesy dynamické. Při statické poloze tedy mluvíme spíše o kontinuálním zaujímání stálé polohy. Stabilita jednotlivých článků, ať už v rámci statické nebo dynamické situace je určena faktory biomechanickými a neurofyzilogickými (Dylevský, 2021, s. 506).

### **1.1.1 Biomechanické faktory posturální stability**

Pro adekvátní vzpřímení těla je potřeba vytvořit plochu, která je v přímém kontaktu s podložkou a vzniká zde opora. Takovou část plochy nazýváme opěrnou plochou (area of support). Při spojení všech bodů z vnější hranice opěrné plochy vznikne opěrná báze (base of support) (Vařeka, 2002a, s. 116–117).

V souvislosti s opěrnou plochou a bází je vhodné zmínit také pojem těžiště (COM, centrum of mass). Při klidném základním anatomickém postoji se těžiště nachází ve střední čáře na úrovni S<sub>1</sub>-S<sub>2</sub> (Dylevský, 2009, s. 31; Bizovská et al., 2017, s. 20–21). Toto působíště tíhové síly lze z biomechanického hlediska také chápat jako hypotetický bod, vzhledem ke kterému je moment výsledné síly působící na segment těla roven nule. Vertikální projekce COM do opěrné báze je označováno jako COG neboli centrum of gravity (Bizovská et al., 2017, s. 20–21). Výslednici vektoru reakční síly od podložky označujeme COP (centrum of pressure). Důležité je také zmínit, že COG a COP jsou shodné pouze u dokonale tuhého tělesa, čímž tělo rozhodně není (Vařeka, 2002a, s. 117; Russo et al., 2017, s. 438).

COG, COP a COM však mají úzký vztah co se týče parametrů amplitudy a frekvence. To lze prezentovat na svalech dolních končetin, kdy je poloha COP ovlivněna nejen polohou těžiště (COM), ale také aktivitou plantárních flexorů, kdy při jejich aktivaci dochází k posunu COP dopředu. Tato činnost je řízena CNS, která zajistí, aby těžiště COP procházela a zároveň, aby COG zůstalo uvnitř v opěrné bázi (viz obrázek 1, s. 10) (Vařeka, 2002a, s. 118).



**Obrázek 1** Biomechanické parametry ve stoji v antero-posteriorním směru (Gutiérrez, Martín a Rodríguez 2023, s. 3179)

V rámci měření lze určit celkové  $COP_{NET}$ , tedy průmět centra všech tlaků těla do jedné plošiny. Pokud využijeme plošiny dvě, lze stanovit COP pro každou nohu zvlášť (Vařeka, 2002a, s. 118; Wang, Jordan a Newell, 2012, s. 425).

Podle Błaszczuk a Beck (2023, s. 7) je možné pomocí umístění COG uvnitř opěrné báze popsat kontrolu držení těla. Z parametru jako je trajektorie COG lze poté vyvodit kvalitu posturální kontroly.

Dalším důležitým termínem je Limits Stability (LOS, Limits of Stability). Dle Young et al. (2021, s. 750) se jedná o maximální rozsah, ve kterém lze přemístit COG bez ztráty rovnováhy nebo změny BOS.

## 1.2 Posturální stabilizace

Jedná se o aktivní (svalové) držení segmentů těla řízené centrální nervovou soustavou. Tato svalová aktivita zajišťuje zpevnění segmentů proti působení zevních sil (Kolář, 2020, s. 39; Dylevský, 2021, s. 506).

Pomocí posturální stabilizace dochází za statické situace, jako je stoj nebo sed, ke koaktivační aktivitě svalů. Tato aktivita umožňuje v daných statických situacích vzdorovat gravitační síle. Zároveň se jedná o funkci zajišťující vzpřímené držení těla a lokomoci (Kolář, 2020, s. 39). Je důležité si uvědomit, že posturální stabilizace nepůsobí pouze proti gravitační síle, ale je součástí jakéhokoliv pohybu, a to i pokud se jedná o separovaný pohyb dolní nebo horní končetiny (Kolář, 2020, s. 40; Dylevský, 2021, s. 506). Termín posturální stabilizace je využíván zejména v České republice. V anglických textech se spíše setkáme se synonymem balance (Bizovská et al., 2017, s. 26).

### 1.3 Balance

Fyziologicky balance vznikne pomocí motorické odezvy. Ta je možná na základě udržování konstantního zorného pole při pohybech hlavy a také ovládním těla v gravitačním poli. Pro následné zachování rovnováhy musí spolupracovat zrakový, vestibulární a propioceptivní systém společně s kognitivními mechanismy, jako je například pozornost (Orhan, Altin a Askoy, 2021, s. 703). Winter (1995, s. 194) vymezuje termín balance jako dynamiku postury, která chrání tělo před pádem. Rovnováhu (balanci) vymezuje Véle (1997, s. 81) jako dynamický proces, při kterém dochází k neustálému vyvažování mezi protichůdnými svalovými skupinami.

Výsledný efekt mechanismů balance nazýváme rovnováha, kdy se jedná o okamžitý stav systému (Bizovská et al., 2017, s. 23). Podle Ragnarsdóttir (1996, s. 369) je možné chápat balanci ve smyslu funkce, ale i stavu. Z funkčního hlediska se jedná synonymum k pojmu posturální stabilita (Bizovská et al., 2017, s. 23). Běžně se rozděluje na statickou a dynamickou (Gonçalves et al., 2022, s. 65; Orhan, Altin a Askoy, 2021, s. 703). Podrobněji však lze rozdělit na tři typy: stabilní statickou (klidný stoj), stabilní dynamickou (chůze), proaktivní (anticipace a předvídání narušení rovnováhy) (Shumway-Cook a Woollacott, 2007, s. 198–203).

#### 1.3.1 Statická balance

Schopnost kontrolovat posturální oscilaci bez pohybu na stabilní podložce je definována jako statická balance. Pokud bychom hledali využití ve sportu, nalezneme ji například u sportovní střelby (Akinoğlu et al., 2023, s. 91–92). Kvalitou statické balance u různých sportovců (skokani, sprinteři, ragbisti) se zabývali Hammami et al. (2014, s. 35). Za pomoci posturografie zaznamenali sníženou rychlost vychylování COP u hráčů rugby, a tedy vykazovali lepší statickou balanci než sprinteři a skokani.

Pomocí posturografické analýzy porovnávali statickou balanci u žen a mužů Alves et al. (2019, s. 280–281). Zaznamenali větší změny ve vzdálenosti pohybu COP od referenčního bodu v medio-laterálním a anterio-posteriorním směru u mužů. Podobných výsledků dosáhli Greve et al. (2013, s. 3). Rozdílly ve statické balanci pomocí statické posturografie u mladých dospělých v souvislosti s pohybovou aktivitou pozorovali Zhu et al. (2021, s. 4–7). Podobně jako předešní autoři naměřili kratší dráhu vychýlení a sníženou rychlost výchylek COP u žen. Zároveň bylo zaznamenáno signifikantní snížení plochy vychylování COP u osob s vyšší fyzickou aktivitou. Dle autorů může být pravidelná pohybová aktivita primární prevencí pro budoucí pády.

### **1.3.2 Dynamická balance**

Jedná se o udržení balance za zlepšujících se nebo naopak zhoršujících se podmínek prostředí (Orhan, Altin a Askoy, 2021, s. 703). Lze ji také definovat jako schopnost těla přenášet vertikální projekci těžiště kolem základny za pomoci titubací. Dynamická posturální stabilita také může odkazovat na schopnost udržet rovnováhu po změně polohy nebo umístění těžiště (Gonçalves et al., 2022, s. 66).

Centrální nervová soustava udržuje rovnováhu a vytváří vhodný poměr sil pro zachování statických i dynamických podmínek. Jedná se o základ pro provádění složitých technik pohybu a zlepšení výkonu. Měření posturální stability společně s dynamickou a statickou rovnováhou je jeden ze základních prediktorů sportovního výkonu, rehabilitace či prevence úrazů. Pomocí tohoto měření lze také posuzovat účinnost balančního tréninku, funkční výkonnost dětí, dospívajících nebo dospělých jedinců (Gonçalves et al., 2022, s. 66).

Lze prokazatelně říci, že riziko pádu souvisí spíše s dynamickou rovnováhou než se statickou (Orhan, Altin a Askoy, 2021, s. 703). V rámci dynamické rovnováhy jsou účinky sekundárních úkolů na rovnováhu kritické. Bylo například zjištěno, že provádění sekundárního kognitivního úkolu může být jeden z důvodů pádu chodce (Orhan, Altin a Askoy 2021, s. 703).

Herpin et al. (2010, s. 167) pozorovali kvalitnější kontrolu rovnováhy při klidném stoji za dynamických podmínek u šermířů a střelců v porovnání s kontrolní skupinou. Zároveň uvádějí, že šerm vede k lepšímu udržování dynamické rovnováhy, než u střelců nebo u kontrolní skupiny.

## **1.4 Posturální reaktibilita**

Pokud tělo vytváří pohyb náročný na silové působení, je vždy zároveň generována kontrakční síla svalů, která je potřebná pro překonání daného odporu. Následně je tato síla převedena na momenty sil v pákovém segmentovém systému lidského těla a vyvolává reakční svalové síly v celém pohybovém systému (Kolář, 2020, s. 40; Dylevský, 2021, s. 506). Výsledkem této biologické reakce je získání co nejstabilnějšího *punctum fixum*, aby kloubní segmenty co nejlépe odolávaly zevním silám (Kolář, 2020, s. 40).

## **1.5 Anticipace**

Před pohyby, které zajišťují stabilitu těla, dochází k anticipačnímu uspořádání postury. Takové nastavení vzniká jako zpětnovazebný mechanismus proti předvídatelným perturbacím (Ilmane a Larue, 2011, s. 333). U tohoto procesu dochází k přizpůsobení mapování mezi podnětem a vlastní dynamickou reprezentací probíhající dynamické události a souvisí s širokou neuronální sítí zahrnující premotorickou kůru, bazální ganglia, přední cingulát, zadní mediální

parietální oblast, horní parietálně – okcipitální kůru a střední itraparietální sulcus. Motorická anticipace se navíc s přibývajícím věkem stává méně přesná (Li et al., 2023, s. 2).

Strategie, která uvede do činnosti správné svaly pro minimalizaci posturálních perturbací skrze zpětnovazebné mechanismy, se v literatuře označuje jako anticipační nastavení postury. Tato korekce posturálních perturbací se aktivuje 150 až 49 ms před danou posturální změnou (Yang et al., 2023, s. 724). Phanthanourak et al. (2023, s. 9) uvádějí, že anticipační nastavení postury je závislé na úkolu a typu prezentované situace. Pokud však již došlo k posturální výchylce, je díky senzoričké zpětné vazbě iniciována kompenzační posturální úprava (Curuk, 2021, s. 188). Doine a Sakamaki (2022, s. 1–2) tvrdí, že poté, co mechanismus anticipačního nastavení postury získá informace ze senzoričkých orgánů, dojde k aktivaci korektivních mechanismů posturálních reakcí.

Duarte et al. (2022, s. 10) ve svém systematickém přehledu zkoumajícím rozdíl mezi anticipací mladých a starých lidí naměřili kratší dobu mezi podnětem a začátkem svalové aktivity u svalů trupu, stehem a nohou u mladých probandů. Největší rozdíly pozorovali u m. soleus, m. gastrocnemius, m. quadriceps femoris, m. biceps femoris, m. erector spinae. Tyto změny v latenci odpovědi dávají do souvislosti s procesem stárnutí. Dochází k poklesu balančních schopností a ovlivnění anticipačního nastavení postury. Zaměřili se také na rozdíly mezi nábory svalů, kdy u mladších probandů popsali obvyklé chování, a tedy nábor od distálních po proximální svaly a reciproční aktivací distálních svalů společně s kratší dobou mezi podnětem a aktivací svalů oproti starým probandům.

Podobně pozorovali rozdíly v anticipačním nastavení postury před perturbací u seniorů a mladých osob Kanekar a Aruin (2014, s. 1131–1135). Zaznamenali opožděnou aktivaci svalů těsně před vzniklou perturbací u seniorů v porovnání s mladými osobami. Opoždění aktivace svalů dávají do kontextu s většími maximálními výchylkami COP a COM u seniorů v porovnání s mladými osobami. Podle autorů je zhoršené anticipační nastavení postury spojeno s větší kompenzační aktivitou svalů. I přes zvýšenou svalovou aktivitu jsou však senioři méně stabilní než mladé osoby.

Na vliv známé a neznámé velikost perturbace na vychylování COP od referenčního bodu se zaměřili Xie a Wang (2019, s. 174–178). Úkolem probandů bylo stát na posturografické plošině a chytit po zaznění signálu drát, který měl na konci upevněný sáček s pískem o známe nebo neznámé hmotnosti. U neznámé hmotnosti pozorovali autoři větší míru vychylování COP od referenčního bodu, než u perturbací o známe hmotnosti. Kaewmanee, Liang a Aruin (2022, s. 574) tvrdí, že míra anticipační aktivity svalů je založena na předchozí zkušenosti. Probandi ve studii zvedali ve stoji zátěž o známe a neznámé hmotnosti. Při neznámé hmotnosti zátěže



přítom probandi vykazovali podobnou anticipační aktivitu svalů, jak u předešlého pokusu zvedání zátěže. Podobné spoléhání na předchozí zkušenost pozorovali Kaewmanee, Liang a Aurin (2020, s. 2217–2218) u probandů stojících před kyvadlem s rukama nataženýma proti kyvadlu, které reprezentovalo zátěž. Navíc je dle autorů zapotřebí alespoň pěti pokusů, aby se probandi přizpůsobili sérii různých hmotností kyvadla narušující jejich stoj. Také pozorovali nadhodnocování nebo naopak podhodnocování aktivace svalů při první změně hmotnosti kyvadla. K optimálnímu nastavení řízení postury tedy potřebovali nácvik.

## 2 Stoj

Vzpřímený bipedální postoj se řadí mezi lidské postoje (Winter, 1995, s. 193; Thomas et al., 2023, s. 1). Pro vzpřímený stoj je potřeba funkčně zorganizovat stupně volnosti kloubů (Harrison, Kinsella-Shaw a Dotov, 2021, s. 135). To znamená, že musí dojít k omezení pohybového systému, který sám o sobě má možnost pohybu do mnoha směrů, do řídicího stavu, kdy je pohyb omezen jen do několika směrů. Takové omezení je se děje na úrovni svalově kloubní nebo na úrovni synergii svalů (Turvey, 2007, s. 658).

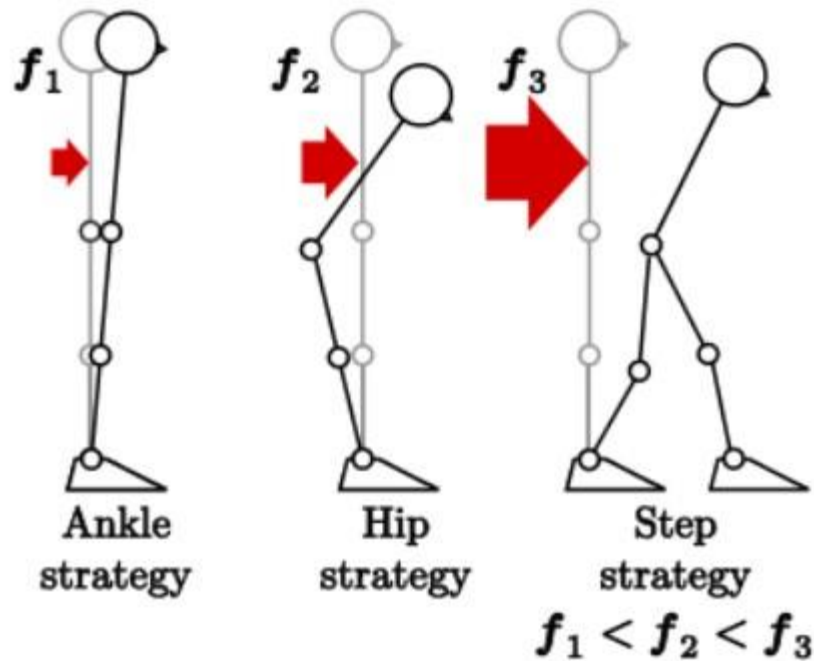
Člověk musí udržovat své těžiště uvnitř opěrné báze, která je při bipedálním stoji ohraničena okrajem nohou. Při vývoji došlo u člověka při přechodu ze čtyřnohé chůze na vzpřímenou dvounohou chůzi ke zvýšení těžiště těla a zúžení opěrné báze. Navíc jsou hlava a trup umístěny v horní části těla a tvoří 50 až 60 % celkové hmotnosti těla, což zapříčinilo, že vzpřímené držení těla je nestabilní. Člověk se však s touto nestabilitou dovedně vyrovnává (Tanaka et al., 2022, s. 1).

Typicky posuzujeme rovnováhu a držení těla v této pozici dle modelu obráceného kyvadla. Pokud vybereme vhodné verze tohoto modelu, můžeme následně pozorovat a identifikovat gravitační a akcelerační titubace, a také určit motorické mechanismy, které těmto titubacím brání (Winter, 1995, s. 193; Thomas et al., 2023, s. 1).

### 2.1 Motorické strategie stoje

Pro udržení rovnováhy ve vzpřímeném stoji se využívají různé posturální strategie. Jedná se o automatické svalové vzorce, díky kterým dochází ke snížení kontroly stupňů volnosti, zjednodušení a urychlení úpravy držení těla a minimalizaci výdeje energie (Engelhart et al., 2016, s. 1422; Kot, Nawrocka a Sioma 2022, s. 894).

Uvedené svalové vzorce jsou propojeny motorickými koordinačními souborů, které vytvářejí tři strategie, a to strategii kotníkovou, kyčelní a krokovou (viz obrázek 3, s. 16) (Ishida et al., 2008, s. 213; Kot, Nawrocka a Sioma, 2022, s. 894).



**Obrázek 2** Motorické strategie (Kanamiya, Ota a Sato, 2010, s. 3446)

### 2.1.1 Hlezenní strategie

Tento motorický program se využívá zejména pokud se jedná o drobné výchylky těla ze stabilní polohy. Vzpřímeného postoje se dosahuje za pomoci změny úhlu v hlezenním kloubu, přičemž v ostatních kloubech nedojde ke změně postavení (Ishida et al., 2008, s. 213).

Tato strategie nachází uplatnění při klidném bipedálním stoji, zejména ve směru antero-posteriorním (Winter, 1995, s. 193). Morasso (2022, s. 2) udává, že základní možností pro zdravé jedince stojící na pevné podložce je strategie hlezna, která vychází ze schopnosti nohy vytvářet točivý moment. Snížení účinnosti hlezenní strategie popisuje při menší opěrné ploše než je chodidlo jedince, nebo je stojná podložka pohyblivá.

### 2.1.2 Kyčelní strategie

Pokud dojde k větším výchylkám, kooperují spolu jak hlezenní, tak kyčelní kloub. To znamená, že v případě posturálně náročnější situace pro hlezenní kloub, se rovnováha obnovuje pohybem kyčle (Ishida et al., 2008, s. 213). Z kinematického pohledu se jedná o rotaci horní části těla proti spodní části těla (Aftab et al., 2016, s. 12). Důvodem, proč se kyčelní strategie využívá za náročnějších podmínek by mohlo být, že zvyšuje možnosti pohybu těžiště těla bez nutnosti kroku, a zároveň je během kyčelní strategie nižší okamžitá svalová aktivita pro vyžadovaný pohyb těžiště Afschrift et al. (2016, s. 1937).

Zároveň je při zatížení nebo naopak odlehčení kyčle do medio-laterálního směru dominantní aktivita abduktorů a adduktorů kyčle (Winter, 1995, s. 193).

### 2.1.3 Kroková strategie

Pro posturálně nejnáročnější situace používá člověk pro udržení rovnováhy krok. Rovnováha je tedy znovu zajištěna pomocí kroku dolní končetiny do adekvátní pozice stoje (Ishida et al., 2008, s. 213). Tasseel-Ponche, Yelnik a Bonan (2015, s. 331) vymezují krokovou strategii jako schopnost vytvářet rychlé krokové reakce do více směrů při nečekaných perturbacích. Tedy pokud se systém kontroly postury není schopen spolehnout na reakční posturální úpravu, která by udržela COG uvnitř oporné základny, je nutné vytvořit krokovou reakci, která přizpůsobí opornou základnu pohybu COG.

## 2.3 Stoj a přidaná zátěž

Hill et al. (2018, s. 64) uvádějí, že pokud je vnější zátěž přidána nad COM, tedy například na ramena, v úrovni pasu nebo na zádech, mění se setrvačnost hmoty těla a dochází ke zvětšení posturálního vychylování v průběhu stoje.

Pokud si jako příklad vybereme batoh, zjistíme, že při jeho nesení dojde k posunu COM dozadu, následně je tento posun kompenzován předklonem trupu, aby se COM posunulo do výchozí pozice (Genitrini et al., 2022, s. 11; Hill et al., 2018, s. 64). Podobně Grimmer et al. (2002 s. 7) udávají, že jakákoliv zátěž uložená na zadní část těla vytváří odlišnou sagitální polohu COM. Dle autora je to způsobeno posunem těžiště těla tak, aby došlo k vyvážení těla, na kterém je uložena zátěž na zádech. Další problematiku lze vysvětlit na modelu obráceného kyvadla, který uvádí, že stabilita tuhého tělesa je nepřímo úměrná výšce COM nad opěrnou bází. Pokud polohu COM zvýšíme (například batohem), tělo má nižší stabilitu a dojde také ke zvýšení posturálních vychylek. Nošení batohu zároveň zapříčiňuje pomalejší chůzi a prodlužuje dobu dvojí opory (Hill et al., 2018, s. 64; Roberts et al., 2018, s. 139–142). Podle Dounskaia, Peterson a Bruhns (2018, s. 321) není potřeba pro narušení držení těla při zvýšení COM nad běžnou úroveň nikterak velká vnější zátěž. Autoři došli k závěru, že za těchto podmínek stačí jen 1 % tělesné hmotnosti testovaného pro ovlivnění posturálních vychylek.

Rosker, Markovic a Sarabon (2011, s. 454–455) udávají, že pokud byla symetrická zátěž přidána pod obvyklou pozici COM (konkrétně 3,3 a 8,2 cm) stojícího jedince, dojde k lineárnímu snížení amplitudy COP ve srovnání se stojem bez zátěže, a tedy zvýšení posturální stability v antero-posteriorním a medio-laterálním směru. Takový výsledek odpovídá právě modelu obráceného kyvadla.

Dále Schiffman et al. (2008, s. 1526) tvrdí, že při zvyšování hmotnosti vnější zátěže dochází k lineárnímu nárůstu míry vychylek COP a zároveň k zvýšení hodnoty délky vychýlení a maximálního rozsahu pohybu ve směru antero-posteriorním.

Martin et al. (2023, s. 8) v rámci systematického přehledu potvrzují zvýšené posturální vychylování ve směru antero-posteriorním při vzrůstající hmotnosti zátěže a také popisují větší vychylování COP ve stejném směru při zadním umístění zátěže oproti symetrickému a ventrálnímu umístění. Podobně pozorovali efekt nesení batohu na posturální vychylování Pau a Pau (2010, s. 879–880), kteří popsali změnu u všech naměřených parametrů posturografické analýzy, jako je prodloužení dráhy COP a zvětšení plochy vychylování COP. Posteriozně umístěná přidaná vnější zátěž jako batoh může být například u hasičů vzduchová láhev. Vliv takových břemen na posturální kontrolu hasičů zkoumali Hur et al. (2015, s. 53–54) a došli k závěru, že velké a těžké láhve se vzduchem (53,3 x 17,2 cm, 9,1 kg) mohou ovlivnit posturální stabilitu v antero-posteriorním směru v podmínkách bez vizuálních informací. V situaci s otevřenými očima došlo k prodloužení vzdálenosti vychýlení COP od prostoru, ve kterém je 95 % pravděpodobnost rozložení výchylek COP v antero-posteriorním směru u láhve s rozměry 49,5 x 14 cm, 9,1 kg v porovnání s vyšší a širší lahví. U rozměrově menších lahví sledovali trend snižování délky trajektorie vychýlení COP v antero-posteriorním směru.

### **2.3.1 Vliv vnější zátěže na držení těla**

Autoři Bieniek a Wilczyński (2019, s. 59) ve své studii potvrdily souvislost mezi posturální stabilitou a posturou. Mnoho studií se zabývalo změnou postury ve stoji s přidanou vnější zátěží v podobě batohu u dětí, studentů a dospělých (Vaghela et al., 2019, s. 1079–1080; De Paula, Silva a Silva, 2015, s. 5356; Lyu a Labat, 2016, s. 119–123). Veronese et al. (2019, s. 4) zjistili, že největší změny v držení těla u studentů se objevily při hmotnosti batohu odpovídající 7 % a 10 % tělesné hmotnosti. Podle Khallafa (2016, s. 19–20) se zvyšuje riziko posturálních a muskuloskeletálních problémů, pokud má batoh hmotnost přes 10 % tělesné hmotnosti muže a přes 5 % tělesné hmotnosti ženy. Navíc udává, že hmotnost batohu okamžitě ovlivňuje držení hlavy. Vlivem na nesení batohu na postavení ramen, krční páteře a hlavy se zabývali Mo et al. (2013, s. 1910–1914), kteří měřili změny v postavení na základě kraniovertebrálního úhlu (vodorovná linie procházející spinálním výběžkem C7 a spojnici mezi C7 a tragusem ucha), kraniohorizontálního úhlu (tvořen přímkou spojující tragus ucha a vnější koutek oka) a sagitální úhel držení ramene (tvořen vodorovnou linií a spojnici mezi C7 a akromiálním výběžkem). Autoři naměřili nižší kraniohorizontální úhel při nesení batohu o hmotnosti 15 % tělesné hmotnosti v porovnání se situací bez zátěže. Došlo tedy k naklonění hlavy kaudálně a výraznější flexi krční páteře. Za stejných podmínek sledovali také snížení sagitálního úhlu v ramenním kloubu, a tedy větší protrakci ramen. Podobně bylo

pozorováno zmenšení kraniohorizontálního úhlu při nesení batohu o hmotnosti 13,5 % tělesné hmotnosti Mandrekar et al. (2022, s. 7), ale na rozdíl od předchozí studie tato změna v úhlu vznikla okamžitě po nasazení batohu přes obě ramena. Kistner, Fiebert a Roach (2012, s. 106) zaznamenali předsunutě držení hlavy při nesení batohu. Největší změny objevili mezi nesením batohu o hmotnosti 15 % a 20 % tělesné hmotnosti. Zároveň autoři konstatují totožné držení hlavy při iniciálním zatížení batohem a postavením hlavy po 6 minutách chůze s batohem.

Al-Khabbaz, Shimada a Hasegawa (2008, s. 299–301) ve své studii sledovali změny v držení trupu při stání s batohem s přidanou zátěží. Při postupném nasazení batohu o hmotnosti 10 %, 15 % a 20 % tělesné hmotnosti probanda došlo k postupnému zvětšení úhlu záklonu trupu, jakožto odpověď na extenční moment batohu. Při zvyšování hmotnosti batohu dochází podle Chen, Nguyen a Chen (2021, s. 5) k větší flexi krku a trupu, protrakci ramen a snížení bederní lordózy. Autoři takové postavení segmentů těla dávají do souvislosti s větším úsilím probanda, aby se vyrovnal s vnější zátěží ve formě batohu.

### **2.3.2 Vliv věku na nesení zátěže**

Vliv přidané zátěže ve stoji na limity stability u seniorů zkoumali Walsh, Low a Arkesteijn (2020, s. 183–184), kteří popsali ustálenou a omezenou strategii na základě snížené dosažené vzdálenosti v antero-posteriorní a medio-laterálním směru vzhledem k celkové opěrné bázi. Mimo jiné zjistili, že při vnější zátěži 15 % tělesné hmotnosti dojde k snížení limitů stability a posturálních výchylek při klidném stoji. Nošení vnější zátěže vede podle Rugelj a Sevšek (2011, s. 866) k zvýšení rizika pádu bez ohledu na věk. Shigak et al. (2017, s. 289) uvádí, že staří dospělí mají horší posturální stabilitu v porovnání s mladými dospělými, a to jak za podmínek přidané vnější zátěže, tak za podmínek bez zátěže. Zároveň přisuzuje tyto rozdíly mezi posuzovanými skupinami vlivu stárnutí, a sice sensorickému deficitu, neuromuskulárním změnám a dalším patologickým změnám.

Pomocí posturografické analýzy Pau a Pau (2010, s. 880) porovnali změny v posturální stabilitě při nošení externí zátěže v podobě batohu u dětí a dospělých a konstatovali, že jsou kvalitativně podobné. Bampouras a Dewhurst (2016, s. 84) ve své studii využili jako formu vnější zátěže pro starší ženy nákupní tašky. Při tomto druhu zatížení pozorovali nižší rychlost vychylování COP v porovnání s vychylováním bez zátěže.

### 3 Posturální kontrola

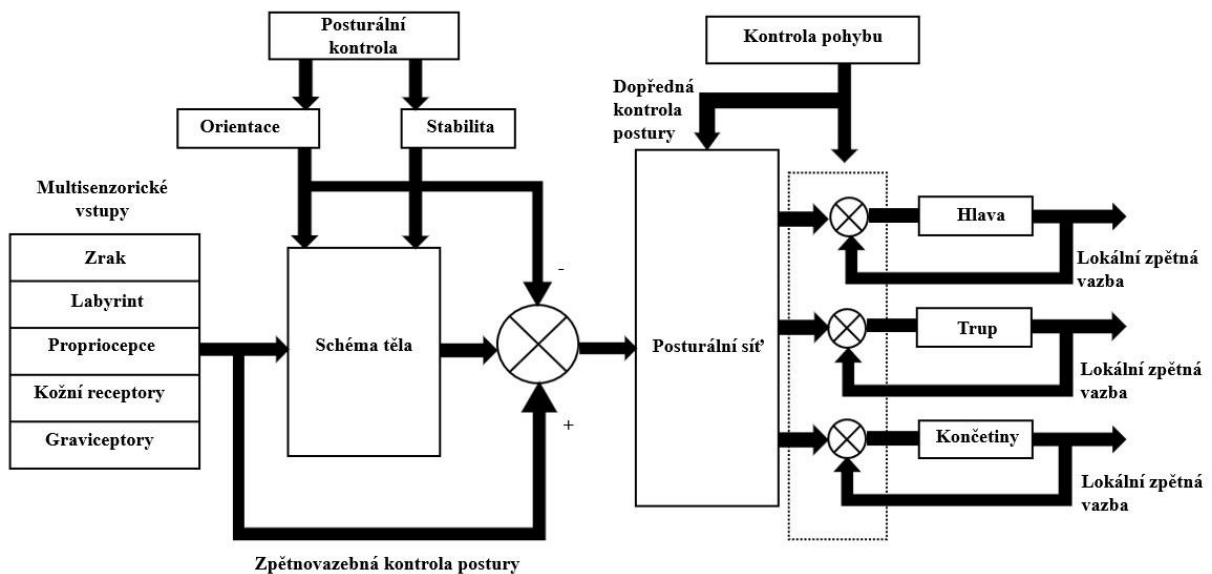
Jedná se o schopnost kontrolovat tělo pro účel udržení rovnováhy a orientace (Pourahmadi et al., 2023, s. 2). Při jakémkoliv narušení posturální kontroly jsou důležité senzorycké informace (Alonso et al., 2015, s. 1). Pokud dojde k nerovnováze v integraci senzoryckých informací (vizuálních, somatosenzoryckých, vestibulárních), centrální nervový systém je schopen zajistit udržení bezpečného vzpřímeného postoje (Lions et al., 2016, s. 2). Podle Miko et al. (2021, s. 147) je posturální kontrola tvořena z posturální stability a posturální orientace. Za pomoci posturální orientace je dle autora popsán vztah mezi segmenty těla a vnějším prostředím, zatímco koordinaci senzomotorických strategií k ovládnutí těžiště těla v oporné bázi zajišťuje posturální stabilita (viz obrázek 4, s. 21 od Massion, 1994, s. 878).

Studie dokázaly, že CNS modifikuje posturální reakci díky nepřetržitému výběru senzoryckých vstupů, které zároveň poskytují nejspolehlivější informace pro dosažení cíle, tedy orientace a rovnováhy. Tento dynamický proces nazýváme smyslové vyvážení (Moraes et al., 2016, s. 1–2; Pardo-Ibáñez et al., 2020, s. 384). Pro představu Logan (2014, s. 1) dochází ke smyslovému přepisování při přechodu ze světla do tmy nebo při změně pevného povrchu na pohyblivý (Horak, 2006, s. 9; Logan, 2014, s. 1).

Je dokázáno, že při ovlivnění kteréhokoliv ze smyslů dochází zároveň ke zvýšení výchylek těla a aktivity posturálního svalstva, a to vše z důvodu znovunastolení rovnováhy (Blouin, Corbeil a Teasdale 2003, s. 2).

Zároveň pokud dojde ke ztrátě jednoho senzoryckého systému, jsou schopny ostatní částečně kompenzovat výpadek informací poškozeného smyslu. Ke ztrátě informací běžně dochází například pokud má člověk zavřené oči nebo je špatně osvětlená místnost. Taková ztráta informací z prostředí má za následek zvýšené riziko pádu (Lee, Han a Hopkins 2022, s. 1; Reynard et al., 2019, s. 1–2).

Pokud tyto informace dáme do souvislosti s předchozími, pochopíme, že tělo po celou dobu využívá pro udržení rovnováhy senzorycké informace, což je zásadní pro udržení těžiště těla uvnitř oporné báze. Pro zajištění stabilního stoje to zajišťuje hlezenní a kyčelní strategie (Shanbhag et al., 2023, s. 3).



Obrázek 3 Schéma posturální kontroly lidského těla, upraveno dle Massion (1994, s. 878)

### 3.3 Zrak

Jedná se o zdroj dominantního množství sensorických vstupů během klidného vzpřímeného stoje, a to díky relativně vysoké citlivosti oproti ostatním vstupům z vestibulárního a propioceptivního systému (Cooper et al., 2018, s. 2).

Vizuální systém se skládá ze tří základních komponent: centrálního systému, periferního systému a fixačního pohybu očí. Centrální vizuální systém se zaměřuje na vnímání pohybu a na rozpoznávání objektů. Periferní vidění oproti tomu má za hlavní cíl vnímání vlastního pohybu a posturální kontrolu těla. Jako zpětná vazba pro kompenzaci posturálního kývání je využíván sítnicový skluz, který je součástí aferentního vnímání pohybu (Gaerlan et al., 2012, s. 1–2).

K tomu, aby došlo ke stabilizaci zraku, je potřeba trojrozměrná struktura prostředí, akomodace a iluminace, ale také další faktory, jako je velikost zorného pole, zraková ostrost, poloha a velikost cíle v centrálním zorném poli, citlivost zraku, velikost periferního zorného pole a také korová reprezentace informací ze zraku (Hafström et al., 2009, s. 392).

Pro udržení stabilního klidného stoje má významnější postavení periferní vidění, a to jak při spontánním, tak i vizuálně vyvolaném vychylování těla než centrální vidění (Gaerlan et al., 2012, s. 2).

#### 3.1.1 Ovlivnění zraku

Čtyři druh vizuálních podmínek (otevřené oči, zavřené oči, pomocí virtuální reality pohyb obrazu směrem kranio-kaudálním, medio-laterálním anebo se obraz otáčel) porovnával Luo et al. (2018, s. 4). Měřili parametry dat COP (střední rychlost, standartní odchylka). Při porovnání vizuálních podmínek byl zaznamenán trend, kdy nejnižší hodnoty měřených COP



parametrů byly u otevřených očí a nejvyšší hodnoty byly zaznamenány při otáčení obrazu (optokinetický válec), a to bez ohledu na směr COP. Při porovnání stoje s otevřenými očima a zavřenými očima zjistil, že hodnota parametru střední rychlosti COP a standardní odchylky COP byla vyšší u stoje se zavřenými očima. Russo et al. (2017, s. 441) porovnávali vidící probandy a slepé probandy (po dobu alespoň 2 let) v podmínkách klidného stoje. Naměřili u vidících probandů při zavřených očích větší vychylování COP od referenčního bodu do antero-posteriorního i mediolaterálního směru než při otevřených očích. Zároveň popisují stejné chování i u COG. U slepých probandů pozorovali stejné vychylování COP jako u vidících probandů, ale nižší než u vidících se zavřenými očima. Onofrei a Amaricai (2022, s. 6) zaznamenali výrazný nárůst parametrů COP (délka dráhy COP, maximální rychlost COP) u mladých dospělých při zavřených očích než při očích otevřených.

Na porovnání rychlostí COG u vidících jedinců a jedinců s postižením zraku ve smyslu snížení zrakové ostrosti se zaměřili Alghadir, Alotaibi a Iqbal (2019, s. 3). Došli k závěru, že střední rychlost COG je podobná u obou skupin, ale také tvrdí, že byl signifikantní rozdíl mezi tímto parametrem u vidících se zavřenými a otevřenými očima. Podle studie od Raffalt et al. (2019, s. 8) má poskytování chybných vizuálních informací pro nervový systém stejný efekt jako odeprání vizuálních informací, tedy narušuje motorickou kontrolu během vzpřímeného stoje.

Při absenci vizuální zpětné vazby dochází podle Rand, Ambati a Mukherjee (2019, s. 608) k převzetí vůdčí role pro získávání informací o poloze těla vestibulární a somatosenzorický systém. Pokud tato situace nastane, je rychlost COP stabilnější při kratší době stání a nestabilnější při delší době.

O'Connell et al. (2017, s. 3262–3267) měřili rozložení a časově normalizovanou délku posturálního vychylování při akutní ztrátě centrálního a periferního vidění ve stoji na fixní a pohyblivé podložce. Cílem bylo zjistit efekt zorného pole u zdravých osob v mladším i starším věku. Pro vyvolání efektu ztráty periferního a centrálního vidění byly využity okluzní kontaktní čočky a dva posturografické testy. Starší lidé jsou citlivější na jakoukoliv ztrátu zrakového pole, když nemohou spoléhat na propioceptivní informace. Zároveň autoři došli k zjištění, že periferní vidění zvyšuje citlivost posturálního systému, když jsou propioceptivní informace nespolehlivé. U lidí mladšího věku došla autorka k výsledku, že systém posturální kontroly je ovlivněn pouze při ztrátě vizuálního pole během nejnáročnějších rovnovážných podmínek, tedy když jsou vizuální a propioceptivní vstupy změněny.

Dewan et al. (2023, s. 10) sledovali adaptaci motorických strategií za různých sensorických podmínek. Popisuje zde snížený pohyb kotníku během podmínek s pohybující se

kabinou a fixní podložkou a zároveň zvýšení pohybu horní části trupu pro kontrolu COM. Tento pohyb horní části těla je minimalizován za pomoci stabilizační funkce pánve, a nedochází tak k přesunu veškerého pohybu do oblasti dolních končetin.

### **3.4 Propriocepce**

V některé literatuře se také setkáváme s pojmem kinestezie. Jedná se o skupinu smyslů, které informují CNS o pozici a pohybu tělesného segmentu, nebo také o svalovém napětí a svalové síle, úsilí a rovnováze těla (Bertrand-Charette et al., 2022, s. 2; Proske a Gandevia 2012, s. 1651; Sacco, Gaffney a Dean 2018, s. 151). Informace získává CNS z tzv. proprioreceptorů (svalová vřeténka, Golgiho šlachová tělíška), ale také kožních receptorů (Sacco, Gaffney a Dean 2018, s. 151; Santuz a Zampieri 2024, s. 20).

Svalové vřeténka hrají v propriocepci fundamentální roli, díky nim dochází k převádění získaných stimulů na reflexní a volní pohyby. Další zásadním receptorem je pro propriocepci Golgiho šlachové tělíško, které se nachází ve šlachách. Receptor předává informace o tahových silách a jedná se o velmi citlivý systém. Při aktivaci proprioreceptoru dochází prostřednictvím interneuronů k utlumení motoneuronů alfa, což má za následek snížení napětí svalu a šlachy. CNS díky těmto receptorům získává informace o délce a rychlosti kontrakce svalu. Svou roli v propriocepci hrají i mechanoreceptory (Gaerlan et al., 2012, s. 2).

#### **3.4.1 Ovlivnění propriocepce**

Jednou z nejčastějších příčin, kdy dochází ke změně propriocepce, je bolest v oblasti bederní páteře. Člověk trpící bolestí dolní části zad sníží bolest tím, že omezí pohyb trupu, to však časem způsobí, že se tělo méně spoléhá na informace z proprioreceptorů v oblasti beder, což má za následek horší vnímání pohybu těla. Následuje zvýšení závislosti na jiných smyslech, které nahrazují informace z proprioreceptorů nacházejících se v oblasti beder. Nejvíce se tato změna ve zvýšení závislosti na jiných smyslech ukáže v nepředvídatelném prostředí (Park et al., 2023, s. 1).

Studie od Johanson et al. (2011, s. 2157–2159) také uvádějí, že více spoléhají na proprioreceptivní informace z oblasti kotníku v průběhu stoje lidé trpící bolestí dolní části zad než lidé bez bolesti. To by dle studie mohlo být způsobeno již výše zmíněnou sníženou propriocepcí z trupu (lumbosakrální oblasti). Dále bylo zjištěno, že pokud pacient trpí recidivujícími bolestmi dolní části zad, dochází k přetrvávající závislosti na kotníkové strategii, což vede ke snížení posturální stability. Podle Chansirinukor et al. (2001, s. 116) lze pozorovat při nošení batohu k předsunutí hlavy. Jaký vliv má takové postavení u mladých jedinců při tandemovém a spatném stoji po dobu 30 sekund zkoumali ve své studii Silva a

Johnson (2013, s. 353) a konstatovali, že díky velké schopnosti adaptace mladých osob, zřejmě nemá krátkodobá změna pozice hlavy a krční páteře vliv na posturální kontrolu. Pozorovali větší plochu výchylek COP a vychýlení COP za podmínek spatného stoje s přehnaným předsunutím hlavy než u probandů bez tohoto držení. Hyong a Kim (2012, s. 926-927) došli k podobnému závěru, ale zároveň tvrdí, že předsunuté držení hlavy má vliv na rozsah pohybu v hlezenním kloubu. Konkrétně autoři odhalili, že zvětšení kraniálního vertikálního úhlu vede k zvětšení rozsahu v hlezenním kloubu do plantární flexe. Autoři na základě těchto výsledků prokázali přenos napětí skrze fascie a možný vliv na biomechaniku distálních kloubů. Lee (2016, s. 275) zkoumal vychylování COG u osob s předsunutým držení hlavy. Autor uvádí, že při stoji s předsunutým držení hlavy má významný vliv na kontrolu statické rovnováhy při zavřených a otevřených očích na pevné podložce. V případě dynamických podmínek nic podobného neshledal.

Jednou z častých patologických možností ovlivnění posturální kontroly je i periferní neuropatie (Mustapa et al., 2016, s. 12). Při testování objektivní pozice hlezenního kloubu u pacientů s periferní neuropatií pozorovali Chitra a Shetty (2015, s. 106–107) neschopnost pacientů postavit hlezenní kloub do předem definované pozice (úhlu). Dle autorů tento výsledek ukazuje na snížení propioceptivního vnímání u pacientů s periferní neuropatií. Reisi et al. (2023, s. 3–6) porovnávali osoby s diabetem typu II. s periferní neuropatií a zdravé osoby. Výrazně sníženou stabilitu sledoval po dobu 30 sekund u osob s diabetem typu II. Zdraví lidé měli menší plochu COP a délkou dráhy COP. Společně s dvakrát vyšší rychlostí COP lze konstatovat nižší posturální kontrolu u osob s periferní neuropatií.

Mechanoreceptory nohy informují aferentní nervovou drahou CNS o rozložení tlaku pod chodidly ve stoji (Nedelkou et al. 2021, s. 215). Podle Annino et al. (2015, s. 200) může hrát materiál stojné plochy zásadní roli při kontrole postury. Změny v posturální stabilitě při stoji na pěnovém, pevném a texturovaném povrchu sledovali Palazzo et al. (2021, s. 2184–2189). Autoři porovnávali posun COP do antero-posteriorního a medio-laterálního směru pro každou nohu zvlášť v podmínkách otevřených a zavřených očí u seniorů a mladých lidí. Došli k závěru, že při stoji na texturovaném povrchu došlo k snížení posturálních výchylek u obou věkových skupin, jak při otevřených, tak při zavřených očích. Opačný efekt pozorovali u pěnového povrchu. Závěrem pozorovali nejmenší výchylky od referenčního bodu na texturovaném povrchu a nejvyšší u povrchu pěnového.

Patel et al. (2008, s. 650–655) porovnávali stoj na pěnovém materiálu, který lze dle Annino et al. (2015, s. 200) využít i pro výrobu podrážek bot, se stojem na pevném povrchu pomocí posturografické analýzy. Patel et al. (2008, s. 652–655) popisují na daném pěnovém

povrchu zvýšení posturální instability do laterálního směru. Vliv obuvi na posturální stabilitu u mužů zkoumal Alghadir, Alotaibi a Iqbal (2018, s. 74) a zjistili, že v porovnání se stojem, kdy jsou nohy bosé, se posturální vychylování signifikantně zvyšuje při stožení se sandály. Zároveň konstatují, že nošení plných bot nemá signifikantní efekt na balanční skóre v porovnání se stojem o bosých nohách. Podobně zkoumali vliv různého druhu obuvi na posturální stabilitu u žen Hausselle et al. (2021, s. 69–73). Autoři došli k závěru, že jediná signifikantní změna, s porovnáním se stojem o bosých nohách, byla u vysokých podpatků, kdy současně s tím došlo k celkovému snížení posturálních výchylek, a tedy teoreticky vyšší stabilitě. Zároveň však dodává, že tato situace může být způsobena strachem z pádu. Naproti tomu studie od Cudejko et al. (2020, s. 143) uvádí, že jedinci stojící na boso byli více stabilní než při nošení konvenční obuvi. Chander et al. (2017, s. 4) využívali SOT pro porovnání posturální stability u různých druhů pracovní obuvi, kdy pozoroval významné odlišnosti mezi jednotlivými typy. Největší rozdíl v rovnovážném skóre byl mezi nízkou obuví, taktickou obuví a obuví s železnou špičkou v podmínce při stožení s otevřenými očima a se zavřenými očima. Přičemž nižší skóre vyvolávala nízká obuv. Cheung a Schmuckler (2021, s. 2) chápou jako ovlivnění propriocepce také šířku stožení. Podobně uvažují i Sarabon et al. (2013, s. 708), který popisuje ovlivnění smyslových vstupů z kloubů a svalů při změně konfigurace a šířky postožení.

Další možnosti alterace propriocepce jsou v rámci zkoumání postury těla podle Mohapatra, Krishnan a Aruin (2012 s. 197) využití lokální anestezie, chlazení dolních končetin nebo komprese lýtky. Dále také zmiňuje techniky ovlivňující šlachy svalu jejich vibrací. Bylo dokázáno, že pokud se použije vibrace o správné frekvenci a amplitudě, dojde k aktivaci svalových bříšek připojených k  $I_a$  aferenci, což zapříčiní, že CNS vyhodnotí tuto vibraci jako napínavý reflex svalu. To zapříčiní, že se tělo začne naklánět ve směru rozvibrovaných šlach.

Chalimourdas et al. (2023, s. 2266) zaznamenali signifikantní efekt vibrací svalů krku na posturální vychylování při stožení se zavřenými očima, v porovnání se stejným stojem, ale bez vibrací. Podle Thompson, Bélanger a Fung (2007, s. 2464–2465) má oboustranná vibrace achillovy šlachy při absenci zraku zásadní vliv na posturální orientaci. Během 30 s vibrace se objevilo hned několik posturálních změn jako například změna svalové aktivity v okolí hlezenního kloubu, náklon pánve s flexí kyčlí a kolen, náklon trupu dozadu spojený s extenzí trupu.

### **3.5 Vestibulární aparát**

Pro udržení rovnováhy jsou zásadní tři polokruhové kanálky a dva otolitové orgány: utrikulu a sakulu. Ampuly v polokruhovitých kanálcích vnímají rotační pohyb a vláskové

buňky v utrikulu a sakulu vnímají horizontální a vertikální zrychlení (D'Alessandro et al., 2022, s. 816).

Vestibulární systém můžeme označit oproti ostatním systémům za jedinečný, protože je multisenzorický a multimodální (Gaerlan et al., 2012, s. 356). Kóduje informace o vlastním pohybu těla, tedy o pohybu v prostoru, poloze hlavy a těla a tím přispívá k ovládní pohybu očí a stabilizaci pohledu při pohybu hlavy přes vestibulo-okulární reflex. Centrální vestibulární systém spolupracuje s ostatními systémy posturální kontroly pro udržení vzpřímeného stoje. Typicky získává informace o prostorové orientaci prostřednictvím propioceptivních drah (Zarrinkoob, Bayat a Kaka 2021, s. 80; D'Alessandro et al., 2022, s. 815)

### **3.5.1 Ovlivnění vestibulárního aparátu**

Ve výzkumné části jsme se přímo nezaměřili na ovlivnění vestibulárního aparátu, ale existuje řada možností, jak ovlivnit vestibulární aparát nepřímou. Young et al. (2012, s. 136) tvrdí, že pro bezpečné přiblížení k limitu stability je dostačující získat vestibulární zpětnou vazbu o rychlosti vychylování z polokruhovitých kanálků společně s gravitační inerciální silou z otolitových orgánů, propriocepce z hlezenních kloubů a haptických podnětů. U mladých dospělých také pozorovali schopnost efektivní adaptace posturální stability již během prvního nebo druhého cyklu pohybu plošiny oproti pacientům s chybějící unilaterální vestibulární funkcí. Pozorovali také strnulější stoj a držení hlavy nad opěrnou plochou společně se snížením limitů stability u zdravých mladých lidí při potenciálně nebezpečné situaci, jako je právě pohyb plošiny. Buchanan a Horak (2002, s. 385) tvrdí, že při stoji na plošině se sinusovým pohybem anterio-posteriorním směrem můžeme u zdravých dospělých sledovat rychlou adaptaci výchylek COP v anterio-posteriorním směru při opakovaném vystavení pohybu plošiny, ale u osob s vestibulárním postižením nikoliv. Dle předpokladů také uvádějí, že u zdravých dospělých se zavřenýma očima je instabilita těla nižší než u osob s vestibulárním postižením. Pomocí posturografické analýzy na sklopné plošině pozorovali kritické hodnoty rychlosti naklonění pro vestibulární kontrolu stability lidského těla Horak, Kluzik a Hlavacka (2016, s. 1478). Dle jejich zjištění se jedná o rychlost 2–8 stupňů/s, kdy graviceptivní řízení je příliš pomalé pro spuštění automatické posturální reakce z propriocepce.

Shishkin et al. (2023, s. 5) poukazují na sníženou možnost až nemožnost regulovat reflexní reakci dolních končetin při pohyblivé nebo rotující platformě u osob s porušenou vestibulární funkcí. Podle Horak (2010, s. 61) vykazují jedinci s oboustrannou ztrátou vestibulární funkce velké a rychlé posturální vychylování, pokud stojí se zavřenýma očima na sklopné plošině v porovnání se stojem na rovné ploše. U zdravých jedinců za stejných

podmínek dochází k stejné míře vychylování na rovné ploše i na sklopné plošině.

Mimo negativní ovlivnění existuje možnost, jak vestibulární aparát ovlivnit pozitivně. Mezi nejnovější možnosti patří vysokofrekvenční galvanická stimulace. Pozitivní účinky na posturální kontrolu a vestibulární funkci ve stoji při pohybující se plošině sledovali Keywa et al. (2018, s. 5). Podobně Inukai et al. (2020, s. 5) popisují efekt na posturální kontrolu při stimulaci vysokofrekvenčním galvanickým proudem. Autoři pozorovali snížené kolísání COP ve smyslu zkrácení délky dráhy COP a střední rychlosti v medio-laterálním a antero-posteriorním směru při stimulaci a po stimulaci.

### **3.6 Posturální kontrola a vliv věku**

Podle Bahmani et al. (2022, s. 291) je stárnutí také faktor, který ovlivňuje posturální kontrolu jedince. Hsiao-Wecksler et al. (2003, s. 1328) spojuje stárnutí se změnami v posturální reakci, kontrole pertubací společně se změnami v držení těla a ve fyziologických systémech, což má za následek změny v dynamickém chování s přibývajícím věkem. To vše dle autorů může vést k odlišným kontrolním mechanismům v průběhu stoje. Kozinc, Marjanov a Šarabon (2023, s. 8) uvádějí že posturální vychylování se zvyšuje dle obtížnosti podmínek jak u mladých, tak u seniorů, ale u seniorů byl nárůst výchylek COP větší. Autoři pozorovali zejména jiné chování seniorů v průběhu pokusu, kdy vykazovali větší posturální vychylování u paralelního stoje s otevřenými i zavřenými očima, které dávají do kontextu s větší frekvencí COP. U mladých lidí pozorovali kratší dobu pro ustálení posturální kontroly. Prioli et al. (2006, s. 443) uvádí, že starší dospělí a mladí lidé udržují vzpřímené držení těla za normálních podmínek podobně. Změna nastává, pokud dojde k narušení vzpřímeného postoje pomocí pohyblivé podložky, smyslovému ovlivnění nebo obojího. U starších dospělých dochází v takových případech k větším výchylkám těla a COP posunu. Studie od Nagai et al. (2011, s. 340-343) tvrdí, že starší lidé vykazují vyšší koaktivaci svalů v okolí hlezenního kloubu v průběhu posturální kontroly, než mladí lidé. Zároveň dodává, že by se mohlo jednat o způsob, kterým je kompenzována snížená posturální kontrola. Šarabon, Kozinc a Marković (2022, s.61–63) také porovnávali posturální kontrolu u mladých dospělých a seniorů. Došli k závěru, že posturální výchylky se zvyšují u starých dospělých s náročností úkolu výrazněji než u mladých dospělých. Konkrétně pozorovali významný nárůst rychlosti (zejména v antero-posteriorním směru) a amplitudy COP s rostoucí náročností úkolu u seniorů. Posturální kontrolu u dětí zkoumal ve své studii Cheung a Schmuckler (2023, s. 14) a zaznamenali podobnou posturální kontrolu ve věku šest a sedm let a u dospělých. Ludwig et al. (2020, s. 7-8) tvrdí, že jsou starší i mladší děti schopny adekvátně kompenzovat alteraci zraku. Zároveň

naznačuje zpřesňování regulačních procesů v průběhu dospívání, a to na základě sníženého kolísání COP u dospívajících. Dodávají také, že kontrola stability se významně zlepšila dříve u dívek než u chlapců.

Kiefer et al. (2021, s. 172) porovnávali posturální kontrolu mezi dětmi a mladými dospělými, kdy popsal větší rychlost vychýlení, variabilitu rychlosti vychýlení a větší délku COP dráhy v průběhu pozdního dětského období v porovnání s mladými dospělými. Tato studie také ukazuje, že jsou děti citlivější na manipulaci s postojem než dospělí, ale pokud jde o ovlivnění s vizuálními informacemi, jsou rychlost a délka dráhy COP stejné, jak u dětí, tak u mladých dospělých. Schedler, Abeck a Muehlbauer (2021, s. 355) pozorovali pomocí posturografické analýzy statickou bilanci u dětí, adolescentů a mladých dospělých. Z výsledků je patrné, že nejdelší průměrnou trajektorii vychýlení COP zaznamenali u dětí. Naopak nejkratší průměrnou trajektorii COP pozorovali u mladých dospělých. Při měření vychýlení COP do antero-posteriorního směru a medio-laterálního směru naměřil významný rozdíl pouze mezi dětmi a mladými dospělými a dětmi a adolescenty.

## **4 Možnosti testování stability stoje**

Fyzioterapeuti jsou schopni identifikovat osobu s rovnovážným deficitem a následně určit způsob rehabilitace. Nynější nástroje pro klinické testování balance jsou určeny pro plošné vyhodnocení problémů s rovnováhou v populaci a předvídají míru rizika pádu. Díky těmto nástrojům také lze určit, kteří z pacientů budou těžit z tréninku rovnováhy a kteří ne, ale neslouží k rozhodnutí o tom, jak bude pacient léčen (Horak, Wrisley a Frank, 2009, s. 485).

### **4.3 Klinické testy**

Dnes se nejčastěji setkáváme s testy, které jsou omezeny na úzký okruh pacientů anebo pouze na určité oblasti posturální kontroly. Můžeme testovat například schopnost vykonávat různé funkční úkoly nebo jaký příspěvek má jeden ze smyslů pro udržení rovnováhy. Jedná se zejména o testy kvalitativní, jelikož záleží na subjektivním hodnocení testujícího. Tyto testy pomáhají rozlišit mezi patologickou a fyziologickou výkonností, zjišťují změnu v průběhu času nebo určují rozsah a zdroj dané poruchy. Běžně se také využívá časování pohybů nebo doba, po kterou je schopen pacient udržet danou polohu (Gill et al., 2001, s. 438).

### **4.4 Možnosti testování pomocí přístrojové technologie**

Díky technologickému pokroku se dnes můžeme setkat se zařízeními, která nám pomáhají objektivně kvantifikovat schopnost jedince reagovat na narušení rovnováhy (Cesar, Buster a Burnfield, 2021, s. 2038).

Posturografie nebo také stabilometrie je metoda využívající silovou plošinu pro zhodnocení celkové rovnováhy. Z měření na plošině získáváme COG a COP registrované silovou plošinou (Nishino et al. 2021, s. 2).

#### **4.4.1 Počítačová posturografie statická**

Jedná se o široce využívaný rychlý a neinvazivní nástroj pro získávání velice jemné informace o parametrech souvisejících s oscilací těžiště těla během statického vyšetření stoje na silové plošině. Tyto parametry jsou následně vyjádřeny v jednotkách rychlosti nebo vzdálenosti (Calvo-Moreno et al., 2022, s. 2).

Statická posturografie je považována za “zlatý standard“, a to z důvodu získání více objektivních parametrů na rozdíl od screeningových testů (Rombergův test, Y – Balance, Bucket Fukuda Stepping). Jeho užitečnost (platnost, spolehlivost, citlivost, specifita) je závislá na přísných a konzistentních protokolech, které zajišťují jeho reprodukovatelnost (Calvo-Moreno et al., 2022, s. 2).



#### 4.4.2 Počítačová posturografie dynamická

Tato technologie byla vyvinuta za účelem zkoumání vestibulárního deficitu u astronautů, kteří se vrátili z vesmíru. Následně byla komercializovaná a stala se prvním diagnostickým nástrojem pro hodnocení rovnováhy (Keshner et al., 2023, s. 2).

Dnes se dynamická počítačová posturografie využívá pro diagnostiku problémů s rovnováhou v normálních i abnormálních podmínkách a hodnocení adaptačních metod CNS (senzorických, motorických) potřebných při kontrole postury a rovnováhy (Emara, Mahmoud a Emira 2020, s. 1).

Pomocí počítače, který přístroj řídí, lze posoudit posturální vychylování a posturální kontrolu v několika testovaných situacích. Do určité míry lze také manipulovat s vizuální a somatosenzorickou zpětnou vazbou. Díky tomu následně můžeme posuzovat jejich vliv na rovnováhu. Po testování lze posoudit schopnost pacienta udržet anebo znovu získat rovnováhu, zároveň se ve výsledcích mohou objevit abnormality určité smyslové funkce anebo poruchy ve zpracování dané funkce. Také dochází k porovnání výsledků s věkově přiměřenými osobami bez daných abnormalit (Monsell et al., 1997, s. 394–395).

Dynamická posturografie může také poskytnout informace o schopnosti pacienta přizpůsobit se a zvyknout si na pohyb podložky, zároveň s využitím reakční síly podložky lze odvodit do jaké míry v daný moment pacient využívá kyčelní a kotníkovou strategii (Monsell et al., 1997, s. 395).

Mezi často používané protokoly dynamické počítačové posturografie patří test senzorní integrace (SOT), test motorické kontroly (MCT) a adaptační test. SOT je podrobněji probrán níže. MCT testuje schopnost udržet vzpřímený postoj při náhlém posunu plošiny dopředu a dozadu v různých rychlostech. Posuzuje schopnost zabránit pádu a také reakční rychlost. ADT slouží k posouzení schopností probanda minimalizovat a kompenzovat vychylování, když je vystaven náhlým perturbacím v podobě naklápění plošiny (Eriksen a Hougaard, 2023, s. 2192; Armistead-Jehle, Lange a Green, 2017, s. 191–192).

## 5 Cíle a hypotézy

Cílem měření bylo za pomoci posturografické analýzy zjistit efekt externí zátěže na posturální stabilitu při klidném bipedálním stoji zdravé populace v daném věku při změně sensorických vjemů.

Na základě cíle práce jsme si položili dvě vědecké otázky a formulovali 10 nulových a 10 alternativních hypotéz.

VO1: Jaký vliv má externí zátěž ve formě batohu odpovídající 10 % a 20 % tělesné hmotnosti probanda při klidném bipedálním stoji na vychýlení COG za různých sensorických podmínek?

H<sub>0</sub>1: Při klidném bipedálním stoji nedochází k vychýlení parametru COG Alignment anteriorně při zátěži odpovídající 10 % hmotnosti probanda za změněných sensorických podmínek.

H<sub>1</sub>1: Při klidném bipedálním stoji dochází k vychýlení parametru COG Alignment anteriorně při zátěži odpovídající 10 % hmotnosti probanda za změněných sensorických podmínek.

H<sub>0</sub>2: Při klidném bipedálním stoji nedochází k vychýlení parametru COG Alignment anteriorně při zátěži odpovídající 20 % hmotnosti probanda za změněných sensorických podmínek.

H<sub>1</sub>2: Při klidném bipedálním stoji dochází k vychýlení parametru COG Alignment anteriorně při zátěži odpovídající 20 % hmotnosti probanda za změněných sensorických podmínek.

VO2: Jaký vliv na stabilitu má při klidném bipedálním stoji externí zátěž ve formě batohu odpovídající 10 % a 20 % tělesné hmotnosti probanda za různých sensorických podmínek?

H<sub>0</sub>3: Při klidném bipedálním stoji s otevřenýma očima nemá externí zátěž o hmotnosti 10 % z tělesné hmotnosti probanda vliv na parametr Equilibrium skóre zdravé populace v daném věku.

H<sub>13</sub>: Při klidném bipedálním postoji s otevřenými očima má externí zátěž o hmotnosti 10 % z tělesné hmotnosti probanda vliv na parametr Equilibrium skóre zdravé populace v daném věku.

H<sub>04</sub>: Při klidném bipedálním postoji s otevřenými očima nemá externí zátěž o hmotnosti 20 % z tělesné hmotnosti probanda vliv na parametr Equilibrium skóre zdravé populace v daném věku.

H<sub>14</sub>: Při klidném bipedálním postoji s otevřenými očima má externí zátěž o hmotnosti 20 % z tělesné hmotnosti probanda vliv na parametr Equilibrium skóre zdravé populace v daném věku.

H<sub>05</sub>: Při klidném bipedálním postoji se zavřenými očima nemá externí zátěž o hmotnosti 10 % z tělesné hmotnosti probanda vliv na parametr Equilibrium skóre zdravé populace v daném věku.

H<sub>15</sub>: Při klidném bipedálním postoji se zavřenými očima má externí zátěž o hmotnosti 10 % z tělesné hmotnosti probanda vliv na parametr Equilibrium skóre zdravé populace v daném věku.

H<sub>06</sub>: Při klidném bipedálním postoji se zavřenými očima nemá externí zátěž o hmotnosti 20 % z tělesné hmotnosti probanda vliv na parametr Equilibrium skóre zdravé populace v daném věku.

H<sub>16</sub>: Při klidném bipedálním postoji se zavřenými očima má externí zátěž o hmotnosti 20 % z tělesné hmotnosti probanda vliv na parametr Equilibrium skóre zdravé populace v daném věku.

H<sub>07</sub>: Při klidném bipedálním postoji na sklopné ploše s otevřenými očima nemá externí zátěž o hmotnosti 10 % z tělesné hmotnosti probanda vliv na parametr Equilibrium skóre zdravé populace v daném věku.

H<sub>17</sub>: Při klidném bipedálním postoji na sklopné ploše s otevřenými očima má externí zátěž o hmotnosti 10 % z tělesné hmotnosti probanda vliv na parametr Equilibrium skóre zdravé populace v daném věku.

H<sub>0</sub>8: Při klidném bipedálním stoji na sklopné ploše s otevřenými očima nemá externí zátěž o hmotnosti 20 % z tělesné hmotnosti probanda vliv na parametr Equilibrium skóre zdravé populace v daném věku.

H<sub>1</sub>8: Při klidném bipedálním stoji na sklopné ploše s otevřenými očima má externí zátěž o hmotnosti 20 % z tělesné hmotnosti probanda vliv na parametr Equilibrium skóre zdravé populace v daném věku.

H<sub>0</sub>9: Při klidném bipedálním stoji na sklopné ploše se zavřenými očima nemá externí zátěž o hmotnosti 10 % z tělesné hmotnosti probanda vliv na parametr Equilibrium skóre zdravé populace v daném věku.

H<sub>1</sub>9: Při klidném bipedálním stoji na sklopné ploše se zavřenými očima má externí zátěž o hmotnosti 10 % z tělesné hmotnosti probanda vliv na parametr Equilibrium skóre zdravé populace v daném věku.

H<sub>0</sub>10: Při klidném bipedálním stoji na sklopné ploše se zavřenými očima nemá externí zátěž o hmotnosti 20 % z tělesné hmotnosti probanda vliv na parametr Equilibrium skóre zdravé populace v daném věku.

H<sub>1</sub>10: Při klidném bipedálním stoji na sklopné ploše se zavřenými očima má externí zátěž o hmotnosti 20 % z tělesné hmotnosti probanda vliv na parametr Equilibrium skóre zdravé populace v daném věku.

## 6 Metodika

Měření bylo provedeno v kineziologické laboratoři Oddělení rehabilitace Fakultní nemocnice Olomouc v období od června do ledna roku 2024.

### 6.3 Vybavení a přístroje

K posouzení vlivu externí zátěže na posturální stabilizaci u zdravých jedinců v daném věku jsme využili dynamickou počítačovou posturografii s modulem Smart EquiTest System od firmy NeuroCom®. Z tohoto modulu byl využit Sensory Organization Test (SOT) (NeuroCom Smart EquiTest – Natus Medical – PDF Catalogs; Concordia University, 2019, s. 1–2).

#### 6.3.1 Sensory Organization Test (SOT)

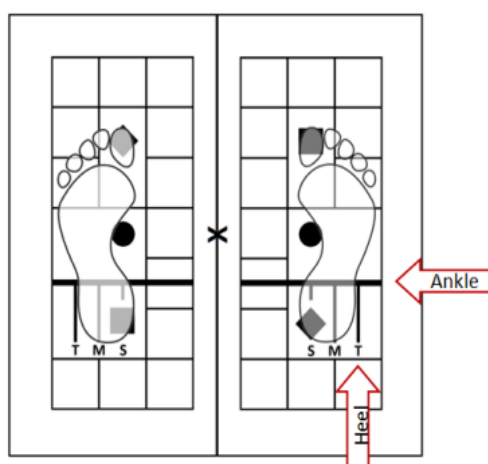
Cílem tohoto vyšetření je zjistit efektivitu stabilizace stoje v závislosti na změně sensorických vjemů k určení podílu vizuálního, vestibulárního a somatosenzorického systému (Kolářová et al., 2019, s. 16–17).

Pomocí SOT lze testovat až 6 situací ve třech opakováních. V rámci diplomové práce byly využity situace, kdy proband stál na nepohyblivé plošině s otevřenými očima, podložka i kabina byla fixní (námi označená podmínka C1), proband stál na nepohyblivé plošině se zavřenými očima, podložka i kabina byla fixní (podmínka C2), proband stál na plošině s otevřenými očima, podložka se pohybovala a kabina byla fixní (podmínka C3) a proband stál na plošině se zavřenými očima a podložka se pohybovala a kabina byla fixní (podmínka C4) (Kolářová et al., 2019, s. 16–18; Armistead-Jehle, Lange a Green, 2017, s. 191). Přehled alterovaných sensorických vstupů v tabulce 1. U podmínky C3 a C4 dochází k pohybu plošiny antero-posteriorně na základě posturálních výchylek testované osoby. Pokud se testovaný předkloní dopředu dojde ke sklopení plošiny anteriorně a se děje v případě náklonu posteriorně (Chaudhry et al., 2004, s. 714).

| Podmínka | Alterované sensorické vstupy |
|----------|------------------------------|
| C1       | Bez alterace                 |
| C2       | Zrak                         |
| C3       | Somatosenzorika              |
| C4       | Zrak a somatosenzorika       |

**Tabulka 1** Přehled alterovaných sensorických vstupů za jednotlivých podmínek

Pro bezpečnost byla před začátkem měření probandovi nasazena vesta, na kterou byly následně připnuty bezpečnostní popruhy. Proband byl před testováním instruován, aby byl hlezenní kloub zarovnan s osou transverzální rotace plošiny a laterální strana kalkaneu podle značek na povrchu (S, M, T). Značka S byl výchozí pozice pro laterální kalkaneus u probanda s výškou 76–140 cm, M pro výšku 141–165 cm a T pro výšku 166–203 cm. Přesné postavení dolních končetin lze zhlédnout na obrázku 4. Bezpečnostní popruhy nebyly napnuté či naopak příliš volné. Následně instruovaný proband stál vzpřímeně s rukama podél těla a pohledem mířil do jednoho bodu. Pokud stál dle pokynů, mohli jsme sledovat bod COG v protnutí osy X a Y na monitoru počítače (Vanicek et al., 2013, s. 2–3). Zároveň, nebyl informován o charakteru jednotlivých testů, aby nedošlo ke zkreslení výsledků.



**Obrázek 4** Postavení dolních končetin na plošině (Concordia University, 2019, s. 5)

Při vyšetření pomocí posturografické plošiny se nejčastěji měří vychylování COP od referenčního bodu. U Sensory Organization Testu se však setkáváme s parametrem COG, který je vypočítán za pomoci vychylování COP od referenčního bodu a výšky jedince (Kolářová et al., 2019, s. 16; Chaudhry et al., 2011, s. 5). U každého pokusu je projekce COG vypočítána z průměru antero-posteriorní a medio-laterální výchylek COG za 20 s testování. Kalkulace je založen na předpokladu, že se všechny spontánní výchylky COG v průběhu pokusu nacházejí symetricky okolo výchozího postavení těžiště (Jacobson, Newman a Kartush, 1997, s. 297). Vychylování těžiště těla lze následně využít pro určení míry stability v podobě parametru Equilibrium skóre (Kolářová et al., 2019, s. 16; Chaudhry et al., 2011, s. 5).

V rámci diplomové práce byly zpracovány tyto testované parametry:

- a) Equilibrium skóre (ES): procentuální vyjádření stability pro jednotlivé testované situace (žádné titubace probanda vede ke skóre 100 %; pád vykáže 0 %),
- b) COG Alignment: vertikální projekce těžiště do podložky v průběhu jednotlivých testů (tj. vychýlení COG od referenčního bodu ve stupních). V této diplomové práci jsme využili vychýlování v antero-posteriorní rovině (COG (Y)). (Kolářová et al., 2019, s. 16–18; Chaudhry et al., 2011, s. 11; Jacobson, Newman a Kartush, 1997, s. 297).

## 6.4 Charakteristika souboru

Studie se zúčastnilo 22 probandů (12 žen a 10 mužů) ve věku od 20 do 26 let. Jednalo se o zdravé jedince, kteří netrpěli neurologickými nebo muskuloskeletálními poruchami. Všichni byli informováni o průběhu testování a souhlasili s účastí ve výzkumu a se zveřejněním anonymních výsledků pro účely diplomové práce.

### 6.4.1 Sběr dat

V průběhu měření bylo zajištěno klidné prostředí místnosti k minimalizaci vnějších rušivých podnětů. Proband stál naboso.

Byly vybrány čtyři podmínky testování definované na straně 34. Pro účely statistického zpracování jsme označili jako C1–C4. Volbou pouze čtyř z šesti testovaných podmínek jsme využili možnost protokolu vynechat některou z testovaných situací (Kolářová et al., 2019, s.17). U každé z podmínek byl měřen referenční stoj bez zátěže, stoj se zátěží odpovídající 10 % hmotnosti probanda (dále HP), a poté stoj se zátěží odpovídající 20 % HP. Velikost zátěže byla randomizována pomocí programu Microsoft Excel, kdy byly využity vzorce RANDARRAY, SORBY a ROWS. Po každém měření následovala pauza 2 min.

Všichni probandi byli u každé při testování instruováni, aby stáli vzpřímeně dle instrukcí definovaných v protokolu po dobu 4 min. Tato doba byla dána intervalem jednoho měření (jedna podmínka se testuje tři krát po dobu 20 s). Měření jedné podmínky tedy trvalo 60 s (Kolářová et al., 2019, s. 16–18). Pohled probanda byl zaměřen na bod umístěný na protilehlé zdi ve výšce jeho očí. Spodní část batohu byla 5 cm nad úrovní SIPS, čímž se batoh nacházel nad těžištěm těla. Pro naše potřeby výzkumu jsme zvolili standardizovaný batoh (31,5 l, 32 x 51 x 22,5 cm, 500 g) s dvěma popruhy (jelikož se jedná o nejčastější druh zátěže – viz diskuse) (viz obrázek 7, s. 36), do kterého byly přidány sáčky s pískem. Hmotnost jednotlivých sáčků v batohu vždy odpovídala právě 10 % či 20 % tělesné hmotnosti probanda. Brackley a Stevenson (2004, s. 2189) navrhují na základě prostudovaných výzkumů doporučený limit hmotnosti batohu pro školou povinné děti. Doporučují hmotnost batohu od

10 do 15 %. Hodnota 10 % tělesné hmotnosti korespondovala s doporučenou hmotností školního batohu. Zátěž odpovídající 20 % tělesné hmotnosti již výše doporučenou hmotnost překračuje. Písek byl zvolen z důvodu vhodného rozložení hmotnosti uvnitř batohu. Takto vybavenou externí zátěž si proband nasadil na záda s popruhy přes ramena. Délka obou popruhů byla stejná.



Obrázek 5 Standardizovaný batoh (čelní strana)

#### 6.4.2 Postup při měření

Probandovi byla před samotným testováním nasazena bezpečnostní vesta, poté definována pozice noh, včetně bodu v úrovni očí, na který zaměřil zrak. Vlastní zátěž byla nasazena až těsně před začátkem testování. Všechny situace jedné zátěžové podmínky byly testovány postupně bez pauzy mezi jednotlivými pokusy. Po naměření stoje bez zátěže, s 10 % a 20 % HP následovala pauza 2 min. Po pauze došlo k naložení zátěže, nasazení batohu a proběhlo měření. Testování probandů bylo ukončeno po absolvování stoje bez zátěže a stoje s batohem o hmotnosti odpovídající 10 % a 20 % tělesné hmotnosti probanda.

#### 6.5 Statistické zpracování

Pro účel statistického zpracování byl využit software IBM SPSS Statistics 22 a program Microsoft Excel. Hladinu signifikance byla nastavena pro všechny testy na hodnotu  $p \leq 0,05$ . Následně byly pomocí popisné statistiky vybrány extrémní hodnoty, které byly vyjmuty ze statistického zpracování.

Naměřená data byla posouzena testy normality. Pomocí Friedmannova testu proběhlo porovnání středních hodnot (u všech situací současně) a Kendallův koeficient shody byl využit pro určení míry shody mezi jednotlivými podmínkami. Zároveň došlo k porovnání vždy dvou



parametrů pomocí znaménkového testu dle hypotéz. Výsledky jsme následně přehledně zpracovali do tabulek a grafů.

## 7 Výsledky měření a vyhodnocení výzkumných otázek a hypotéz

Do výsledků byla zahrnuta data probandů, kteří vyhovovali námi zvolené metodice výzkumné části. Hodnoty v přehledu znázorňuje tabulka 18 a 19 (viz příloha č. 3, s. 97–98).

### 7.1 Výsledky VO1 a VO2

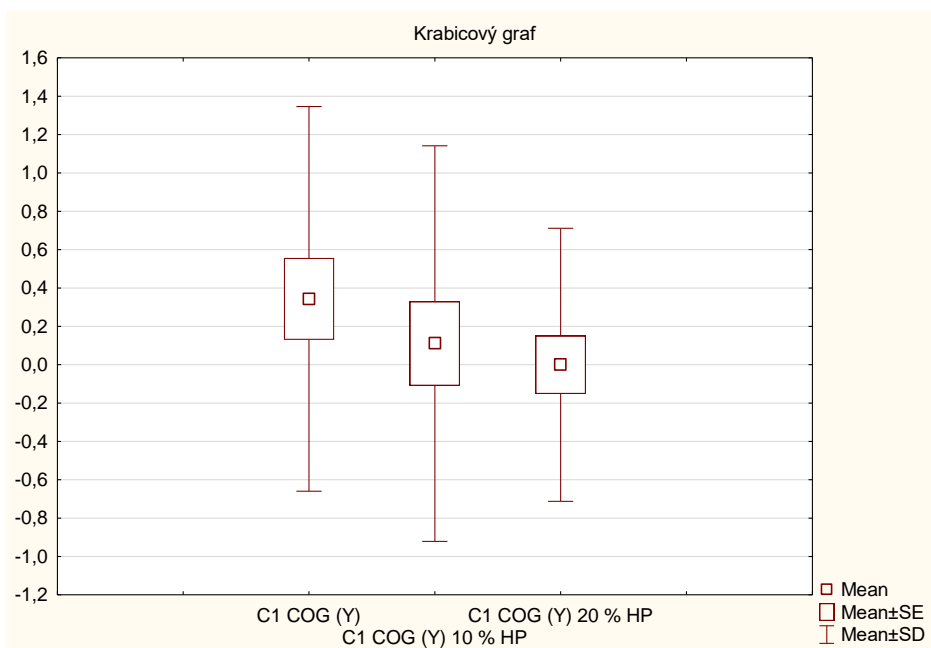
V následujících kapitolách jsou statisticky zpracovány testované podmínky a vyhodnocení jednotlivých výzkumných otázek a hypotéz.

#### 7.1.1 Výsledky testování hypotéz H<sub>01</sub> a H<sub>02</sub>

Níže jsou zpracovány výsledky efektu námi zvolené zátěže na hodnoty parametru COG Alignment za podmínek C1–C4.

| Proměnná           | Friedmanova ANOVA a Kendallův koeficient shody<br>ANOVA chí-kv. (N = 22, sv = 2) = 2,818182 p = 0,244<br>Koeficient shody = 0,064 Prům. hods. r = 0,019 |               |            |               |
|--------------------|---|---------------|------------|---------------|
|                    | Průměr pořadí   | Součet pořadí | Průměr [°] | Sm. odch. [°] |
| C1 COG (Y)         | 2,272   | 50            | 0,343      | 1,002         |
| C1 COG (Y) 10 % BW | 1,954   | 43            | 0,110      | 1,031         |
| C1 COG (Y) 20 % BW | 1,772   | 39            | -0,000455  | 0,711         |

**Tabulka 2** Porovnání průměrů a směrodatných odchylek vychýlení mezi třemi zátěžovými podmínkami, průměr COG (Y) Alignment pro jednotlivé zátěže za podmínky C1 – bez přidané zátěže (C1 COG (Y)), se zátěží 10 % HP (10 % BW), se zátěží 20 % HP (20 % BW)



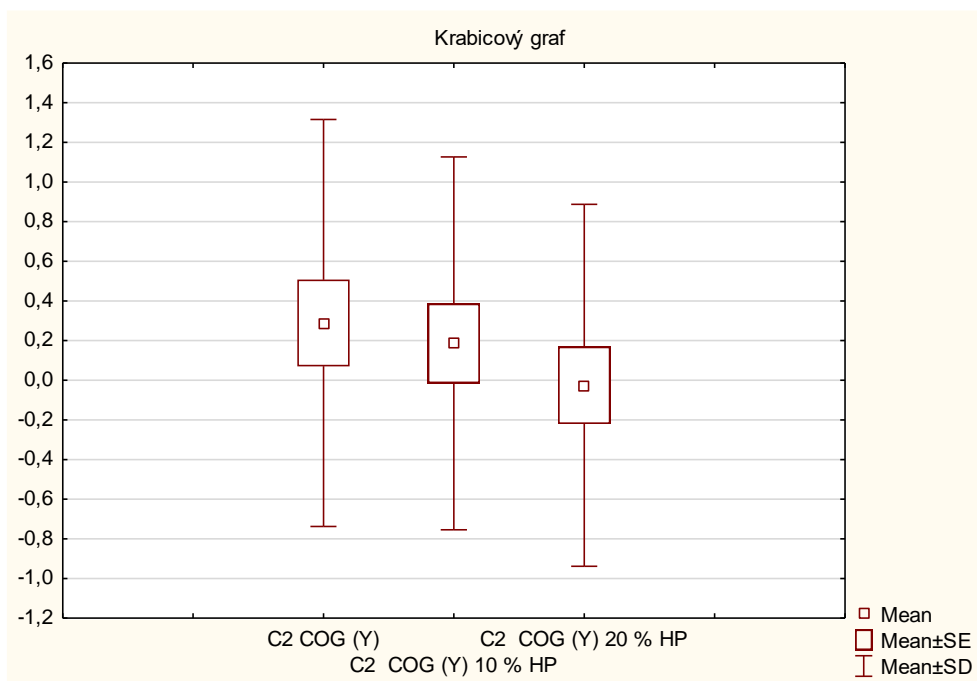
**Graf 1** Grafické znázornění vychýlení COG za tři zátěžových podmínek při klidném bipedálním stoji bez alterace sensorických vjemů – bez přidané zátěže (C1 COG (Y)), se zátěží 10 % HP (10 % HP), se zátěží 20 % HP (20 % HP)

| Dvojice proměnných                   | Znaménkový test                                     |                 |       |         |
|--------------------------------------|---|-----------------|-------|---------|
|                                      | Označené testy jsou významné na hladině $p < 0,050$ |                 |       |         |
|                                      | Počet Probandů                                      | Procent $v < V$ | Z     | p-hodn. |
| C1 COG (Y) & COG (Y) 10 % HP         | 22  | 40,909          | 0,639 | 0,522   |
| C1 COG (Y) & COG (Y) 20 % HP         | 22  | 31,818          | 1,492 | 0,135   |
| C1 COG (Y) 10 % HP & COG (Y) 20 % HP | 22  | 45,454          | 0,213 | 0,831   |

**Tabulka 3** Porovnání rozdílu vychýlení COG mezi třemi zátěžovými podmínkami při klidném bipedálním stoji bez alterace sensorických vjemů, průměr COG (Y) Alignment pro jednotlivé zátěže za podmínky C1 – bez přidané zátěže (C1 COG (Y)), se zátěží 10 % HP (10 % HP), se zátěží 20 % HP (20 % HP)

| Proměnná           | Friedmanova ANOVA a Kendallův koeficient shody  |               |            |               |
|--------------------|---|---------------|------------|---------------|
|                    | ANOVA chí-kv. (N = 22, sv = 2) = 7,636364 $p = 0,021$<br>Koeficient shody = 0,173 Prům. hods. $r = 0,134$ |               |            |               |
|                    | Průměr pořadí   | Součet pořadí | Průměr [°] | Sm. odch. [°] |
| C2 COG (Y)         | 2,363   | 52            | 0,289      | 1,026         |
| C2 COG (Y) 10 % HP | 2,090   | 46            | 0,185      | 0,940         |
| C2 COG (Y) 20 % HP | 1,545   | 34            | -0,025     | 0,912         |

**Tabulka 4** Porovnání průměrů a směrodatných odchylek vychýlení COG (Y) mezi třemi zátěžovými podmínkami u klidného bipedálního stoje se zavřenými očima – bez přidané zátěže (C2 COG (Y)), se zátěží 10 % HP (C2 10 % BW), se zátěží 20 % HP (C2 20 % BW)



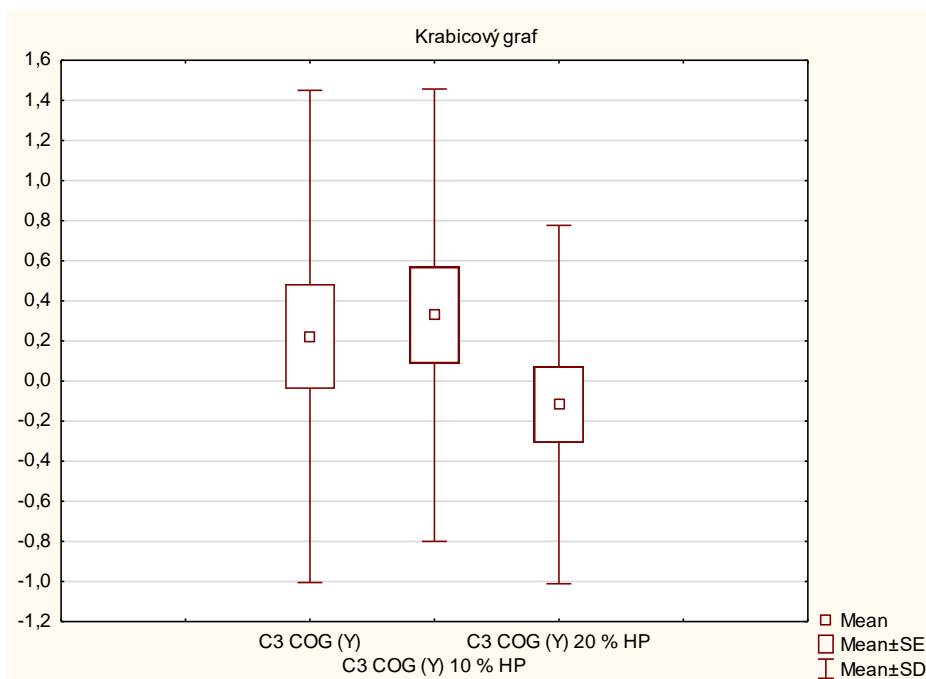
**Graf 2** Grafické znázornění vychýlení COG (Y) při klidném bipedálním stoji se zavřenými očima za tří zátěžových podmínek – bez přidané zátěže (C2 COG (Y)), se zátěží 10 % HP (C2 10 % HP), se zátěží 20 % HP (C2 20 % HP)

| Dvojice proměnných                      | Znaménkový test<br>Označené testy jsou významné na hladině $p < 0,050$ |                 |       |         |
|---|--|-----------------|-------|---------|
|   | Počet probandů   | Procent $v < V$ | Z     | p-hodn. |
| C2 COG (Y) & C2 COG (Y) 10 % HP         | 22   | 36,363          | 1,066 | 0,286   |
| C2 COG (Y) & C2 COG (Y) 20 % HP         | 22   | 27,272          | 1,918 | 0,055   |
| C2 COG (Y) 10 % BW & C2 COG (Y) 20 % HP | 22   | 27,272          | 1,918 | 0,055   |

**Tabulka 5** Porovnání rozdílu vychýlení COG mezi třemi zátěžovými podmínkami při klidném bipedálním stoji s alterací zraku, průměr C2 COG (Y) Alignment pro jednotlivé zátěže za podmínky C2 – bez přidané zátěže (C2 COG (Y)), se zátěží 10 % HP (C2 10 % HP), se zátěží 20 % HP (C2 20 % HP)

| Proměnná           | Friedmanova ANOVA a Kendallův koeficient shody<br>ANOVA chí-kv. (N = 22, sv = 2) = 3,035294 $p = 0,219$<br>Koeficient shody = 0,068 Prům. hods. $r = 0,024$ |               |            |               |
|--------------------|---|---------------|------------|---------------|
|                    | Průměr pořadí   | Součet pořadí | Průměr [°] | Sm. odch. [°] |
| C3 COG (Y)         | 2,113   | 46,5          | 0,222      | 1,227         |
| C3 COG (Y) 10 % HP | 2,181   | 48            | 0,328      | 1,128         |
| C3 COG (Y) 20 % HP | 1,704   | 37,5          | -0,117     | 0,893         |

**Tabulka 6** Porovnání průměrů a směrodatných odchylek vychýlení COG mezi třemi zátěžovými podmínkami u klidného bipedálního stoje se sklopnou plochou, průměr C2 COG (Y) Alignment pro jednotlivé zátěže za podmínky C2 – bez přidané zátěže (C2 COG (Y)), se zátěží 10 % HP (C2 10 % HP), se zátěží 20 % HP (C2 20 % HP)



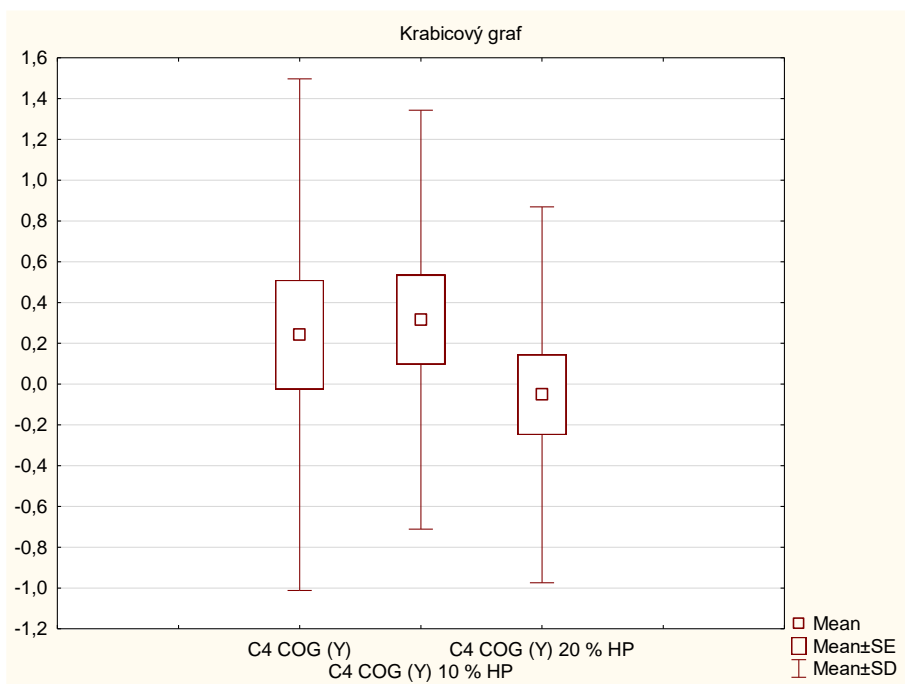
**Graf 3** Grafické znázornění vychýlení COG (Y) při klidném bipedálním stoji se sklopnou plochou za tří zátěžových podmínek, COG (Y) při klidném bipedálním stoji se sklopnou plochou bez přidané zátěže (C3 COG (Y)), se zátěží 10 % HP (C3 10 % HP), se zátěží 20 % HP (C3 20 % HP)

| Dvojice proměnných                      | Znaménkový test<br>Označené testy jsou významné na hladině $p < 0,050$ |                 |        |         |
|---|--|-----------------|--------|---------|
|   | Počet probandů   | Procent $v < V$ | Z      | p-hodn. |
| C3 COG (Y) & C3 COG (Y) 10 % HP         | 20   | 50              | -0,223 | 0,823   |
| C3 COG (Y) & C3 COG (Y) 20 % HP         | 21   | 38,095          | 0,872  | 0,382   |
| C3 COG (Y) 10 % HP & C3 COG (Y) 20 % HP | 22   | 31,818          | 1,492  | 0,135   |

**Tabulka 7** Porovnání rozdílů vychýlení COG mezi třemi zátěžovými podmínkami při klidném bipedálním stoji s alterací zraku – bez přidané zátěže (C3 COG (Y)), se zátěží 10 % HP (C3 10 % HP), se zátěží 20 % HP (C3 20 % HP)

| Proměnná           | Friedmanova ANOVA a Kendallův koeficient shody<br>ANOVA chí-kv. (N = 22, sv = 2) = 2,818182 p = 0,244<br>Koeficient shody = 0,064 Prům. hods. r = 0,019 |               |            |               |
|--------------------|---|---------------|------------|---------------|
|                    | Průměr pořadí   | Součet pořadí | Průměr [°] | Sm. odch. [°] |
| C4 COG (Y)         | 2,045   | 45            | 0,242      | 1,254         |
| C4 COG (Y) 10 % HP | 2,227   | 49            | 0,316      | 1,027         |
| C4 COG (Y) 20 % HP | 1,727   | 38            | -0,052     | 0,921         |

**Tabulka 8** Porovnání průměrů a směrodatných odchylek vychýlení COG mezi třemi zátěžovými podmínkami u klidného bipedálního stoje se zavřenými očima na sklopné ploše – bez přidané zátěže (C4 COG (Y)), se zátěží 10 % HP (C4 10 % HP), se zátěží 20 % HP (C4 20 % HP)



**Graf 4** Grafické znázornění vychýlení COG (Y) při klidném bipedálním stoji se zavřenými očima na sklopné ploše za tři zátěžových podmínek, COG (Y) při klidném bipedálním stoji se zavřenými očima a sklopnou plochou – bez přidané zátěže (C4 COG (Y)), se zátěží 10 % HP (C4 10 % BW), se zátěží 20 % HP (C4 20 % BW)

| Dvojice proměnných                      | Znaménkový test<br>Označené testy jsou významné na hladině<br>p < 0,050 |               |        |         |
|---|---|---------------|--------|---------|
|   | Počet probandů  | Procent v < V | Z      | p-hodn. |
| C4 COG (Y) & C4 COG (Y) 10 % HP         | 22  | 50            | -0,213 | 0,831   |
| C4 COG (Y) & C4 COG (Y) 20 % HP         | 22  | 45,454        | 0,2132 | 0,831   |
| C4 COG (Y) 10 % HP & C4 COG (Y) 20 % HP | 22  | 27,272        | 1,9188 | 0,055   |

**Tabulka 9** Porovnání rozdílů vychýlení COG mezi třemi zátěžovými podmínkami při klidném bipedálním stoji s alterací zraku na sklopné ploše – bez přidané zátěže (C4 COG (Y)), se zátěží 10 % HP (C4 10 % HP), se zátěží 20 % HP (C4 20 % HP)

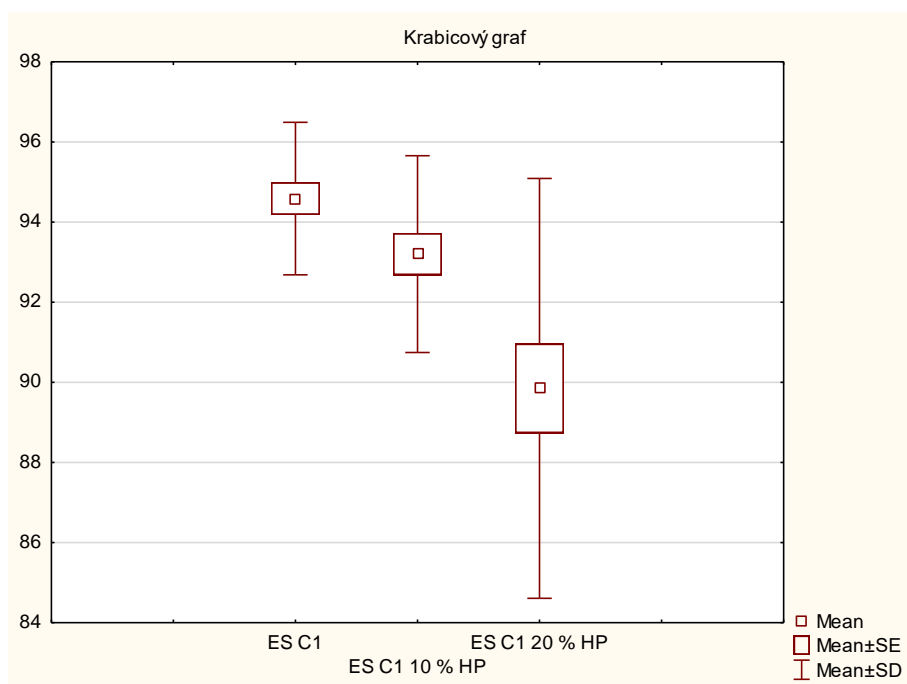
Na základě naměřených dat nelze  $H_01$  a  $H_02$  zamítnout. Nedochozí k signifikantní vychýlení hodnoty parametru COG Alignment anteriorně při klidném bipedálním stoji se zátěží ve formě batohu odpovídající 10 % a 20 % hmotnosti probanda za změněných senzorických podmínek.

### 7.1.2 Výsledky testování hypotéz H<sub>03</sub> a H<sub>04</sub>

V této kapitole je zpracován vliv námi zvolené zátěže při stoji za podmínky bez alterace sensorických stupňů (C1) a vyhodnocení výše zmíněných hypotéz.

| Proměnná      | Friedmanova ANOVA a Kendallův koeficient shody<br>ANOVA chí-kv. (N = 22, sv = 2) = 24,43678 p = 0,00000<br>Koeficient shody = 0,55538 Prům. hods. r = 0,53421 |               |            |              |
|---------------|---|---------------|------------|--------------|
|               | Průměr pořadí   | Součet pořadí | Průměr [%] | Sm.odch. [%] |
| ES C1         | 2,704545  | 59,5          | 94,586     | 1,903        |
| ES C1 10 % HP | 2,068182  | 45,5          | 93,2       | 2,455        |
| ES C1 20 % HP | 1,227273  | 27            | 89,85      | 5,24         |

**Tabulka 10** Porovnání průměrů a směrodatných odchylek procentuálního vyjádření stability (Equilibrium skóre) u klidného bipedálního stoje bez alterace sensorických vjemů za tři zátěžových podmínek – bez zátěže (ES C1), procentuální vyjádření stability se zátěží 10 % HP (ES C1 10 % HP), procentuální vyjádření stability se zátěží 20 % HP (ES C1 20 % HP)



**Graf 5** Grafické znázornění procentuálního vyjádření stability (Equilibrium skóre) u klidného bipedálního stoje bez alterace sensorických vjemů za tři zátěžových podmínek – bez zátěže (ES C1), procentuální vyjádření stability se zátěží 10 % HP (ES C1 10 % HP), procentuální vyjádření stability se zátěží 20 % HP (ES C1 20 % HP)

| Dvojice proměnných            | Znaménkový test<br>Označené testy jsou významné na hladině $p < 0,050$ |                 |       |          |
|-------------------------------|--|-----------------|-------|----------|
|                               | Počet Probandů   | Procent $v < V$ | Z     | p-hodn.  |
| ES C1 & ES C1 10 % HP         | 21   | 23,809          | 2,182 | 0,029    |
| ES C1 & ES C1 20 % HP         | 22   | 4,545           | 4,050 | 0,000051 |
| ES C1 10 % HP & ES C1 20 % HP | 22   | 18,181          | 2,771 | 0,005    |

**Tabulka 11** Porovnání rozdílu procentuálního vyjádření stability (Equilibrium skóre) u klidného bipedálního stoje bez alterace senzorických vjemů za tří zátěžových podmínek – bez zátěže (ES C1), procentuální vyjádření stability se zátěží 10 % HP (ES C1 10 % HP), procentuální vyjádření stability se zátěží 20 % HP (ES C1 20 % HP)

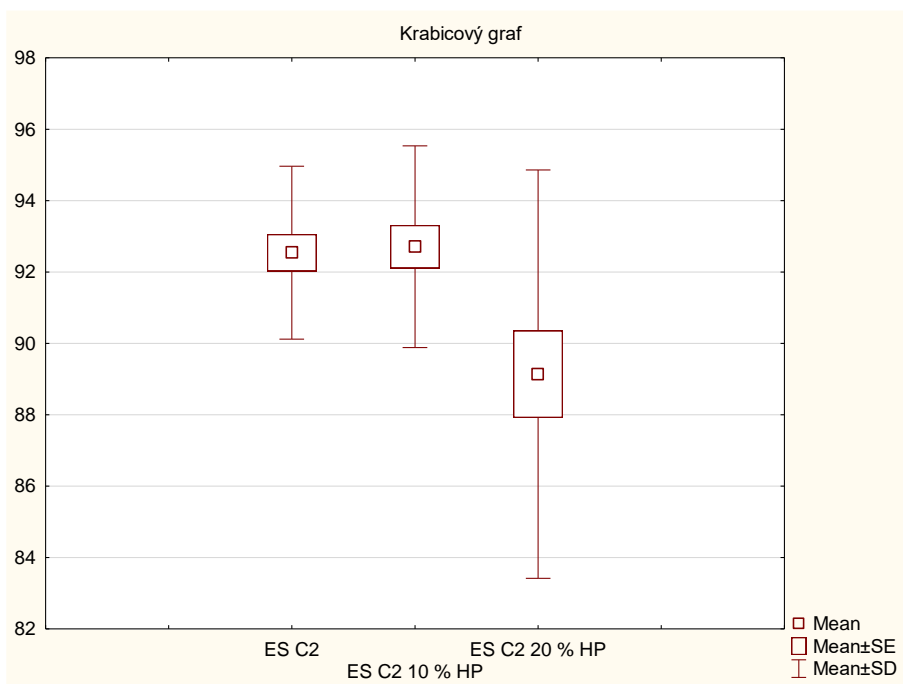
Na základě výsledků můžeme zamítnout  $H_{03}$  a  $H_{04}$ . Externí zátěž má vliv na parametr Equilibrium skóre při klidném bipedálním stoji s otevřenými očima s externí zátěží o hmotnosti 10 a 20 % tělesné hmotnosti zdravého jedince.

### 7.1.3 Výsledky testování hypotéz $H_{05}$ a $H_{06}$

V této části je statisticky zpracován efekt námi zvolené externí zátěže u stoje se zavřenými očima (C2) a vyhodnocení pro hypotézy 5 a 6.

| Proměnná      | Friedmanova ANOVA a Kendallův koeficient shody<br>ANOVA chí-kv. ( $N = 22, sv = 2$ ) = 8,465116 $p = 0,014$<br>Koeficient shody = 0,192 Prům. hods. $r = 0,153$ |               |            |               |
|---------------|---|---------------|------------|---------------|
|               | Průměr pořadí   | Součet pořadí | Průměr [%] | Sm. odch. [%] |
| ES C2         | 2,227   | 49            | 92,54      | 2,422         |
| ES C2 10 % HP | 2,272   | 50            | 92,709     | 2,826         |
| ES C2 20 % HP | 1,500   | 33            | 89,139     | 5,719         |

**Tabulka 12** Porovnání průměrů a směrodatných odchylek procentuálního vyjádření stability (Equilibrium skóre) u klidného bipedálního stoje se zavřenými očima za tří zátěžových podmínek – bez zátěže (ES C2), procentuální vyjádření stability se zátěží 10 % HP (ES C2 10 % BW), procentuální vyjádření stability se zátěží 20 % HP (ES C2 20 % HP)



**Graf 6** Grafické znázornění procentuálního vyjádření stability (Equilibrium skóre) klidného bipedálního stoje se zavřenými očima za tři zátěžových podmínek – bez zátěže (ES C2), procentuální vyjádření stability se zátěží 10 % HP (ES C2 10 % HP), procentuální vyjádření stability se zátěží 20 % HP (ES C2 20 % HP)

| Dvojice proměnných            | Znaménkový test<br>Označené testy jsou významné na hladině $p < 0,050$ |                 |       |         |
|-------------------------------|--|-----------------|-------|---------|
|                               | Počet probandů   | Procent $v < V$ | Z     | p-hodn. |
| ES C2 & ES C2 10 % HP         | 20   | 55              | 0,223 | 0,823   |
| ES C2 & ES C2 20 % HP         | 22   | 22,727          | 2,345 | 0,019   |
| ES C2 10 % HP & ES C2 20 % HP | 22   | 27,272          | 1,918 | 0,055   |

**Tabulka 13** Porovnání rozdílu procentuálního vyjádření stability (Equilibrium skóre) u klidného bipedálního stoje se zavřenými očima za tři zátěžových podmínek – bez zátěže (ES C2), procentuální vyjádření stability se zátěží 10 % HP (ES C2 10 % HP), procentuální vyjádření stability se zátěží 20 % HP (ES C2 20 % HP)

Hypotézu  $H_{05}$  nelze zamítnout, a tedy zátěž o hmotnosti 10 % tělesné hmotnosti nemá vliv na parametr Equilibrium skóre při klidném bipedálním stoji se zavřenými očima u zdravé populace. Hypotézu  $H_{06}$  zamítáme. Zátěž o hmotnosti 20 % tělesné hmotnosti má vliv na parametr Equilibrium skóre při klidném bipedálním stoji se zavřenými očima u zdravé populace.

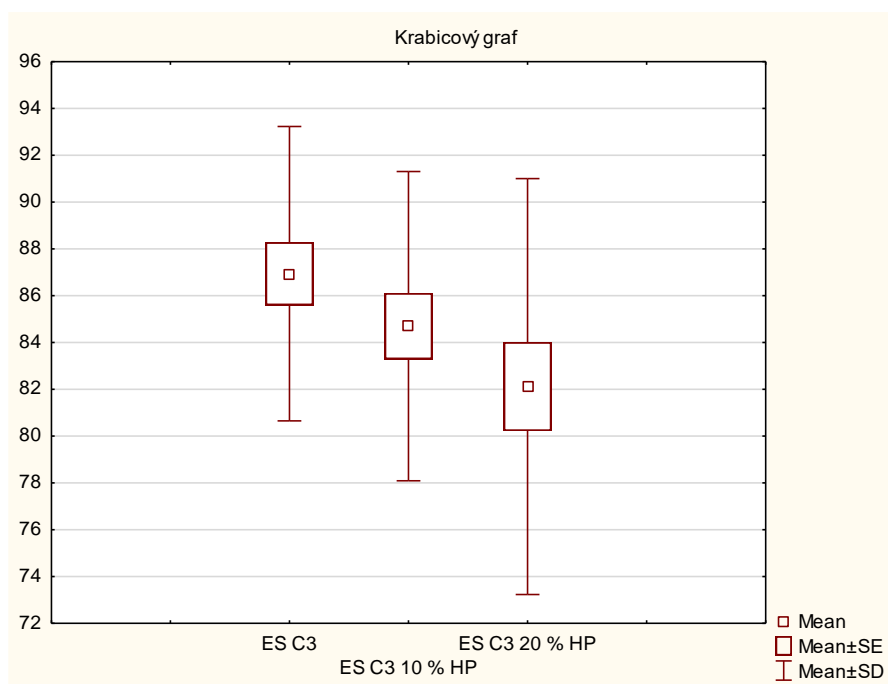


### 7.1.4 Výsledky testování hypotéz H07 a H08

V této kapitole je statisticky zpracován vliv externí zátěže při stoji na sklopné plošině (C3).

| Proměnná      | Friedmanova ANOVA a Kendallův koeficient shody<br>ANOVA chí-kv. (N = 22, sv = 2) = 5,540230 p = 0,062<br>Koeficient shody = 0,125 Prům. hods. r = 0,084 |               |            |               |
|---------------|---|---------------|------------|---------------|
|               | Průměr pořadí   | Součet pořadí | Průměr [%] | Sm. odch. [%] |
| ES C3         | 2,363   | 52            | 86,94      | 6,291         |
| ES C3 10 % HP | 1,977   | 43,5          | 84,7       | 6,606         |
| ES C3 20 % HP | 1,659   | 36,5          | 82,118     | 8,884         |

**Tabulka 14** Porovnání průměrů a směrodatných odchylek procentuálního vyjádření stability (Equilibrium skóre) u klidného bipedálního stoje na sklopné ploše za tři zátěžových podmínek, ES C3 – procentuální vyjádření stability bez zátěže – bez zátěže (ES C3), procentuální vyjádření stability se zátěží 10 % HP (ES C3 10 % HP), procentuální vyjádření stability se zátěží 20 % HP (ES C3 20 % HP)



**Graf 7** Grafické znázornění procentuálního vyjádření stability (Equilibrium skóre) u klidného bipedálního stoje na sklopné ploše za tři zátěžových podmínek – bez zátěže (ES C3), procentuální vyjádření stability se zátěží 10 % HP (ES C3 10 % HP), procentuální vyjádření stability se zátěží 20 % HP (ES C3 20 % HP)

| Dvojice proměnných            | Znaménkový test<br>Označené testy jsou významné na hladině $p < 0,050$ |                 |       |         |
|-------------------------------|--|-----------------|-------|---------|
|                               | Počet probandů   | Procent $v < V$ | Z     | p-hodn. |
| ES C3 & ES C3 10 % HP         | 22   | 40,909          | 0,639 | 0,522   |
| ES C3 & ES C3 20 % HP         | 22   | 22,727          | 2,345 | 0,019   |
| ES C3 10 % HP & ES C3 20 % HP | 21   | 42,857          | 0,436 | 0,662   |

**Tabulka 15** Porovnání rozdílů procentuálního vyjádření stability (Equilibrium skóre) u klidného bipedálního stoje na sklopné ploše za tří zátěžových podmínek – bez zátěže (ES C3), procentuální vyjádření stability se zátěží 10 % HP (ES C3 10 % HP), procentuální vyjádření stability se zátěží 20 % HP (ES C3 20 % HP)

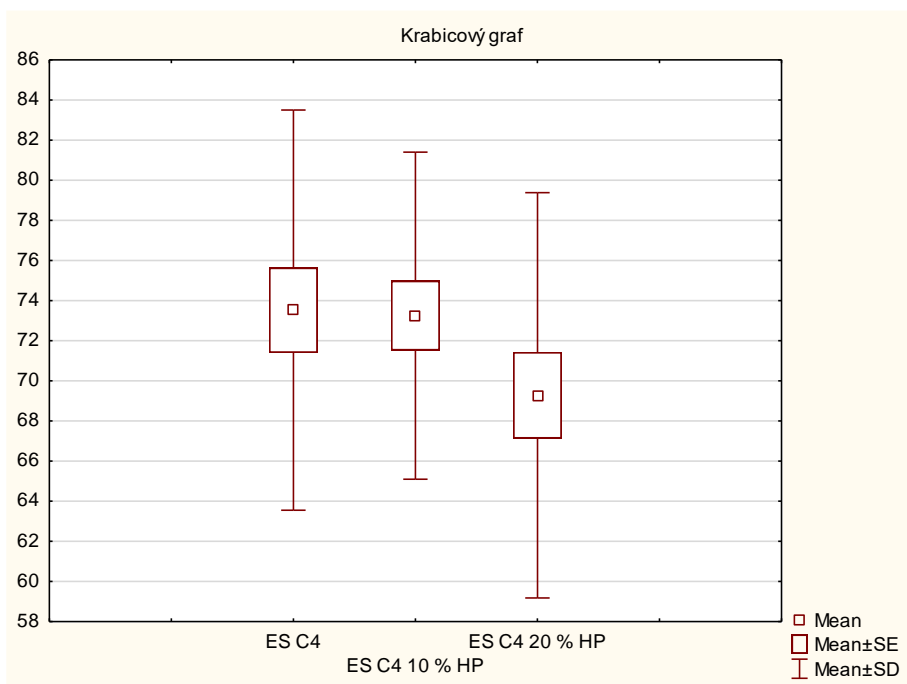
Hypotézu  $H_{07}$  nelze zamítnout. Zátěž o hmotnosti 10 % HP nemá významný vliv na parametr Equilibrium skóre při stoji na sklopné ploše. Signifikantní vliv na parametr Equilibrium skóre byl zaznamenán u stoje na sklopné ploše se zátěží o hmotnosti 20 % tělesné hmotnosti probanda. Je tedy možné zamítnout hypotézu  $H_{08}$ .

### 7.1.5 Výsledky testování hypotéz $H_{09}$ a $H_{10}$

V následující kapitole je statisticky zpracován efekt zátěže na hodnotu ES při stoji na sklopné ploše se zavřenými očima (C4).

| Proměnná      | Friedmanova ANOVA a Kendallův koeficient shody<br>ANOVA chí-kv. ( $N = 22, sv = 2$ ) = 8,818182 $p = 0,012$<br>Koeficient shody = 0,20 Prům. hods. $r = 0,162$ |               |            |               |
|---------------|--|---------------|------------|---------------|
|               | Průměr pořadí  | Součet pořadí | Průměr [%] | Sm. odch. [%] |
| ES C4         | 2,363  | 52            | 73,527     | 9,975         |
| ES C4 10 % HP | 2,136  | 47            | 73,254     | 8,153         |
| ES C4 20 % HP | 1,5  | 33            | 69,281     | 10,105        |

**Tabulka 16** Porovnání průměrů a směrodatných odchylek procentuálního vyjádření stability (Equilibrium skóre) u klidného bipedálního stoje se zavřenými očima na sklopné ploše za tří zátěžových podmínek – bez zátěže (ES C4), procentuální vyjádření stability se zátěží 10 % HP (ES C4 10 % BW), procentuální vyjádření stability se zátěží 20 % HP (ES C4 20 % BW)



**Graf 8** Grafické znázornění procentuálního vyjádření stability (Equilibrium skóre) u klidného bipedálního stoje na sklopné ploše za tří zátěžových podmínek – bez zátěže (ES C4), procentuální vyjádření stability se zátěží 10 % HP (ES C4 10 % HP), procentuální vyjádření stability se zátěží 20 % HP (ES C4 20 % HP)

| Dvojice proměnných            | Znaménkový test                                     |                 |       |         |
|-------------------------------|---|-----------------|-------|---------|
|                               | Označené testy jsou významné na hladině $p < 0,050$ |                 |       |         |
|                               | Počet probandů                                      | Procent $v < V$ | Z     | p-hodn. |
| ES C4 & ES C4 10 % HP         | 22  | 36,363          | 1,066 | 0,286   |
| ES C4 & ES C4 20 % HP         | 22  | 27,272          | 1,918 | 0,055   |
| ES C4 10 % HP & ES C4 20 % HP | 22  | 22,727          | 2,345 | 0,019   |

**Tabulka 17** Porovnání rozdílu procentuálního vyjádření stability (Equilibrium skóre) u klidného bipedálního stoje se zavřenýma očima na sklopné ploše za tří zátěžových podmínek – bez zátěže (ES C4), procentuální vyjádření stability se zátěží 10 % HP (ES C4 10 % HP), procentuální vyjádření stability se zátěží 20 % HP (ES C4 20 % HP)

Na základě naměřených dat nelze zamítnout hypotézy  $H_09$  a  $H_{010}$ . K hladině signifikance se přiblížil stoj se zátěží 20 % hmotnosti probanda.

## 7.2 Vyhodnocení VO1 a VO2

Dle námi získaných výsledku nedochází k významnému vychýlení COG anteriorně při klidném bipedálním stoji se zátěží ve formě batohu při změně sensorických vjemů. I přesto lze sledovat jisté trendy (viz graf 1–4, s. 39–42). Při zátěži odpovídající 10 % a 20 % hmotnosti probanda dochází u podmínky C1 a C2 k trendu posunu COG posteriorně v porovnání s klidným bipedálním stojem bez zátěže (viz graf 1–2, s. 39–40). Za podmínek C3 a C4 jsme sledovali vychýlení COG směrem anteriorním u zátěže odpovídající 10 % hmotnosti probanda (viz graf 3–4, s. 41–42). Opačná tendence byla zaznamenána u zátěže o hmotnosti 20 % z hmotnosti probanda (viz graf 3–4, s. 41–42). Vliv zátěže na vychýlení COG za různých sensorických podmínek není stejný. Záleží na její hmotnosti, ale také na sensorických podmínkách, ve kterých je stoj uskutečněn.

Dále byl zaznamenán signifikantní pokles parametru ES za podmínky C1 a trend poklesu za podmínky C3 při bipedálním stoji se zátěží odpovídající 10 % hmotnosti probanda v porovnání s klidným bipedálním stojem bez zátěže. U stoje se zátěží odpovídající 20 % tělesné hmotnosti probanda jsme zaznamenali signifikantní pokles hodnoty parametru Equilibrium skóre za podmínek C1, C2 a C3. U podmínky C4 s 20% zátěží jsme zaznamenali pokles ES přibližující se hladině významnosti ( $p=0,055$ ) při porovnání se stojem bez zátěže. Externí zátěž tedy negativně ovlivňuje stabilitu stoje u přidané 20% zátěže. V případě zátěže odpovídající 10 % hmotnosti probanda záleží na sensorických podmínkách.

## 8 Diskuse

Cílem výzkumné části diplomové práce bylo zjistit efekt externí zátěže na klidný bipedální stoj při změněných senzorních podmínkách za pomoci posturografické analýzy. Řada studií se věnovala vlivu externí zátěže na posturální kontrolu ve stoji (Rugelja a Sevšek, 2011, s. 862–866; Wojciechowska-Maszkowska a Borzucka, 2020, s. 3–6; Li et al., 2019, s. 542). V těchto studiích byli probandi od dětského po studentský věk, zároveň zde byla také využita symetrická zátěž, tedy batoh se dvěma popruhy a zátěž umístěna do obou rukou. Existují však i práce, v nichž byl zkoumán vliv asymetrické zátěže (zátěžová vesta, kdy je zátěž rozložena do různých stran a výšek) (Park et al., 2014, s. 431).

Ve studiích, které se zabývaly efektem přidané zátěže ve formě batohu na lidské tělo, byla využita předem definovaná velikost zátěže vzhledem k hmotnosti probanda (Tahayori et al., 2012, s. 147; Ramprasad, Alias a Raghuveer, 2010, s. 576), hmotnost batohu, kterou proband běžně nosil (Goodgold et al., 2002, 125–126; Dockrell, Simms a Blake, 2015, s. 282). Pro účel naší výzkumné části jsme vybrali hmotnosti batohu, odpovídající doporučení pro žáky, tedy 10 % z tělesné hmotnosti probanda, a hmotnosti batohu, která neodpovídá doporučení, tedy 20 % z tělesné hmotnosti probanda (Perrone et al., 2018, s. 21; Brackley a Stevenson, 2004, s. 2189). Tyto hmotnosti byly vybrány z důvodu, že jsme nenalezli konkrétní doporučení o ideální hmotnosti pro dospělé. V případě studentů využil námi zvolené hmotnosti zátěže Zultowski a Aurin (2008, s. 361) u studentů.

Mezi nejběžnější způsob v námi prostudovaných studiích, jakým byla měřena posturální kontrola u probandů, byla posturografická analýza. Parametr, který byl přitom nejčastěji zkoumán bylo COP, jak lze přehledně shlédnout v tabulce v systematickém přehledu od Martin et al. (2023, s. 6–7). Na základě tohoto přehledu lze konstatovat, že byla posturální kontrola zkoumána povětšinou pouze v klidném bipedálním stoji s různou hmotností zátěže bez alterace senzorních vstupů nebo jen jednoho senzorního vstupu v daný čas. Proto v naší výzkumné části využíváme Sensory Organization Test, který v rámci testovaných podmínek umožňuje změnit dva senzorní vstupy (viz tabulka 1, s. 34). Zároveň výchozí parametry testu mohou přiblížit chování mladé zdravé populace při stoji se zátěží za změněných senzorních podmínek.

V prostudovaných studiích jsme se setkali s různými druhy zátěže, které byly využity pro zkoumání vlivu externí zátěže na lidské tělo: taktické vybavení (Orr, Schram a Pope, 2018, s. 2; Kasović, Vespalec a Štefan 2022, s. 2; Hur et al., 2015, s. 50) a nákupní taška (Bampouras a Dewhurst, 2016, s. 82).

Na efekt přidané zátěže ve formě batohu na lidské tělo se zaměřilo vícero výzkumů a byl posuzován z mnoha pohledů, například vliv batohu se zátěží na diskomfort nebo bolest probandů (Dockrell, Simms a Blake, 2015, s. 284–286; Adeyemi, Rohani a Rani, 2017, s. 575–579; Sheir-Neiss et al., 2003, s. 924–927; Spiteri et al., 2017, s. 83–85). Dále byl zkoumán také vliv externí zátěže na posturu (Ramprasad, Alias a Raghuvier, 2010, s. 576–578). V některých studiích byla využita symetrická zátěž (Chow et al., 2010, s. 57–58) v jiných asymetrická zátěž (Drzał-Grabiec et al., 2015, s. 384–385; Puckree, Silal a Lin 2009, s. 55–56). Současně se můžeme setkat i se studiemi zabývajícími se vlivem nošení batohu na fyziologické (FEV<sub>1</sub>, FVC, PEF) (Vieira a Ribeiro, 2015, s. 1007–1009) a biomechanické parametry (Park et al., 2014, s. 431–434; Connolly et al., 2008, s. 350–352; Pau et al., 2011, s. 196–199).

## **8.1 Diskuse k VO1**

V této části diskuse bude probrán efekt přidané zátěže na vertikální projekci těžiště do podložky.

### **8.1.1 Vliv zátěže na vychýlení COG**

Žádná nám známá studie se dosud nezabývala vychýlením COG za různých sensorických a zároveň zátěžových podmínek. Naším předpokladem bylo, že vlivem stěžujících se sensorických podmínek dochází ke kompenzačnímu posunu těžiště anteriorně na základě změn v držení těla z důvodu přidání zátěže o hmotnosti 10 % z tělesné hmotnosti probanda. Zároveň předchozí sensorické podmínky mohly být při zátěži 20 % tělesné hmotnosti natolik náročné, že probandi nebyli schopni kompenzovat posteriorní vychýlení COG.

Při zatížení externě přidanou zátěží vznikne podle Goh, Thambyah a Bose (1998, s. 29) extenční moment, který způsobí vychýlení COG posteriorně. Následně dle autorů dojde ke kompenzačnímu předklonu trupu. I další autoři pozorovali kompenzační změny v držení těla při nasazení zátěže ve smyslu předklonu trupu společně s předsunutým držením hlavy (Kim et al., 2008 s. 896; Strube et al., 2017, s. 30; Shasmin et al., 2007, s. 172). Takový pohyb způsobí posunutí COG anteriorně (Jurak et al., 2019, s. 6). Stejní autoři naměřili největší posun COG vpřed, a to o 2,4 cm. Naopak Al-Khabbaz, Shimada a Hasegawa (2008, s. 299) zaznamenali signifikantní záklon trupu, který by mohl dle našich předpokladu způsobit posun COG posteriorně u hmotnosti batohu 10 a 20 % hmotnosti probanda. Podle AbdulRahman a Rambely (2011, s. 683) však záleží na věku testované osoby, kdy u dětí se objeví předklon trupu bez závislosti na hmotnosti batohu. U dospělých dochází k předklonu trupu až při hmotnosti batohu alespoň 27 % tělesné hmotnosti.

V naší výzkumné části jsme pozorovali trend vychýlení průmětu těžiště v průběhu

testovaných podmínek posteriorně u stoje za podmínky C1 a C2 při zátěži 10 a 20 % HP (viz graf 1 a 2, s. 39–40). Tato skutečnost může být způsobena právě nedostatečnou hmotností zátěže, čímž nedošlo k předklonu trupu a vychýlení COG anteriorně. Tyto výsledky jsou tedy ve shodě s AbdulRahman a Rambely (2011, s. 683). Mohlo také dojít k záklonu trupu, stejně jak uvádí autoři Al-Khabbaz, Shimada a Hasegawa (2008, s. 299), což by vychýlilo COG ještě více posteriorně.

Za podmínek stoje na sklopné ploše (C3) a stoje na sklopné ploše a zavřenýma očima (C4) lze nadále sledovat nesignifikantní vychýlení COG posteriorně s nasazeným batohem o hmotnosti 20 % HP (viz graf 3 a 4, s. 41–42). U zátěže o 10 % HP jsme pozorovali nesignifikantní vychýlení COG anteriorně (viz graf 3, s. 41). Důvodem, proč došlo ke kompenzačnímu anteriornímu vychýlení u zátěže odpovídající doporučením (Brackley a Stevenson, 2004, s. 2189), mohou být ztěžující se sensorické podmínky, za kterých chtěli probandi udržet stabilitu. Jelikož zároveň s tímto vychýlením jsme zaznamenali nevýznamné snížení ES u stoje na sklopné plošině (viz graf 7, s. 46) a podobné hodnoty ES u stoje se zavřenýma očima na sklopné plošině (viz graf 8, s. 48). Je tedy možné, že v průběhu stoje s 10% zátěží za podmínky C3 a C4 probandi posunuli své těžiště dopředu za účelem kompenzace zhoršených sensorických podmínek. Vysvětlením proč však nedošlo ke stejnému kompenzačnímu posunu těžiště za stejných sensorických podmínek u zátěže odpovídající 20 % HP může být právě kombinace dvojnásobné hmotnosti zátěže společně s náročnými sensorickými podmínkami. Jelikož v přehledu od AbdulRahman a Rambely (2011, s. 683) je popsán u většiny studií předklon trupu u dětí a dospělých při stoji se zátěží beze změn v sensorických podmínkách, může být zátěž 20 % HP pro udržení stability stoje za změněných sensorických podmínek natolik zatěžující, že proband není schopen provést kompenzační posun COM dopředu proti extenčnímu momentu posteriorně uložené zátěže o hmotnosti 20 % HP. V našem případě došlo k poklesu hodnoty ES, která se přibližovala zvolené hladině významnosti (viz tabulka 17, s. 48). Dalším důvodem, proč probandi v naší studii nebyli schopni kompenzovat extenční moment batohu může být svalová únava. Al-Khabbaz, Shimada a Hasegawa (2008, s. 299) zaznamenali pomocí EMG při patnáctisekundovém stoji s batohem zvyšující se bilaterální aktivitu m. rectus abdominis a m. erector spinae při navyšování hmotnosti zátěže. Nejvyšší aktivitu u zmíněných svalů přitom zaznamenali u zátěže 20 % HP. Ke shodnému závěru v podobě zvýšené aktivity m. rectus abdominis dospěli při stoji s batohem o hmotnosti 15 % HP také Motmans, Tomlow a Vissers (2007, s. 134). V jejich případě byla doba testování prodloužena na 40 sekund. Lze předpokládat, že při delším časovém úseku může dojít k únavě svalů, a to hlavně břišních, kdy se jedná o svaly vyvažující extenční moment

posteriorně uložené zátěže (Al-Khabbaz, Shimada a Hasegawa, 2008, s. 300). Vzhledem k tomu, že doba testování stoje s batohem v naší výzkumné části trvala 4 min, mohlo během tohoto časového úseku postupně docházet k únavě a probandi nebyli schopni kompenzovat extenční moment batohu o hmotnosti 20 % HP.

## **8.2 Diskuse k VO2**

V následné části diskuse bude postupně probrán vliv zátěže ve formě batohu o hmotnosti 10 % a 20 % tělesné hmotnosti probanda na parametr Equilibrium skóre testovaný pomocí SOT.

### **8.2.1 Vliv zátěže na stoj bez alterace sensorických vstupů**

Na základě výše zmíněných hypotéz jsme se zaměřili na vliv zátěže u referenčního stoje za podmínky C1, kdy byla v této výzkumné části naměřen průměr ES 94,586 %. Podobné hodnoty parametru ES zaznamenali Ledin a Ödkvist (2009, s. 251), kteří zaznamenali střední hodnotu ES bez zátěže 94,9 %. Nejpravděpodobněji je jejich výsledek způsoben věkovým průměrem, který se blíží naší metodice (26 let). Průměr 92,5 % naměřili u stoje bez zátěže Morgan, Williams a Sell (2016, s. 29). Daný rozdíl v procentuálním skóre může být způsoben metodikou studie, kdy probandům náhodně určili, zda jejich první pokus bude s přidanou zátěží nebo se bude jednat až o pokus druhý. Jelikož Morgan, Williams a Sell (2016, s. 29) využili symetrickou zátěž, mohli bychom spekulovat, že probandi, kteří jako první stáli se zátěží se následně stali méně stabilní bez zátěže. Naši domněnku podporují Park et al. (2014, s. 434), kteří využívali jako formu zátěže taktickou vestu při měření balance těla ve stoji. Autoři zjistili při symetrickém uložení zátěže zlepšení balance, zároveň se ale jednalo o nižší hmotnost zátěže (10 % HP).

Žádná z námi prostudovaných studií zabývající se vlivem externí zátěže, nevyužila Sensory Organization Test pro břemeno odpovídající 10 % hmotnosti probanda nebo hmotnost odpovídající doporučením. Zultowski a Aurin (2008, s. 361–362) zkoumali vliv externí zátěže ve formě batohu s hmotností ekvivalentní 10 % hmotnosti probanda. Autoři pozorovali větší výchylky COP od referenčního bodu v medio-laterálním a anterio-posteriorním směru. Takový výsledek může popisovat náročnější situaci pro udržení posturální stability. Zátěž ve formě vesty o podobné hmotnosti (odpovídající 15 % tělesné hmotnosti) využili Tahayori et al. (2012, s. 147–151). Celková hmotnost vesty také ještě odpovídá rozsahu doporučené zátěže u školáků (Janakiraman et al., 2017, s. 4). Břemeno záměrně uložili pouze do zadní části vesty a zaznamenali větší posturální výchylky jak v anterio-posteriorním, tak v medio-laterálním směru v porovnání se stojem bez zátěže. V naší výzkumné části jsme také pozorovali snížení stability ve smyslu poklesu Equilibrium skóre při klidném bipedálním stoji za podmínky C1



(viz graf 5, s. 43). Dle těchto výsledků lze konstatovat, že stabilita klidného bipedálního stoje bez alterace sensorických vjemů může být ovlivněna zátěží o doporučené hmotnosti batohu u zdravých mladých dospělých.

Posturální kontrolu klidného bipedálního stoje bez alterace sensorických vjemů jsme měřili také za podmínky 20% externí zátěže. Došlo tak k výraznějšímu poklesu parametru Equilibrium skóre než za podmínek s 10% zátěží (viz graf 5, s. 43). Zároveň jsme zaznamenali významný pokles Equilibrium skóre v porovnání s klidným bipedálním stojem bez zátěže (viz tabulka 11, s. 44). Náš výsledek je v rozporu se závěrem od Ledin a Ödkvist (2009, s. 249–251). Tito nezaznamenali signifikantní pokles parametru ES při stoji se zátěží o hmotnosti 20 % z hmotnosti probanda. Tento rozdíl může být způsoben menším počtem probandů (10) v porovnání s naší výzkumnou částí (22 probandů). Důležitějším důvodem, proč autoři nepozorovali rozdíly v Equilibrium skóre, může být také rozložení zátěže. V jejich studii uložili zátěž na horní část hrudníku, a to jak na přední, tak na zadní část, což mohlo vést k vyšší stabilitě ve srovnání se zátěží uloženou posteriorně jako v případě naší studie. Tento předpoklad podporuje studie Tahayori et al. (2012, s. 147–151), kdy našli významné rozdíly ve stabilitě pouze u stoje se zátěží, která byla uložena posteriorně. Podobně ani u taktické vesty ve studii Morgan, Williams a Sell (2016, s. 28–29), která byla využita jako externí forma zátěže o hmotnosti blízké se 20 % tělesné hmotnosti probanda, nebyl zaznamenán významný vliv na parametr ES. Ve shodě jsme s Heller, Challis a Sharkey (2009, s. 115–116), kteří pozorovali signifikantní změnu ve všech měřených parametrech COP při zátěži ve formě batohu o hmotnosti pohybující se kolem 20 % HP. Na základě těchto výsledků udávají, že dle předpokladů takto těžký batoh snižuje stabilitu stoje. Signifikantní efekt zátěže na posturální kontrolu mimo doporučenou hmotnost na stoj měřený pomocí SOT zaznamenali May, Tomporowski a Ferrara (2009, s. 1308–1311). Autoři využili vyšší hmotnost zátěže (30 % HP) a navíc přidali probandům kognitivní úlohy. Stejnou hmotnost zátěže využili i Li et al. (2019, s. 542). Za první podmínky SOT protokolu pozorovali významné snížení Equilibrium score stejně jako v naší výzkumné části.

Na základě těchto studií a námi naměřených dat lze konstatovat, že zátěž o hmotnosti neodpovídající doporučení může ovlivnit klidný bipedální stoj bez alterace sensorických vjemů u zdravé mladé populace. Záleží však na uložení (pozici) zátěže na těle jedince a na míře překročení doporučené hodnoty zátěže. V naší studii jsme při zatížení probanda sledovali pokles procentuálně vyjádřené stability, a to při 10 %, tak 20 % HP.

### 8.2.1 Vliv zátěže při stoji bez zrakové kontroly

V této části jsme se zabývali vlivem přidané zátěže u bipedálního stoje se zavřenými očima (C2). U referenčního stoje s alterací zraku jsme zaznamenali průměrnou hodnotu parametru Equilibrium skóre 92,54 % (viz tabulka 12, s. 44). V námi prostudovaných výzkumech se průměrná hodnota ES bez zátěže pohybuje mezi 90,9 až 93,3 %. Důvodem rozpětí v průměrném procentuálním vyjádření stability může být rozdílná fyzická zdatnost a věkový průměr probandů v jednotlivých studiích (DeFeo et al., 2022, s. 454; Grove et al., 2021, s. 40; McNERNEY, COAD a BURKARD, 2018, s. 541). Nejvíce jsme se přiblížili k hodnotám od DeFeo et al., (2022, s. 454), kteří naměřili 92,18 % a zároveň se blíží věkovému rozložení v naší metodice.

Při zatížení probandů pomocí batohu o hmotnosti 10 % tělesné hmotnosti jsme naměřili přibližně stejnou průměrnou hodnotu parametru Equilibrium skóre v porovnání se situací bez zátěže (viz tabulka 12, s. 44). Příčinou, proč nedošlo k poklesu stability může být to, že se jedná o zátěž v rozmezí doporučené hmotnosti u dětí školního věku (Janakiraman et al., 2017, s. 4), a nejedná se tedy o dostatečnou výzvu pro mladé zdravé dospělé, kteří dle výsledků Van Humbeeck, Kliegl a Krampe (2023, s. 4) mají lepší posturální kontrolu při zavřených očích ve smyslu menší plochy vychylování COP než děti. Zároveň Forssberg a Nashner (1982, s. 550) porovnávali posturální kontrolu dětí a dospělých při stoji se zavřenými očima, kdy pozorovali větší variabilitu automatických posturálních úprav u dětí, což vedlo k větší aktivaci svalů a k větším a více variabilním posturálním vychýlkám. Jiný názor uvádí Politti et al. (2012, s. 1080–1081), kteří se zaměřili na vliv batohu jako formu zátěže na posturální vychýlky u probandů s věkovým průměrem 11 let, kdy využili tři hmotnostní kategorie batohu (0 % až 7 %, 7 % až 14 % a 14 % až 21 % HP). Autoři měřili stoj bez a s batohem za podmínky bez alterace senzoričkových vjemů a zavřenými očima. Předpokládali, že batoh o malé hmotnosti do 7 % a do 14 % může fungovat jako periferní podnět se somatosenzoričkovým účinkem, a ne jako mechanický faktor, který mění posturální vzorce, což způsobilo menší posturální vychýlky, a tedy nedošlo k ovlivnění stability u stoje bez zrakové kontroly s batohem. Dalším důvodem, proč nebyl naměřen pokles ES u stoje za podmínky C2 s 10% zátěží může být, že došlo ke kompenzačnímu posunu COG anteriorně (viz graf 2, s. 40), což mělo za následek i vyšší průměrnou hodnotu parametru ES. Za těchto podmínek tedy mohla symetrická posteriorně uložená zátěž o nízké hmotnosti způsobit takové vychýlení COG, kdy bylo vychýlení podobné stoji bez zátěže. Důležité je si uvědomit, že právě vychylování COG je poté využito pro určení procentuální stability probanda (Kolářová et al., 2019, s. 16). Důvodem, proč byl v našem výzkumu zaznamenán pokles ES u stoje s 10 % zátěží bez alterace

senzorických vjemů a u stoje s batohem (10 % HP) se zavřenýma očima nikoliv, může být nasazení batohu těsně před začátkem testování podmínky bez alterace senzorických vjemů. Při nasazení batohu vytváří hmotnost batohu extenční moment, který je kompenzován předklonem trupu (Goh, Thambyah, Bose, 1998, s. 29). Tento kompenzační pohyb mohl být zaznamenán posturografickou plošinou ve smyslu většího antero-posteriorního vychýlení COG.

Signifikantní změnu v procentuálním vyjádření stability při stoji se zavřenýma očima jsme zaznamenali při 20% zatížení (viz tabulka 13, s. 45). Tento výsledek je ve shodě s Ledin a Ödkvist (2009, s. 251) a Chander et al. (2019, s. 105–107), kteří využili zátěž o hmotnosti 20 % HP a Sensory Organization Test. Chander et al. (2019, s. 105–107) měřili stoj bez zrakové kontroly batohu přibližující se 20 % HP. Na rozdíl od naší studie nechali autoři probandy projít protokolem, ve kterém chodili na pásu v 3minutových intervalech s postupnou zvyšující se rychlostí a sklonem pásu. Chůze trvala 18 minut a následně proběhlo další měření. Zaznamenali podobně jako v naší studii pokles Equilibrium skóre při stoji se zavřenýma očima po zatížení. May, Tomporowski a Ferrara (2009, s. 1308–1311) také zaznamenali pokles procentuálního vyjádření stability při stoji bez zrakové kontroly se zátěží odpovídající 30 % tělesné hmotnosti probanda. Colburn et al. (2019, s. 188–189) zkoumali rozdíl mezi hasiči, kteří měli na sobě oblečenou zátěž ve formě hasičského vybavení (hmotnost 24 kg nebo více) a kontrolní skupinou hasičů (bez vybavení) a skupinou probandů, kteří k hasičům nepatřili. Pro určení míry stability využili Sensory Organization Test. Nepozorovali signifikantní vliv zátěže ve stoji se zavřenýma očima u žádné z posuzovaných skupin probandů. Jelikož použili přidanou zátěž přesahující 20 % HP a nedošlo k významné změně v procentuálním vyjádření stability, tato studie se rozchází s naší metodikou i výsledky. Rozdíl může být způsoben rozložením zátěže na těle, kdy vybavení nebylo uloženo pouze posteriorně (Park et al., 2014, s. 431–434). Podobně ani Morgan, Williams a Sell (2016, s. 28–29) nepozorovali signifikantní vliv taktické vojenské vesty, jejíž hmotnost přesahovala 20 % tělesné hmotnosti probanda při bipedálním stoji se zavřenýma očima. Tento výsledek je nejspíš způsoben rozložením hmotnosti zátěže symetricky na trupu probanda (Park et al., 2014, s. 431–434).

Na základě uvedených výzkumů lze konstatovat, že zátěž odpovídající 20 % tělesné hmotnosti při bipedálním stoji se zavřenýma očima (C2) má vliv na posturální kontrolu zdravé mladé populace, a to na základě poklesu naměřené hodnoty Equilibrium skóre. Lze však předpokládat, že podobně jako u předchozích podmínek, bude hrát zásadní roli uložení přidané zátěže. Naopak 10 % zátěž se ukázala pro zdravou mladou populaci při bipedálním stoji se zavřenýma očima jako nedostatečná výzva pro získání signifikantní změny parametru ES.

### 8.2.2 Vliv zátěže u stoje se změněnou kvalitou opěrné báze

V rámci uvedených hypotéz jsme se zabývali vlivem externí zátěže na posturální kontrolu při stoji na sklopné ploše (C3). Průměr procentuálního vyjádření stability stoje bez zátěže na sklopné ploše za pomoci parametru ES se pohybuje v rozmezí od 73,7 do 91,7 % (DeFeo et al., 2022, s. 454; Grove et al., 2021, s. 40; McNerney, Coad a Burkard, 2018, s. 541). V naší výzkumné části jsme naměřili průměrnou hodnotu parametru 86,94 %. Tento široký rozsah hodnot procentuálního vyjádření stability může být způsoben věkovým rozložením probandů ve studiích.

Pokud porovnáme stoj na sklopné ploše bez zátěže a stoj na sklopné ploše s batohem o hmotnosti odpovídající 10 % hmotnosti probanda, zjistíme, že v našem případě nedošlo k signifikantnímu poklesu procentuálního vyjádření stability. Lze však sledovat pokles procentuálního skóre (viz graf 7, s. 46). Bohužel jsme nenalezli žádný výzkum zabývající se konkrétně vlivem 10% zátěže na stoj na sklopné ploše. Lze se však setkat s výzkumy, které se zabývají vlivem zátěže na stoj na nakloněné plošině, jako Soangra, Bhatt a Rashedi (2018, s. 428–431). Náklon byl v kladných hodnotách (+20°) a záporných hodnotách (-20°) tak, aby se situace podobala stoji do kopce a z kopce. Výraznější podobnost s naší metodikou práce nalézáme ve využitých hmotnostech zátěže (10 % a 20 % HP). Na rozdíl od naší studie však autoři zkoumali i vliv dvou druhů umístění zátěže (na zadní část trupu a na hlavu probanda) na posturální kontrolu. Autoři využili pro posouzení stability jedince posturografickou plošinu, kdy udávají nižší stabilitu stoje při posteriorně nasazené externí zátěži ve smyslu výraznějšího vychylování COP od referenčního bodu, větší rychlosti vychylování COP a u nakloněné plochy do záporných hodnot pozorovali delší dráhu COP. V naší výzkumné části došlo k snížení parametru ES při zatížení probanda posteriorně uloženou zátěží o hmotnosti 10 % HP, což ukazuje na snížení stability stoje podobně jako vyšší hodnoty parametru COP u předešlé studie. Naše výzkumná část je tedy ve shodě se Soangra, Bhatt a Rashedi (2018, s. 428–431) na základě snížení stability u změny kvality opěrné báze.

Klidný bipedální stoj za podmínky C3 je dle našich výsledků ovlivněn batohem o hmotnosti odpovídající 20 % tělesné hmotnosti (viz tabulka 15, s. 47). Pokud se zaměříme na jiné výzkumy využívající SOT a hmotnost externí zátěže přesahující doporučenou hmotnost pro školou povinné děti (Jurak et al., 2019, s. 1), můžeme sledovat pokles v hodnotě Equilibrium skóre při nasazené zátěži hmotnosti 20 % HP a hmotnosti přesahující 20 % HP ve srovnání se stojem bez zátěže (Ledin a Ödkvist 2009, s. 251; Li et al., 2019, s. 542). Morgan, Williams a Sell (2016, s. 29) naopak zaznamenali u přidané zátěže odpovídající přibližně 20 % HP vyšší hodnotu Equilibrium skóre v podmínce se zátěží ve srovnání s podmínkou bez zátěže.

Výsledek autorů nadále ukazuje na důležitost vlivu rozložení zátěže na posturální kontrolu. Tuto závislost také potvrdili Soangra, Bhatt a Rashedi (2018, s. 432–435). Zároveň zaznamenali větší výchylky COP od referenčního bodu a větší rychlost vychylování COP při stoji na nakloněné rovině se zátěží blížící se 20 % tělesné hmotnosti probanda, což dávají do souvislosti se sníženou posturální kontrolou. Jelikož i u Sensory Organization Testu dochází k měření COP, které je následně matematicky převedeno na polohu COG a hodnotu Equilibrium skóre (viz metodika práce), zaznamenali jsme také pokles procentuálně vyjádřené stability.

Pouze jedna ze zmíněných studií zaznamenala odlišný trend ve srovnání s naší výzkumnou částí. Na základě našich výsledků a výsledků studií v této části diskuse byla potvrzena souvislost posturální kontroly na velikosti a rozložení zátěže u stoje na sklopné plošině a lze prohlásit, že přidaná externí zátěž o nedoporučené, ale i doporučené hmotnosti zátěže, má vliv na posturální kontrolu klidného bipedálního stoje na sklopné ploše u zdravé mladé populace, a to ve smyslu poklesu procentuálně vyjádřené stability.

### **8.2.3 Vliv zátěže na stoj bez zrakové kontroly se změnou kvalitou opěrné báze**

V rámci posledních dvou hypotéz bude probrán vliv externí zátěže na posturální kontrolu při stoji na sklopné ploše se zavřenými očima (C4). V rámci naší výzkumné části jsme naměřili průměrnou hodnotu Equilibrium skóre 73,527 %. V jiných studiích se setkáváme s průměrnou hodnotou od 57,18 % až do 78 % (DeFeo et al., 2022, s. 454; Grove et al., 2021, s. 40; McNerney, Coad a Burkard, 2018, s. 541). I při této podmínce zaznamenaly jednotlivé studie rozdílné hodnoty ES. Tento rozptyl může být způsoben různými věkovým rozložením probandů v jednotlivých studiích. Naše průměrná hodnota procentuálního vyjádření stability se blíží spíše horní hranici z prostudovaných studií, což může být způsobeno věkovou skladbou probandů, kteří se zúčastnili studie. Předpoklad podporují Steindl et al. (2006, s. 478–479), kteří pozorovali nejvyšší hodnotu parametru ES za stejných podmínek u dětí ve věku 15 až 16 let a druhou největší hodnotu u dospělých s průměrným věkem 30 let.

U stoje s batohem o hmotnosti odpovídající 10 % tělesné hmotnosti probandů jsme nezaznamenali signifikantní pokles parametru ES. A to i přes fakt, že se jedná o situaci, kdy byly ovlivněny dva vstupy – somatosenzorika a zrak (viz tabulka 1, s. 34). Možností, jak tuto situaci popsat, je zpětnovazebný model posturální kontroly od Mahboobin et al. (2009, s. 927). Uvažovaný model představuje dynamiku těla na základě obráceného kyvadla. Podle autorů při stoji se zavřenými očima a pohyblivou plošinou dojde ke snížení propioceptivních vstupů, ale nadále jsou získávány graviceptivní vjemy (kolísání těla vzhledem k zemské vertikále). Výsledkem je rozpor mezi signály gravicepce a propiocepce a vzniká velký rozdíl mezi

přijímanými senzory informacemi. Tyto diference jsou monitorovány pomocí CNS a pokud nastane překročení určité meze, aktivují se korekční úpravy. V tomto případě autoři mluví o zvýšení váhy pro gravicepci a tím kompenzaci sníženého propioceptivního signálu. Zároveň v této zátěžové podmínce bylo přidána pouze zátěž o hmotnosti 10 % HP, která je v mezích doporučené hmotnosti pro žáky (Janakiraman et al., 2017, s. 4). A stejně tak posturální kontrola se ukázala být nejlépe udržována u mladých dospělých v porovnání s dětmi ve smyslu menších výchylek COP, jak u stoje se zavřenými očima (Van Humbeeck, Kliegl a Krampe, 2023, s. 4), tak u stoje, kdy byla ovlivněna somatosenzorika (Cuisinier et al., 2011, s. 2–3). Steindl et al. (2006, s. 478–479) pozorovali vyšší hodnoty ES u dospělých a adolescentů ve věku 15 až 16 let v porovnání s dětmi za stejných podmínek jako v našem výzkumu. Současně Politti et al. (2012, s. 1080–1081) předpokládali, že by batoh o hmotnosti od 7 % do 14 % HP mohl působit jako periferní podnět, který by dokázal zlepšit stabilitu u dětí s průměrným věkem 11 let. Autoři se domnívali, že tato situace u stoje bez změn senzory vstupů a se zavřenými očima. My na základě této studie usuzujeme, že došlo k perifernímu podnětu, který zlepšil somatosenzory vnímání. V tomto kontextu by mohlo dojít k ovlivnění stability stoje se zátěží odpovídající 10 % HP u zdravé mladé populace za podmínky C4 byla ovlivněna právě vnější podnětem ve formě batohu a zároveň stabilita stoje byla podpořena kvalitní posturální kontrolou mladých zdravých jedinců. Díky těmto skutečnostem mohli být probandi schopni adekvátně kompenzovat alteraci dvou senzory vstupů společně s přidanou 10% zátěží.

Poslední situací, kterou jsme v rámci výzkumné části zkoumali, byl stoj na sklonné ploše se zavřenými očima s přidanou 20% zátěží v porovnání se stojem bez zátěže. V této podmínce jsme zaznamenali největší rozptyl hodnot (viz příloha 3, tabulka 19, s. 98). I to mohlo způsobit, že nebyl naměřen signifikantní rozdíl mezi podmínkou bez zátěže a s hmotností batohu odpovídající 20 % tělesné hmotnosti probanda. V konsenzu jsme s Ledin a Ödkvist (2009, s. 251), kteří nezaznamenali významný rozdíl mezi stojem bez zátěže a stojem se zátěží i přes fakt, že byla zátěž uložena na horní část trupu. Podobně ani Morgan, Williams a Sell (2016, s. 29) nenalezli rozdíl při zátěži v podobě taktické vesty přibližně odpovídající 20 % hmotnosti probanda. U těchto dvou studií nebyl zaznamenán rozdíl pravděpodobně z důvodu typu a uložení zátěže. Naši domněnku podporují i Li et al. (2019, s. 542), kteří pozorovali nižší hodnotu parametru Equilibrium skóre při zátěži odpovídající 30 % tělesné hmotnosti probanda, rozložené anteriorně i posteriorně. V rámci našeho měření byla zátěž přesně určena vzhledem k jednotlivým hmotnostem probanda a byla uložena jednostranně (posteriorně). I z tohoto důvodu jsme naměřili rozdíl mezi referenčním

stojem se zavřenýma očima a sklopnou plošinou a stojem se zavřenýma očima a sklopnou plošinou se zátěží 20 % HP a přiblížili jsme se hladině signifikance, na rozdíl od předchozích dvou studií. S tím se také pojí námi zaznamenaný trend poklesu Equilibrium skóre. Podobnou situaci sledovali při stoji s batohem May, Tomporowski a Ferrara (2009, s. 1308–1311). Na rozdíl od naší studie však přidali probandům kognitivní úlohu a také využili větší hmotnost zátěže.

Za podmínky bez zátěže byla naměřena nejnižší hodnota parametru ES z námi měřených situací. To odpovídá obtížnosti, kterou způsobí alterace dvou senzoričkových vjemů. Nedošlo však k signifikantnímu poklesu procentuálně vyjádřené stability u stoje se zátěží. U přidané 10 % zátěži je tento výsledek způsoben nejspíš nedostatečnou hmotností a zároveň účinnou posturální kontrolou zdravých mladých dospělých. U 20% zátěže může být námi naměřený výsledek způsoben také vysokou variabilitou hodnot ve smyslu rozptylu minimální a maximálních hodnot (viz příloha 3, tabulka 19, s. 98) a nedostatečným počtem probandů.

### **8.3 Vliv různých druhů a polohu batohů na stabilitu jedince**

V této části diskuse bude probráno, jakým způsobem může různý druh a poloha zátěže ovlivnit stabilitu jedince. V naší výzkumné části jsme využili běžný batoh s dvěma popruhy bez speciálních úprav. Lze se však setkat i s jinými druhy batožiny, například s turistickým batohem (Smith a Walsh, 2023, s. 120), takzvaným BackTpackem, který má symetricky rozložené komory po bocích těla probanda s popruhy přes ramena (Dahl et al., 2016, s. 91), nebo se využívají batohy s bederním pásem (Golriz et al., 2014, s. 141).

Z předchozí diskuse lze odvodit, že námi zvolený batoh se zátěží může vést k snížení stability při 20% zatížením dle poklesu Equilibrium skóre v porovnání s referenčním stojem. Při nasazení turistického batohu se zátěží přesahující 20 % HP, která byla uložena v horní nebo spodní části batohu, pozorovali Smith a Walsh (2023, s. 121) větší maximální vychýlení COP, zvětšení plochy konfidenční elipsy a větší náhodnost a nepravidelnost vychylování COP v antero-posteriorním a medio-laterálním směru nezávisle na pozici zátěže. Dané parametry ukazují na zvýšení posturálního vychylování, a tedy na snížení stability podobně jako v naší výzkumné části. Lze předpokládat, že takový typ batožiny nezávisle na tom, zda je zátěž uložena v horní nebo dolní části turistického batohu snižuje stabilitu jedince podobně jako námi vybraný druh batohu.

Při porovnání tradičního batohu a batohu s bederním pásem a přidanou hmotností o velikosti 20 % HP nepozorovali Golriz et al. (2014, s. 142–144) žádné objektivní rozdíly v parametrech COP (rychlost, plocha vychylování), ale zaznamenali rozdíl mezi stojem bez

zátěže a stojem se zátěží. Opět se jednalo o ovlivnění ve smyslu snížení stability a zvýšení rizika pádu, což je v souladu s naší výzkumnou částí. Stejná studie ukazuje, že bederní pás neovlivňuje objektivní parametry stability jedince. Autoři však posuzovali i subjektivní pocit stability u probandů, kteří vnímali větší stabilitu právě s batohem s bederním pásem.

Poněkud méně tradiční druh batožiny v podobě BackTpacku porovnávali s tradičním batohem Dahl et al. (2016, s. 91–95). Autoři posuzovali posturu stoje před a po šestiminutové chůzi a chůzi samotnou s tradičním batohem a BackTpackem. Přitom probandi nesli zátěž o hmotnosti 15 % HP a 25 % HP. Chůze s BackTpackem byla přirozenější v porovnání s chůzí s tradičním batohem. Co je však zásadnější, autoři pozorovali větší napřímení trupu a menší záklon hlavy při nesení BackTpacku v porovnání s běžným batohem. Současně při aplikaci tohoto druhu batohu zaznamenali při rostoucí hmotnosti zátěže zvětšující se záklonu trupu u běžného batohu, což odpovídá výsledkům naší výzkumné části, kdy jsme pozorovali posun COG posteriorně při hmotnosti batohu odpovídající 20 % HP (viz s. 38–44). Předpokládáme, že změny v postuře jedince snižují zároveň jeho stabilitu (viz s. 18), což znamená, že BackTpack by mohl být vhodnější variantou pro snížení negativních účinku přidané zátěže na stabilitu, ale i posturální změny těla.

S ohledem na prostudované studie je možné označit turistický batoh a námi využitý batoh (tj. tradiční batoh) jako formu zátěže, která může snižovat stabilitu probanda. Batoh vybavený bederním pásem objektivně snižuje stabilitu stejně jako předchozí dva druhy batožiny. Při stoji s batohem s bederním pásem, však probandi subjektivně vnímali větší stabilitu. BackTpack by mohl být vhodnější variantou (z výše zmíněných důvodů) než námi zvolený batoh pro nesení břemena.

## **8.4 Přínos pro klinickou praxi**

Naše výzkumná část popisuje změny ve stabilitě stoje při nesení externí zátěže zdravé mladé populace při změně jednoho nebo dvou sensorických vstupů. Poukazuje zejména na vliv rozdílné hmotnosti a jejího rozložení na posturální kontrolu zdravého mladého jedince.

Naše výsledky mohou napomoci zdravotnickým pracovníkům, speciálně ergoterapeutům a fyzioterapeutům v edukaci populace o ideální hmotnosti batohu. Zároveň můžou naše výsledky pomoci určit adekvátní pozici zátěže pro nejmenší negativní dopad na posturální kontrolu. Informace z této diplomové práce můžou sloužit také pro prevenci muskuloskeletálních poruch při nesení symetrické posteriorně uložené zátěže. V této diplomové práci lze na základě námi prostudovaných studií a našich výsledků sledovat efekt různých sensorických podmínek na posturální kontrolu klidného bipedálního stoje u zdravé



mladé populace bez zátěže, ale i stojí za různých senzorních podmínek. Lze také posoudit, který z několika druhů batohů je nejvýhodnější pro udržení co nejefektivnější stability. Navíc podobné studie mohou napomoci porozumět ideálnímu rozložení zátěže u profesí, kdy je externí zátěž součástí vybavení (například hasičům, policistům nebo vojákům).

## 8.5 Limity práce

Nejvýznamnějším omezením diplomové práce byl zřejmě malý počet studií využívajících Sensory Organization Test pro vyhodnocení vlivu zátěže na posturální kontrolu mladých zdravých probandů. Zároveň většina prací podobajících se naší výzkumné části využívala jinou formu i odlišnou hmotnost přidané zátěže. Dále jen několik málo studií posuzovalo dva druhy zátěže na posturální kontrolu u mladé zdravé populace za alterace více senzorních vjemů.

V naší studii jsme neporovnávali vliv zátěže na pohlaví, protože se jednalo o pilotní studii, která měla za cíl zjistit efekt zátěže na zdravou mladou populaci při ovlivnění více jak jednoho senzorního vstupu. Pro budoucí studie by bylo vhodné se zaměřit na rozdíly mezi pohlavími za změněných senzorních podmínek, protože byl pozorován rozdíl mezi stabilitou žen a mužů bez alterace senzorních vstupů (viz s. 11).

Mezi další omezení patřila hmotnost využití zátěže, kdy se jednalo o doporučení pro žáky, a nikoliv pro dospělé, protože jsme nenalezli konkrétní doporučení pro dospělé. Pro budoucí studie využívající podobnou metodiku práce by bylo také výhodné naměřit vyšší počet probandů, kdy u většiny námi prostudovaných studií využívajících SOT byl zjištěn trend poklesu procentuálně vyjádřené stability, ale jen v několika případech došlo k signifikantnímu poklesu tohoto parametru. I v naší práci se objevila situace (viz tabulka 16, s. 46), kdy bychom mohli předpokládat signifikantní změnu v parametru Equilibrium skóre při vyšším počtu probandů. V dalších výzkumech by také bylo výhodou využít posturograf, který poskytuje výsledná data v podobě parametru COP, kdy se jedná o většinový způsob, jak je měřena stabilita při klidném bipedálním postoji.

## Závěr

Cílem diplomové práce bylo zjistit efekt externí zátěže na posturální stabilitu u klidného bipedálního stoje mladé zdravé populace při změně sensorických vstupů za pomoci posturografické analýzy. Výzkumné části se zúčastnili pouze jedinci, kteří netrpěli neurologickými nebo muskuloskeletálními poruchami ve věku od 20 do 30 let. V rámci posturografické analýzy absolvovali probandi čtyři odlišné testové situace, kdy stáli bez přidané zátěže, se zátěží 10 % a 20 % své hmotnosti. Hmotnost zátěže byla randomizována a testové podmínky byly navrženy tak, aby se zvyšovala náročnost pro posturální kontrolu testovaných osob.

Za všech testovaných podmínek se nám nepodařilo prokázat na základě statistického zpracování signifikantní vychýlení COG anteriorně při stoji s externí zátěží o hmotnosti 10 % a 20 % HP. Zaznamenána byla tendence k posunu COG anteriorně pouze u stoje na sklopné ploše a stoje na sklopné ploše se zavřenýma očima s 10% zátěží, což může ukazovat na kompenzaci posteriorně uložené zátěže. Současně nebyl pozorována trend vychýlení u stoje bez alterace sensorických vstupů a stoje se zavřenýma očima s totožnou hmotností zátěže. V případě zátěže 20 % HP byla naměřena tendence k posunu COG posteriorně za každé z podmínek, kdy důvodem může být kombinace hmotnosti zátěže společně s náročností udržení stability za změněných sensorických podmínek.

Při statistickém zpracování rozdílu mezi zátěží o hmotnosti 10 % HP byl zaznamenán pokles parametru Equilibrium skóre za podmínky C1, a tedy nižší posturální kontrola stoje. Naopak u podmínek C2, C3 a C4 nebyl zaznamenán signifikantní vliv na posturální kontrolu stoje zdravého jedince. U stoje se zátěží odpovídající 20 % HP byla naměřena snížená hodnota parametru ES u tří ze čtyř podmínek v porovnání se stojem bez zátěže. Na základě výsledků naší výzkumné části lze určit zátěž o hmotnost 20 % HP jako náročnější pro posturální kontrolu stoje zdravého mladého jedince v porovnání se zátěží odpovídající 10 % HP.

Diplomová práce splnila stanovený cíl. Na základě výsledků výzkumné části je možné prokázat jaký efekt má externí zátěže na klidný bipedální stoj při změně sensorických vstupů zdravého mladého jedince pomocí posturografické analýzy. Zátěž odpovídající 10 % tělesné hmotnosti probanda signifikantně snižuje procentuální vyjádření stability pouze akutně, tedy okamžitě po naložení zátěže ve formě batohu. Kdežto zátěž o hmotnosti 20 % HP snižuje procentuálně vyjádřenou stabilitu jedince za podmínek stoje bez alterace sensorických vstupů (C1), stoje se zavřenýma očima (C2) a stoje na sklopné ploše (C3). V případě stoje se zavřenýma očima a sklopnou plošinou (C4) nebyl zaznamenán významný vliv externí zátěže o

hmotnosti 20 % na stabilitu stoje . Současně je však nutné poznamenat, že záleží na typu, místě uložení a rozložení zátěže.

Budoucí studie by mohly posoudit vliv různé pozice zátěže na posturální kontrolu u obdobné skupiny probandů nebo na subjektivní vnímání tíhy zátěže a pocitu stability u různého druhu zátěže. Zároveň by mohlo napomocť sledování změn v dalších parametrech (antropometrických, kinetických nebo fyziologických). Pro větší porozumění vlivu externí zátěže na lidské tělo by bylo vhodné využít subjektivní hodnocení tíhy zátěže, míry diskomfortu u různých typů zatížení a míry stability u zdravého mladého jedince.

## Referenční seznam

- ABDULRAHMAN, S., RAMBELY, A. 2011. A biomechanical model via Kane's equation – solving trunk motion with load carriage. *American Journal of Scientific and Industrial Research* [online]. 2(4), 678–685, [cit. 2024-03-11]. ISSN 2153649X. Dostupné z: doi: 10.5251/ajsir.2011.2.4.678.685
- ADEYEMI, A. J., ROHANI, J. M., ABDUL RANI, M. R. 2017. Backpack-back pain complexity and the need for multifactorial safe weight recommendation. *Applied Ergonomics* [online]. 58, 573–582, [cit. 2024-03-05]. ISSN 00036870. Dostupné z: doi: 10.1016/j.apergo.2016.04.009
- AFSCHRIFT, M., JONKERS, I., DE SCHUTTER, J., DE GROOTE, F. 2016. Mechanical effort predicts the selection of ankle over hip strategies in nonstepping postural responses. *Journal of Neurophysiology* [online]. 116(4), 1937–1945, [cit. 2023-12-05]. ISSN 00223077. Dostupné z: doi: 10.1152/jn.00127.2016
- AFTAB, Z., ROBERT, T., WIEBER, P-B., TRUMBOWER, R. 2016. Balance Recovery Prediction with Multiple Strategies for Standing Humans. *PLOS ONE* [online]. 11(3), 1–16, [cit. 2023-12-07]. ISSN 19326203. Dostupné z: doi: 10.1371/journal.pone.0151166
- AKINOĞLU, B., ACAR, H. Y., PAKÖZ, B., KOCAHAN, T. 2023. Comparison of static and dynamic balance ability according to gender in athletes – a cross sectional study. *Turkish Journal of Kinesiology* [online]. 9(2), 91–98, [cit. 2023-10-01]. ISSN 24590134. Dostupné z: doi: 10.31459/turkjin.1277503
- ALGHADIR, A. H., ALOTAIBI, A. Z., IQBAL, Z. A. 2019. Postural stability in people with visual impairment. *Brain and Behavior* [online]. 9(11), 1–6, [cit. 2023-11-21]. ISSN 21623279. Dostupné z: doi: 10.1002/brb3.1436
- ALGHADIR, A.H., ZAFAR, H., ANWER, S. 2018. Effect of footwear on standing balance in healthy young adult males. *Journal of Musculoskeletal Neuronal Interactions* [online]. 18(1), 71–75, [cit. 2023 11 21]. ISSN 11087161. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/2950458/>
- AL-KHABBAZ, Y. S.S.M., SHIMADA, T., HASEGAWA, M. 2008. The effect of backpack heaviness on trunk-lower extremity muscle activities and trunk posture. *Gait & Posture* [online]. 28(2), 297–302, [cit. 2023-12-06]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi: 10.1016/j.gaitpost.2008.01.002

- ALONSO, A. C., MOCHIZUKI, L., SILVA LUNA, N. M., AYAMA, S., CANONICA, A. C., GREVE, J. M. D. A. 2015. Relation between the Sensory and Anthropometric Variables in the Quiet Standing Postural Control: Is the Inverted Pendulum Important for the Static Balance Control? *BioMed Research International* [online]. 2015, 1–5, [cit. 2023-10-06]. ISSN 23146133. Dostupné z: doi: 10.1155/2015/985312
- ALVES, C. M., SANTANA, E. M., NAVES, E. L. M. 2019. Influence of Visual and Proprioceptive Systems in the Postural Balance of Young Adults. *XXVI Brazilian Congress on Biomedical Engineering* [online]. Singapore: Springer Singapore, 277–282, [cit. 2024-02-26]. IFMBE Proceedings. ISBN 9789811321184. Dostupné z: doi: 10.1007/978-981-13-2119-1\_42
- ANNINO, G., PALAZZO, F., LEBONE, P., CARONTI, A., LOMBARDO, M., CAMPOLI, F., PADUA, E., IELLAMO, F. 2015. The efficacy of plantar stimulation on human balance control. *Somatosensory & motor research* [online]. 2015-04-17, 32(3), 1–6, [cit. 2023-11-21]. ISSN 08990220. Dostupné z: doi: 10.3109/08990220.2015.1054025
- ARMISTEAD-JEHLE, P., LANGE, B. J., GREEN, P. 2017. Comparison of Neuropsychological and Balance Performance Validity Testing. *Applied Neuropsychology: Adult* [online]. 24(2), 190–197, [cit. 2023-11-05]. ISSN 23279095. Dostupné z: doi: 10.1080/23279095.2015.1132219
- BAHMANI, M., BAHRAM, A., MOHAMMADI SANJANI, F., DIEKFUSS, J. A. 2022. Systematically Increased External Loads Secured Inferior to Younger and Older Adults' Center of Mass Improves Postural Control without Compromising Functional Motor Performance. *Journal of Motor Behavior* [online]. 54(3), 291–303, [cit. 2023-11-22]. ISSN 00222895. Dostupné z: doi: 10.1080/00222895.2021.1960788
- BAI, J., HUA, A., WENG, D., WANG, N., WANG, J. 2023. Effects of non-extensible lumbar belts on static and dynamic postural stability. *BMC Musculoskeletal Disorders* [online]. 24(1), 1–8, [cit. 2023-12-08]. ISSN 14712474. Dostupné z doi: 10.1186/s12891-023-06476-w
- BAMPOURAS, T. M., DEWHURST, S. 2016. Carrying shopping bags does not alter static postural stability and gait parameters in healthy older females [online]. 46, 81–85, [cit. 2024-02-01]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi: 10.1016/j.gaitpost.2016.02.017
- BERTRAND-CHARETTE, M., LE QUANG, M., ROY, J., BOUYER, L. J., JAN, Y. 2022. Alteration of ankle proprioceptive threshold during gait in the presence of acute experimental

pain. *PLOS ONE* [online]. 17(1), 1–13, [cit. 2023-10-02]. ISSN 19326203. Dostupné z: doi: 10.1371/journal.pone.0263161

BIENIEK, K., WILCZYŃSKI, J. 2019. Analysis of the relationship between body posture and postural stability in girls aged 10–12 years. *Medical Studies* [online]. 35(1), 55–60, [cit. 2023-12-06]. ISSN 18991874. Dostupné z: doi: 10.5114/ms.2019.84052

BIZOVSKÁ, L., JANURA, M., MÍKOVÁ, M., SVOBODA, Z. 2017. *Rovnováha a možnosti jejího hodnocení*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978802445259-3.

BŁASZCZYK, J., BECK, M. 2023. Posturographic Standards for Optimal Control of Human Standing Posture. *Journal of Human Kinetics* [online]. 86(1), 7–15, [cit. 2023-12-07]. ISSN 16405544. Dostupné z: doi: 10.5114/jhk/159452

BLOUIN, J., CORBEIL, P., TEASDALE, N. 2003. Postural stability is altered by the stimulation of pain but not warm receptors in humans. *BMC Musculoskeletal Disorders* [online]. 4(1), 1–9, [cit. 2023-10-02]. ISSN 14712474. Dostupné z: doi: 10.1186/1471-2474-4-23

BRACKLEY, H. M., STEVENSON, J. M. 2004. Are Children's Backpack Weight Limits Enough? *Spine* [online]. 29(19), 2184–2190, [cit. 2024-04-11]. ISSN 03622436. Dostupné z: doi: 10.1097/01.brs.0000141183.20124.a9

BUCHANAN, J. J., HORAK, F. B. 2002. Vestibular loss disrupts control of head and trunk on a sinusoidally moving platform. *Journal of Vestibular Research* [online]. 11(6), 371–389, [cit. 2023-12-08]. ISSN 18786464. Dostupné z: doi: 10.3233/VES-2002-11604

CALVO-MORENO, S. O., RODRÍGUEZ-LÓPEZ, E. S., VAROL, U., BENITO-DE-PEDRO, M., ANÓS-MERINO, E., CONDE-VÁZQUEZ, O., FERNÁNDEZ-DE-LAS-PEÑAS, C., VALERA-CALERO, J. A. 2022. Acoustic Environmental Conditions (Do Not?) Affect the Static Posturography Diagnostic Accuracy: A Test–Retest Reliability Study. *Sensors* [online]. 22(6), 1–11, [cit. 2023-10-23]. ISSN 14248220. Dostupné z: doi: 10.3390/s22062365

CESAR, G. M., BUSTER, T. W., BURNFIELD, J. M. 2021. Test-retest reliability and minimal detectable change of the computerized dynamic posturography PROPRIO for adults with chronic traumatic brain injury. *Disability and Rehabilitation* [online]. 43(14), 2038–2044, [cit. 2023-10-23]. ISSN 09638288. Dostupné z: doi: 10.1080/09638288.2019.1688872

- COLBURN, D., RUSSO, L., BURKARD, R., HOSTLER, D. 2019. Firefighter protective clothing and self contained breathing apparatus does not alter balance testing using a standard sensory organization test or motor control test in healthy, rested individuals. *Applied Ergonomics* [online]. 80, 187–192, [cit. 2024-03-24]. ISSN 00036870. Dostupné z: doi: 10.1016/j.apergo.2019.05.010
- CONCORDIA UNIVERSITY. 2019. Perform Operating Document. NeuroCom® SMART EquiTest® (verze 04) [online]. 1–15, [cit. 2023-10-23]. Dostupné z: [https://schoolofhealth.concordia.ca/GettingStarted/pdf/compliance/PC-POD-FA-002-V04\\_NEUROCOM.pdf](https://schoolofhealth.concordia.ca/GettingStarted/pdf/compliance/PC-POD-FA-002-V04_NEUROCOM.pdf)
- CONNOLLY, B. H., COOK, B., HUNTER, S., LAUGHTER, M., MILLS, A., NORDTVEDT, N., BUSH, A. 2008. Effects of Backpack Carriage on Gait Parameters in Children. *Pediatric Physical Therapy* [online]. 20(4), 347–355, [cit. 2024-03-05]. ISSN 08985669. Dostupné z: doi: 10.1097/PEP.0b013e31818a0f8f
- COOPER, N., CANT, I., WHITE, M. D., MEYER, G. F., CROPPER, S. J. 2018. Perceptual assessment of environmental stability modulates postural sway. *PLOS ONE* [online]. 13(11), 1–21, [cit. 2023-10-02]. ISSN 19326203. Dostupné z: doi: 10.1371/journal.pone.0206218
- CUDEJKO, T., GARDINER, J., AKPAN, A., D'AOÛT, K. 2020. Minimal footwear improves stability and physical function in middle-aged and older people compared to conventional shoes. *Clinical Biomechanics* [online]. 71, 139–145, [cit. 2023-11-21]. ISSN 02680033. Dostupné z: doi: 10.1016/j.clinbiomech.2019.11.005
- CUISINIER, R., OLIVIER, I., VAUGOYEAU, M., NOUGIER, V., ASSAIANTE, C., GRIBBLE, P. L. 2011. Reweighting of Sensory Inputs to Control Quiet Standing in Children from 7 to 11 and in Adults. *PLoS ONE* [online]. 6(5), 1–4, [cit. 2024-03-28]. ISSN 19326203. Dostupné z: doi: 10.1371/journal.pone.0019697
- CURUK, E., ARUIN, A. S. 2021. The effect of a textured insole on anticipatory postural adjustments. *Somatosensory & motor research* [online]. 38(3), 188–193, [cit. 2023-11-14]. ISSN 08990220. Dostupné z: doi: 10.1080/08990220.2021.1918659
- D'ALESSANDRO, S., HANDLER, M., SABA, R., GARNHAM, C., BAUMGARTEN, D. 2022. Computer Simulation of the Electrical Stimulation of the Human Vestibular System: Effects of the Reactive Component of Impedance on Voltage Waveform and Nerve

Selectivity. *Journal of the Association for Research in Otolaryngology* [online]. 23(6), 815–833, [cit. 2023-10-14]. ISSN 14387573. Dostupné z: doi: 10.1007/s10162-022-00868-w

DAHL, K. D., WANG, H., POPP, J. K., DICKIN, D. C. 2016. Load distribution and postural changes in young adults when wearing a traditional backpack versus the BackTpack. *Gait & Posture* [online]. 45, 90–96, [cit. 2024-04-10]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi: 10.1016/j.gaitpost.2016.01.012

DE PAULA, A.J.F., SILVA, J.C.P., SILVA, J.C.R.P. 2015. The Influence of Load Imposed by the Backpack School in Children and Teens in Brazil. *Procedia Manufacturing* [online]. 3, 5350–5357, [cit. 2023-12-06]. ISSN 23519789. Dostupné z: doi: 10.1016/j.promfg.2015.07.645

DEFEO, C., HEEBNER, N., BAKER, C., HOCH, M., MORELLI, N. 2022. The Relationship Between Measures of Postural Control in Concussion Assessment. *Journal of Sport Rehabilitation* [online]. 31(4), 452–456, [cit. 2024-03-24]. ISSN 10566716. Dostupné z: doi: 10.1123/jsr.2021-0291

DEWAN, B. M., JAMES, C. R., KUMAR, N. A., BURGESS, N., ZUPANCIC, S., SAWYER, S. F. 2023. Adaptation in motor strategies for postural control associated with sensory reweighting. *Human Movement Science* [online]. 89, 1–12, [cit. 2023-11-22]. ISSN 01679457. Dostupné z: doi: 10.1016/j.humov.2023.103098

DOCKRELL, S., SIMMS, C., BLAKE, C. 2015. Schoolbag carriage and schoolbag-related musculoskeletal discomfort among primary school children. *Applied Ergonomics* [online]. 51, 281–290, [cit. 2024-03-05]. ISSN 00036870. Dostupné z: doi: 10.1016/j.apergo.2015.05.009

DOINE, R., SAKAMAKI, T. 2022. Human Standing Posture Motion Evaluation by the Visual Simulation of Multi-Directional Sea-Waves. *Sensors* [online]. 22(15), 1–14, [cit. 2023-12-07]. ISSN 14248220. Dostupné z: doi: 10.3390/s22155884

DOUNSKAIA, N., PETERSON, D., BRUHNS, R. P. 2018. Destabilization of the Upright Posture Through Elevation of the Center of Mass. *Annals of Biomedical Engineering* [online]. 46(2), 318–323, [cit. 2023-12-02]. ISSN 00906964. Dostupné z: doi: 10.1007/s10439-017-1957-7

DRZAŁ-GRABIEC, J., TRUSZCZYŃSKA, A., RYKAŁA, J., RACHWAŁ, M., SNELA, S., PODGÓRSKA, J. 2015. Effect of asymmetrical backpack load on spinal curvature in school



children. *Work* [online]. 51(2), 383–388, [cit. 2024-03-05]. ISSN 10519815. Dostupné z: doi: 10.3233/WOR-141981

DUARTE, M. B., DA SILVA ALMEIDA, G. C., COSTA, K. H. A., GARCEZ, D. R., DE ATHAYDE COSTA E SILVA, A., DA SILVA SOUZA, G., DE MELO-NETO, J. S., CALLEGARI, B. 2022. Anticipatory postural adjustments in older versus young adults: a systematic review and meta-analysis. *Systematic Reviews* [online]. 11(1), 1–14, [cit. 2023-11-07]. ISSN 20464053. Dostupné z: doi: 10.1186/s13643-022-02116-x

DYLEVSKÝ, I. 2009. *Funkční anatomie*. Praha: Grada. ISBN 9788024732404

DYLEVSKÝ, I. 2021. *Klinická kineziologie a patokineziologie 2. díl*. Praha: Grada. ISBN 9788027102303.

EMARA, A., MAHMOUD S., EMIRA, M. 2020. Effect of body weight on static and dynamic posturography. *The Egyptian Journal of Otolaryngology* [online]. 36(1), 1–8, [cit. 2023-10-23]. ISSN 20908539. Dostupné z: doi: 10.1186/s43163-020-00012-6

ENGELHART, D., PASMA J. H., SCHOUTEN, A. C., AARTS, R. G. K. M, MESKERS, A. B. MAIER, C. G. M., VAN DER KOOIJ, H. 2016. Adaptation of multijoint coordination during standing balance in healthy young and healthy old individuals. *Journal of Neurophysiology* [online]. 115(3), 1422–1435, [cit. 2023-10-01]. ISSN 00223077. Dostupné z: doi: 10.1152/jn.00030.2015

ERIKSEN, N. D., HOUGAARD, D. D. 2023. Age – and gender-specific normative data on computerized dynamic posturography in a cohort of Danish adults. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology* [online]. 280(5), 2191–2200, [cit. 2023-11-04]. ISSN 09374477. Dostupné z: doi: 10.1007/s00405-022-07706-y

FORSSBERG, H., NASHNER, L. M. 1982. Ontogenetic development of postural control in man: adaptation to altered support and visual conditions during stance. *The Journal of Neuroscience* [online]. 2(5), 545–552, [cit. 2024-05-03]. ISSN 02706474. Dostupné z: doi: 10.1523/JNEUROSCI.02-05-00545.1982

GAERLAN, G. M., ALPERT, P. T., CROSS, C., LOUIS, M., KOWALSKI, S. 2012. Postural balance in young adults: The role of visual, vestibular and somatosensory systems. *Journal of the American Academy of Nurse Practitioners* [online]. 24(6), 1–7, [cit. 2023-10-09]. ISSN 10412972. Dostupné z: doi: 10.1111/j.1745-7599.2012.00699.x

- GENITRINI, M., DOTTI, F., BIANCA, E., FERRI, A. 2022. Impact of Backpacks on Ergonomics: Biomechanical and Physiological Effects. *International Journal of Environmental Research and Public Health* [online]. 19(11), 1–19, [cit. 2023-10-01]. ISSN 16604601. Dostupné z: doi: 10.3390/ijerph19116737
- GILL, J., ALLUM, J. H. J., CARPENTER, M. G., HELD-ZIOLKOWSKA, M., ADKIN, A. L., HONEGGER, F., PIERCHALA, K. 2001. Trunk Sway Measures of Postural Stability During Clinical Balance Tests: Effects of Age. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* [online]. 56(7), 438–447, [cit. 2023-11-05]. ISSN 10795006. Dostupné z: doi: 10.1093/gerona/56.7.M438
- GOH, J-H., THAMBYAH, A., BOSE, K. 1998. Effects of varying backpack loads on peak forces in the lumbosacral spine during walking. *Clinical Biomechanics* [online]. 13(1), 26–31, [cit. 2024-04-21]. ISSN 02680033. Dostupné z: doi: 10.1016/S0268-0033(97)00071-5
- GOLRIZ, S., HEBERT, J. J., FOREMAN, K. B., WALKER, B. F. 2014. The effect of hip belt use and load placement in a backpack on postural stability and perceived exertion: a within-subjects trial. *Ergonomics* [online]. 58(1), 140–147, [cit. 2024-05-03]. ISSN 00140139. Dostupné z: doi: 10.1080/00140139.2014.960010
- GONÇALVES, C., BEZERRA, P., CLEMENTE, F. M., VILA-CHÃ, C., LEÃO, C., BRANDÃO, A., CANCELA, J. M. 2022. The relationship between static and dynamic balance in active young adults. *Human Movement* [online]. 23(2), 65–75, [cit. 2024-05-02]. ISSN 18991955. Dostupné z: doi: 10.5114/hm.2021.106165
- GOODGOLD, S., CORCORAN, M., GAMACHE, D., GILLIS, J., GUERIN, J., COYLE, J. Q. 2002. Backpack Use in Children. *Pediatric Physical Therapy* [online]. 14(3), 122–131, [cit. 2024-03-05]. ISSN 08985669. Dostupné z: doi: 10.1097/01.PEP.0000028834.19877.54
- GREVE, J. M. D’A., CUĚ, M., DÜLGEROĚLU, D., BRECH, G. C., ALONSO, A. C. 2013. Relationship between Anthropometric Factors, Gender, and Balance under Unstable Conditions in Young Adults. *BioMed Research International* [online]. 2013, 1–5, [cit. 2024-02-26]. ISSN 23146133. Dostupné z: doi: 10.1155/2013/850424
- GRIMMER, K., DANSIE, B., MILANESE, S., PIRUNSAN, U., TROTT, P. 2002. Adolescent standing postural response to backpack loads: a randomised controlled experimental study. *BMC Musculoskeletal Disorders* [online]. 3(1), 1–10, [cit. 2023-12-04]. ISSN 14712474. Dostupné z: doi: 10.1186/1471-2474-3-10

- GROVE, C. R., WHITNEY, S. L., HETZEL, S. J., HEIDERSCHEIT, B. C., PYLE, G. M. 2021. Validation of a next-generation sensory organization test in adults with and without vestibular dysfunction. *Journal of Vestibular Research* [online]. 31(1), 33–45, [cit. 2024-03-24]. ISSN 09574271. Dostupné z: doi: 10.3233/VES-200040
- GUTIÉRREZ, J., MARTIN, S., RODRIGUEZ, V. 2023. Human stability assessment and fall detection based on dynamic descriptors. *IET Image Processing* [online]. 17(11), 3177–3195, [cit. 2024-01-03]. ISSN 17519659. Dostupné z: doi:10.1049/ipr2.12847
- HAFSTRÖM, A., FRANSSON, P-A., KARLBERG, M., LEDIN, T., MAGNUSSON, M. 2009. Visual Influence on Postural Control, With and Without Visual Motion Feedback. *Acta Oto-Laryngologica* [online]. 122(4), 392–397 [cit. 2023-09-12]. ISSN 00016489. Dostupné z: doi: 10.1080/00016480260000076
- HAMMAMI, R., BEHM, D. G., CHTARA, M., OTHMAN, A. B., CHAOUACHI, A. 2014. Comparison of Static Balance and the Role of Vision in Elite Athletes. *Journal of Human Kinetics* [online]. 41(1), 33–41, [cit. 2024-02-26]. ISSN 18997562. Dostupné z: doi: 10.2478/hukin-2014-0030
- HARRISON, S. J., KINSELLA-SHAW, J. M., DOTOV, D. 2021. Effects of footedness and stance asymmetry confirm an inter-leg metastable coordination dynamics of standing posture. *Journal of Motor Behavior* [online]. 53(2), 135–156, [cit. 2023-12-07]. ISSN 00222895. Dostupné z: doi: 10.1080/00222895.2020.1740151
- HAUSSELLE, J., HADDOX, A. G., KASITZ, J., AZOUG, A. 2021. An interventional exploratory study to assess the effect of footwear on postural stability and strategy during quiet standing. *International Biomechanics* [online]. 8(1), 63–74, [cit. 2023-11-21]. ISSN 23335432. Dostupné z: doi: 10.1080/23335432.2021.1985610
- HELLER, M. F., CHALLIS, J. H., SHARKEY, N. A. 2009. Changes in postural sway as a consequence of wearing a military backpack. *Gait & Posture* [online]. 30(1), 115–117, [cit. 2024-03-23]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi: 10.1016/j.gaitpost.2009.02.015
- HERPIN, G., GAUCHARD, G. C., LION, A., COLLET, P., KELLER, D., PERRIN, P. P. 2010. Sensorimotor specificities in balance control of expert fencers and pistol shooters. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 20(1), 162–169, [cit. 2024-01-24]. ISSN 10506411. Dostupné z: doi: 10.1016/j.jelekin.2009.01.003

- HILL, M.W., DUNCAN, M. J., OXFORD, S. W., KAY, A. D., PRICEM, J. 2018. Effects of external loads on postural sway during quiet stance in adults aged 20–80 years. *Applied Ergonomics*. 66, 64–69. ISSN 00036870. Dostupné z: doi: 10.1016/j.apergo.2017.08.007
- HORAK, F. B. 2006. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing* [online]. 35(2), 7–11, [cit. 2024-03-29]. ISSN 14682834. Dostupné z: doi: 10.1093/ageing/af1077
- HORAK, F. B. 2010. Postural compensation for vestibular loss and implications for rehabilitation. *Restorative Neurology and Neuroscience* [online]. 28(1), 57–68, [cit. 2023-11-21]. ISSN 09226028. Dostupné z: doi: 10.3233/RNN-2010-0515
- HORAK, F. B., KLUZIK, J., HLAVACKA, F. 2016. Velocity dependence of vestibular information for postural control on tilting surfaces. *Journal of Neurophysiology* [online]. 116(3), 1468–1479, [cit. 2024-02-02]. ISSN 00223077. Dostupné z: doi: 10.1152/jn.00057.2016
- HORAK, F. B., WRISLEY, D. M., FRANK, J. 2009. The Balance Evaluation Systems Test (BESTest) to Differentiate Balance Deficits. *Physical Therapy* [online]. 89(5), 484–498, [cit. 2023-11-05]. ISSN 00319023. Dostupné z: doi: 10.2522/ptj.20080071
- HSIAO-WECKSLER, E. T., KATDARE, K., MATSON, J., LIU, W., LIPSITZ, L. A., COLLINS, J. J. 2003. Predicting the dynamic postural control response from quiet-stance behavior in elderly adults. *Journal of Biomechanics* [online]. 36(9), 1327–1333, [cit. 2023-12-04]. ISSN 00219290. Dostupné z: doi: 10.1016/S0021-9290(03)00153-2
- HUR, P., PARK, K., ROSENGREN, K. S., HORN, G. P., HSIAO-WECKSLER, E. T. 2015. Effects of air bottle design on postural control of firefighters. *Applied Ergonomics* [online]. 48, 49–55, [cit. 2023-12-05]. ISSN 00036870. Dostupné z: doi: 10.1016/j.apergo.2014.11.003
- HYONG, I. H., KIM, J. H. 2012. The Effect of Forward Head on Ankle Joint Range of Motion and Static Balance. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 24(9), 925–927, [cit. 2023-12-08]. ISSN 09155287. Dostupné z: doi: 10.1589/jpts.24.925
- CHALIMOURDAS, A., GILLES, A., DE HERTOIGH, W., MICHIELS, S. 2023. Does vibration frequency and location influence the effect of neck muscle vibration on postural sway? A cross-sectional study in asymptomatic participants. *Experimental Brain Research* [online]. 241(9), 2261–2273, [cit. 2023-10-06]. ISSN 00144819. Dostupné z: doi: 10.1007/s00221-023-06680-z

- CHANDER, H., GARNER, J., WADE, C., KNIGHT, A. 2017. Postural Control in Workplace Safety: Role of Occupational Footwear and Workload. *Safety* [online]. 3(3), 1–8, [cit. 2023-12-19]. ISSN 2313576X. Dostupné z: doi: 10.3390/safety3030018
- CHANDER, H., KNIGHT, A. C., GARNER, J. C., WADE, C., CARRUTH, D., WILSON, S. J., GDOVIN, J. R., WILLIAMS, C. C. 2019. Impact of military type footwear and load carrying workload on postural stability. *Ergonomics* [online]. 62(1), 103–114, [cit. 2024-03-24]. ISSN 00140139. Dostupné z: doi: 10.1080/00140139.2018.1521528
- CHANSIRINUKOR, W., WILSON, D., GRIMMER, K., DANSIE, B. 2001. Effects of backpacks on students: Measurement of cervical and shoulder posture. *Australian Journal of Physiotherapy*. 47(2), 110–116, [cit. 2024-05-02]. ISSN 00049514. Dostupné z: doi: 10.1016/S0004-9514(14)60302-0
- CHAUDHRY, H., BUKIET, B., JI, Z., FINDLEY, T. 2011. Measurement of balance in computer posturography: Comparison of methods—A brief review. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [online]. 15(1), 1–39, [cit. 2024-03-19]. ISSN 13608592. Dostupné z: doi: 10.1016/j.jbmt.2008.03.003
- CHAUDHRY, H., FINDLEY, T., QUIGLEY, K. S., BUKIET, B., JI, Z., SIMS, T., MANEY, M. 2004. Measures of postural stability. *The Journal of Rehabilitation Research and Development* [online]. 41(5), 713–720, [cit. 2024-05-08]. ISSN 07487711. Dostupné z: doi: 10.1682/JRRD.2003.09.0140
- CHEN, Y-L., NGUYEN, H-T., CHEN, Y. 2021. Influence of school bag loads and carrying methods on body strain among young male students. *International Journal of Industrial Ergonomics* [online]. 82, 1–9, [cit. 2023-12-06]. ISSN 01698141. Dostupné z: doi: 10.1016/j.ergon.2021.103095
- CHEUNG, T. C. K., SCHMUCKLER, M. A. 2021. Multisensory postural control in adults: Variation in visual, haptic, and proprioceptive inputs. *Human Movement Science* [online]. 79, 1–15, [cit. 2023-12-05]. ISSN 01679457. Dostupné z: doi: 10.1016/j.humov.2021.102845
- CHEUNG, T. C. K., SCHMUCKLER, M. A. 2023. Multisensory and biomechanical influences on postural control in children. *Journal of Experimental Child Psychology* [online]. 238, 1–18, [cit. 2023-12-04]. ISSN 00220965. Dostupné z: doi: 10.1016/j.jecp.2023.105796
- CHITRA, J., SHETTY, S. 2015. Screening of Proprioception of ankle joint in patients with diabetic neuropathy – An observation study. *International Journal of Therapies and*

*Rehabilitation Research* [online]. 4(4), 104–107, [cit. 2024-03-03]. ISSN 22780343. Dostupné z: doi: 10.5455/ijtrr.00000073

CHOW, D. H.K., OU, Z. Y., WANG, X. G., LAI, A. 2010. Short-term effects of backpack load placement on spine deformation and repositioning error in schoolchildren. *Ergonomics* [online]. 53(1), 56–64, [cit. 2024-04-20]. ISSN 00140139. Dostupné z: doi: 10.1080/00140130903389050

ILMANE, N., LARUE, J. 2011. Modulation of Anticipatory Postural Adjustments in the Anticipation-Coincidence Task. *Journal of Motor Behavior* [online]. 43(4), 333–343, [cit. 2024-01-24]. ISSN 00222895. Dostupné z: doi: 10.1080/00222895.2011.594819

INUKAI, Y., OTSURU, N., SAITO, K., MIYAGUCHI, S., KOJIMA, S., YOKOTA, H., NAGASAKA, K., ONISHI, H. 2020. The after-effect of noisy galvanic vestibular stimulation on postural control in young people: A randomized controlled trial. *Neuroscience Letters* [online]. 729, 1–6, [cit. 2024-02-03]. ISSN 03043940. Dostupné z: doi: 10.1016/j.neulet.2020.135009

ISHIDA, A., MASUDA, T., INAOKA, H., FUKUOKA, Y. 2008. *Stability of the human upright stance depending on the frequency of external disturbances*. 46(3), 213–221. ISSN 01400118. Dostupné z: doi: 10.1007/s11517-007-0269-8

ITO, T., SAKAI, Y., KAWAI, K., YAMAZAKI, K., SUGIURA, H., MORITA, Y. 2023. Proprioceptive reliance on trunk muscles for maintaining postural stability decreases in older patients with sagittal imbalance. *Gait & Posture* [online]. 105, 1–5 [cit. 2023-12-16]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi: 10.1016/j.gaitpost.2023.06.022

JACOBSON, P. G., NEWMAN, W. C., KARTUSH, M. J. c1997. *Handbook of balance function testing*. San Diego, Calif.: Singular Pub. Group. ISBN 9781565939073.

JANAKIRAMAN, B., RAVICHANDRAN, H., DEMEKE, S., FASIKA, S. 2017. Reported influences of backpack loads on postural deviation among school children: A systematic review. *Journal of Education and Health Promotion* [online]. 6(1), 1–11, [cit. 2023-10-06]. ISSN 22779531. Dostupné z: doi: 10.4103/jehp.jehp\_26\_15

JOHANSON, E., BRUMAGNE, S., JANSSENS, L., PIJNENBURG, M., CLAEYS, K., PÄÄSUKKE, M. 2011. The effect of acute back muscle fatigue on postural control strategy in people with and without recurrent low back pain. *European Spine Journal* [online]. 20(12), 2152–2159, [cit. 2023-10-04]. ISSN 09406719. Dostupné z: doi: 10.1007/s00586-011-1825-3

- JURAK, I., RAĐENOVIĆ, O., BOLČEVIĆ, F., BARTOLAC, A., MEDVED, V. 2019. The Influence of the Schoolbag on Standing Posture of First-Year Elementary School Students. *International Journal of Environmental Research and Public Health* [online]. 16(20), 1–13, [cit. 2023-10-01]. ISSN 16604601. Dostupné z: doi: 10.3390/ijerph16203946
- KAEWMANEE, T., LIANG, H., ARUIN, A. S. 2020. Effect of predictability of the magnitude of a perturbation on anticipatory and compensatory postural adjustments. *Experimental Brain Research* [online]. 238(10), 2207–2219, [cit. 2024-03-03]. ISSN 00144819. Dostupné z: doi: 10.1007/s00221-020-05883-y
- KAEWMANEE, T., LIANG, H., ARUIN, A. S. 2022. The Effect of Predictability of the Perturbation Magnitude on Anticipatory and Compensatory Postural Adjustments during a Bimanual Load-Lifting Task. *Journal of Motor Behavior* [online]. 54(5), 567–576, [cit. 2024-03-03]. ISSN 00222895. Dostupné z: doi: 10.1080/00222895.2021.2024491
- KANAMIYA, Y., OTA, S., SATO, D. 2010. Ankle and hip balance control strategies with transitions. *2010 IEEE International Conference on Robotics and Automation* [online]. IEEE, 3446–3451 [cit. 2024-02-29]. ISBN 9781424450381. Dostupné z: doi: 10.1109/ROBOT.2010.5509785
- KANEKAR, N., ARUIN, A. S. 2014. The effect of aging on anticipatory postural control. *Experimental Brain Research* [online]. 232(4), 1127–1136, [cit. 2024-03-03]. ISSN 00144819. Dostupné z: doi: 10.1007/s00221-014-3822-3
- KASOVIĆ, M., VESPALEC, T., ŠTEFAN, L. 2022. Effects of Load Carriage on Postural Sway and Relative Ground Reaction Forces in Special Police Officers: A Cross-Sectional Study. *International Journal of Environmental Research and Public Health* [online]. 19(24), 1–7, [cit. 2024-03-05]. ISSN 16604601. Dostupné z: doi: 10.3390/ijerph192416710
- KESHNER, E. A., MALLINSON, A. I., LONGRIDGE, N. S., SINNO, S., PETERSEN, H., PERRIN, P. 2023. Evolution of postural control assessment: From dynamic posturography to virtual reality. *Frontiers in Neurology* [online]. 13, 1–7, [cit. 2023-10-24]. ISSN 16642295. Dostupné z: doi: 10.3389/fneur.2022.1054346
- KEYWAN, A., WUEHR, M., PRADHAN, C., JAHN, K. 2018. Noisy Galvanic Stimulation Improves Roll-Tilt Vestibular Perception in Healthy Subjects. *Frontiers in Neurology* [online]. 9(83), 1–7, [cit. 2024-02-03]. ISSN 16642295. Dostupné z: doi: 10.3389/fneur.2018.00083

- KHALLAF, M. E. 2016. The effect of schoolbag weight on cervical posture in schoolchildren. *Türkiye Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Dergisi* [online]. 62(1), 16–21, [cit. 2023-12-06]. ISSN 13020234. Dostupné z: doi: 10.5606/tftrd.2016.12754
- KIEFER, A. W., ARMITANO-LAGO, C. N., CONE, B. L., BONNETTE, S., RHEA, C. K., CUMMINS-SEBREE, S., RILEY, M. A. 2021. Postural control development from late childhood through young adulthood. *Gait & Posture* [online]. 86, 169–173, [cit. 2023-12-04]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi: 10.1016/j.gaitpost.2021.02.030
- KIM, M. H., YI, C. H., KWON, O. Y., CHO, S. H., YOO, W. G. 2008. Changes in neck muscle electromyography and forward head posture of children when carrying schoolbags. *Ergonomics* [online]. 51(6), 890–901, [cit. 2024-03-11]. ISSN 00140139. Dostupné z: doi: 10.1080/00140130701852747
- KISTNER, F., FIEBERT, I., ROACH, K. 2012. Effect of backpack load carriage on cervical posture in primary schoolchildren. *Work* [online]. 41(1), 99–108, [cit. 2023-12-07]. ISSN 10519815. Dostupné z: doi: 10.3233/WOR-2012-1289
- KOLÁŘ, P. 2020. *Rehabilitace v klinické praxi*. Druhé vydání. Praha: Galén. ISBN 9788074925-009.
- KOLÁŘ, P., MÁČEK M. 2021. *Základy klinické rehabilitace*. Druhé vydání. Praha: Galén. ISBN 9788074925092
- KOLÁŘOVÁ, B., STACHO, J., JIRÁČKOVÁ, M., KONEČNÝ, P., NAVRÁTILOVÁ, L. 2019. *Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitaci*. Druhé přepracované a doplněné vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 9788024454030
- KOT, A., NAWROCKA, A., SIOMA, A. 2022. Human Sway on a Balance Platform. *Acta Montanistica Slovaca* [online]. (27), 892–901, [cit. 2023-10-01]. ISSN 13351788. Dostupné z: doi: 10.46544/AMS.v27i4.05
- KOZINC, Ž., MARJANOV, N., ŠARABON, N. 2023. The Differences in Transient Characteristics of Postural Control between Young and Older Adults across Four Different Postural Tasks. *Applied Sciences* [online]. 13(6), 1–11, [cit. 2023-11-22]. ISSN 20763417. Dostupné z: doi: 10.3390/app13063485



- LEDIN, T., ÖDKVIST, L. M. 2009. Effects of Increased Inertial Load in Dynamic and Randomized Perturbed Posturography. *Acta Oto-Laryngologica* [online]. 113(3), 249–252, [cit. 2024-03-12]. ISSN 00016489. Dostupné z: doi: 10.3109/00016489309135802
- LEE, H., HAN, S., HOPKINS, J. T. 2022. Altered Visual Reliance Induced by Stroboscopic Glasses during Postural Control. *International Journal of Environmental Research and Public Health* [online]. 19(4), 1–11, [cit. 2023-10-02]. ISSN 16604601. Dostupné z: doi: 10.3390/ijerph19042076
- LEE, J-H. 2016. Effects of forward head posture on static and dynamic balance control. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 28(1), 274–277, [cit. 2023-12-15]. ISSN 09155287. Dostupné z: doi: 10.1589/jpts.28.274
- LI, N., LIU J., XIE, Y., JI, W., CHEN, Z. 2023. Age-related decline of online visuomotor adaptation: a combined effect of deteriorations of motor anticipation and execution. *Frontiers in Aging Neuroscience* [online]. 15, 1–17, [cit. 2023-10-25]. ISSN 16634365. Dostupné z: doi: 10.3389/fnagi.2023.1147079
- LI, S. S. W., CHAN, O. H. T., NG, T. Y., KAM, L. H., NG, C. Y., CHUNG, W. C., CHOW, D. H. K. 2019. Effects of backpack and double pack loads on postural stability. *Ergonomics* [online]. 62(4), 537–547, [cit. 2024-03-23]. ISSN 00140139. Dostupné z: doi: 10.1080/00140139.2018.1552764
- LIONS, C., BUCCI, M. P., BONNET, C., TREMBLAY, F. 2016. Postural Control Can Be Well Maintained by Healthy, Young Adults in Difficult Visual Task, Even in Sway-Referenced Dynamic Conditions. *PLOS ONE* [online]. 11(10), 1–14, [cit. 2024-04-19]. ISSN 19326203. Dostupné z: doi: 10.1371/journal.pone.0164400
- LOGAN, D., KIEMEL, T., JEKA, J. J., VAN BEERS, R. J. 2014. Asymmetric Sensory Reweighting in Human Upright Stance. *PLoS ONE* [online]. 9(6), 1–10, [cit. 2023-12-07]. ISSN 19326203. Dostupné z: doi: 10.1371/journal.pone.0100418
- LUDWIG, O., KELM, J., HAMMES, A., SCHMITT, E., FRÖHLICH, M. 2020. Neuromuscular performance of balance and posture control in childhood and adolescence. *Heliyon* [online]. 6(7), 1–11, [cit. 2023-12-04]. ISSN 24058440. Dostupné z: doi: 10.1016/j.heliyon.2020.e04541
- LUO, H., WANG, X., FAN M., DENG, L., JIAN, C., WEI, M., LUO, J. 2018. The Effect of Visual Stimuli on Stability and Complexity of Postural Control. *Frontiers in*

*Neurology* [online]. 9, 1–7, [cit. 2023-11-04]. ISSN 16642295. Dostupné z: doi: 10.3389/fneur.2018.00048

LYU, S., LABAT, K. L. 2016. Effects of natural posture imbalance on posture deviation caused by load carriage. *International Journal of Industrial Ergonomics* [online]. 56, 115–123, [cit. 2023-12-06]. ISSN 01698141. Dostupné z: doi: 10.1016/j.ergon.2016.09.006

MAHBOOBIN, A., LOUGHLIN, P., ATKESON, C., REDFERN, M. 2009. A mechanism for sensory re-weighting in postural control. *Med Biol Eng Comput.* [online]. 47(9), 921–929, [cit. 2024-03-28]. ISSN 01400118. Dostupné z: doi: 10.1007/s11517-009-0477-5

MANDREKAR, S., CHAVHAN, D., SHYAM, A. L., SANCHETI, P. K. 2022. Effects of carrying school bags on cervical and shoulder posture in static and dynamic conditions in adolescent students. *International Journal of Adolescent Medicine and Health* [online]. 34(1), 1–8, [cit. 2023-12-06]. ISSN 21910278. Dostupné z: doi: 10.1515/ijamh-2019-0073

MANDZÁKOVÁ, M., SLOVÁKOVÁ, M. 2023. The Intervention Program effect on the Quality of Children's Body Posture at Elementary Education Level. *Sport Mont* [online]. 21(3), 57–63, [cit. 2023-12-08]. ISSN 14517485. Dostupné z: doi:10.26773/smj.231009

MARINKOVIC, D., BELIC, A., MARIJANAC, A., MARTIN-WYLIE, E., MADIC, D., OBRADOVIC, B. 2022. Static and dynamic postural stability of children girls engaged in modern dance. *European Journal of Sport Science* [online]. 22(3), 354–359, [cit. 2023-12-08]. ISSN 17461391. Dostupné z doi: 10.1080/17461391.2021.1922503

MARTIN, J., KEARNEY, J., NESTROWITZ, S., BURKE, A., SAX VAN DER WEYDEN, M. 2023. Effects of load carriage on measures of postural sway in healthy, young adults: A systematic review and meta-analysis. *Applied Ergonomics* [online]. 106, 1–14, [cit. 2023-12-03]. ISSN 00036870. Dostupné z: doi: 10.1016/j.apergo.2022.103893

MASSION, J. 1994. Postural control system. *Current Opinion in Neurobiology* [online]. 4(6), 877–887, [cit. 2024-01-03]. ISSN 09594388. Dostupné z: doi: 10.1016/0959-4388(94)90137-6

MAY, B., TOMPOROWSKI, P. D., FERRARA, M. 2009. Effects of Backpack Load on Balance and Decisional Processes. *Military Medicine* [online]. 174(12), 1308–1312, [cit. 2024-03-23]. ISSN 00264075. Dostupné z: doi: 10.7205/MILMED-D-00-0809

- MCNERNEY, K. M., COAD, M. L., BURKARD, R. F. 2018. Learning Effects and the Sensory Organization Test: Influence of a Unilateral Peripheral Vestibular Impairment. *American Journal of Audiology* [online]. 27(4), 539–546, [cit. 2024-03-24]. ISSN 10590889. Dostupné z: doi: 10.1044/2018\_AJA-17-0067
- MIKO, S. C., SIMON, J. E., MONFORT, S. S. M., YOM, J. P., ULLOA, S., GROOMS, D. R. 2021. Postural stability during visual-based cognitive and motor dual-tasks after ACLR. *Journal of Science and Medicine in Sport* [online]. 24(2), 146–151, [cit. 2023-12-15]. ISSN 14402440. Dostupné z: doi: 10.1016/j.jsams.2020.07.008
- MO, S. W., XU, D-Q., LI, J. X., LIU, M. 2013. Effect of backpack load on the head, cervical spine and shoulder postures in children during gait termination. *Ergonomics* [online]. 56(12), 1908–1916, [cit. 2023-12-06]. ISSN 00140139. Dostupné z: doi: 10.1080/00140139.2013.851281
- MOHAPATRA, S., KRISHNAN, V., ARUIN, A. S. 2012. Postural control in response to an external perturbation: effect of altered proprioceptive information. *Experimental Brain Research* [online]. 217(2), 197–208, [cit. 2023-10-02]. ISSN 00144819. Dostupné z: doi: 10.1007/s00221-011-2986-3
- MONSELL, E. M., FURMAN, J. M., HERDMAN, S. J., KONRAD, H. R., SHEPARD, N. T. 1997. Computerized Dynamic Platform Posturography. *Otolaryngology–Head and Neck Surgery* [online]. 117(4), 394–398, [cit. 2023-10-24]. ISSN 01945998. Dostupné z: doi: 10.1016/S0194-5998(97)70132-3
- MORAES, R., FREITAS, P. B., RAZUK, M., BARELA, J. A., BEN HAMED, S. 2016. Quality of Visual Cue Affects Visual Reweighting in Quiet Standing. *PLOS ONE* [online]. 11(3), 1–13, [cit. 2023-09-12]. ISSN 19326203. Dostupné z: doi: 10.1371/journal.pone.0150158
- MORASSO, P. 2022. Integrating ankle and hip strategies for the stabilization of upright standing: An intermittent control model. *Frontiers in Computational Neuroscience* [online]. 16, 1–13 [cit. 2023-12-05]. ISSN 16625188. Dostupné z: doi: 10.3389/fncom.2022.956932
- MORGAN, P. M., WILLIAMS, V. J., SELL, T. C. 2016. Postural Stability of Special Warfare Combatant-Craft Crewmen With Tactical Gear. *Journal of Special Operations Medicine* [online]. 16(4), 27–31, [cit. 2024-03-07]. ISSN 15539768. Dostupné z: doi: 10.55460/ALNS-5X82

- MOTMANS, R. R.E.E., TOMLOW, S., VISSERS, D., 2007. Trunk muscle activity in different modes of carrying schoolbags. *Ergonomics* [online]. 49(2), 127–138, [cit. 2024-05-17]. ISSN 00140139. Dostupné z: doi: 10.1080/00140130500435066
- MROZKOWIAK, M., STEPIEŃ-SŁODKOWSKA, M. 2021. The effects of the weight of school supplies carried on the right or left shoulder on postural features in the sagittal and transverse planes in seven-year-old pupils of both genders. *Acta of Bioengineering and Biomechanics* [online]. 23(3), 33–45, [cit. 2023-12-07]. ISSN 1509409X. Dostupné z: doi: 10.37190/ABB-01814-2021-04
- MUSTAPA, A., JUSTINE, M., MOHD MUSTAFAH, N., JAMIL, N., MANAF, H. 2016. Postural Control and Gait Performance in the Diabetic Peripheral Neuropathy: A Systematic Review. *BioMed Research International* [online]. 2016, 1–14, [cit. 2024-02-05]. ISSN 23146133. Dostupné z: doi: 10.1155/2016/9305025
- NAGAI, K., YAMADA, M., UEMURA, K., YAMADA, Y., ICHIHASHI, N., TSUBOYAMA, T. 2011. Differences in muscle coactivation during postural control between healthy older and young adults. *Archives of Gerontology and Geriatrics* [online]. 53(3), 338–343 [cit. 2023-11-22]. ISSN 01674943. Dostupné z: doi: 10.1016/j.archger.2011.01.003
- NEDELKOU, A., HATZITAKI, V., CHATZINIKOLAOU, K., GROUIOS, G. 2021. Does somatosensory feedback from the plantar foot sole contribute to verticality perception? *Somatosensory & motor research* [online]. 38(3), 214–222, [cit. 2023-11-21]. ISSN 08990220. Dostupné z: doi: 10.1080/08990220.2021.1949977
- NeuroCom Smart EquiTest – Natus Medical – PDF Catalogs | Technical Documentation [online]. [cit.2023-02-25]. Dostupné z: [https://pdf.medicalexpo.com/pdf/natus-medical/neurocom-smart-equitest/76900-168321-\\_3.html](https://pdf.medicalexpo.com/pdf/natus-medical/neurocom-smart-equitest/76900-168321-_3.html)
- NISHINO, L. K., ROCHA, G. D., SOUZA, T. S. A., RIBEIRO, F. A. Q, CÓSER, P. L. 2021. Protocolo para posturografia estática com provas dinâmicas em indivíduos sem queixas vestibulares utilizando o sistema Horus. *CoDAS* [online]. 33(3), 1–13, [cit. 2023-10-23]. ISSN 23171782. Dostupné z: doi: 10.1590/2317-1782/20202019270
- O’CONNELL, C., MAHBOOBIN, A., DREXLER, S., REDFERN, M. S., PERERA, S., NAU, A. C., CHAM, R. 2017. Effects of acute peripheral/central visual field loss on standing

balance. *Experimental Brain Research* [online]. 235(11), 3261–3270, [cit. 2023-11-04]. ISSN 00144819. Dostupné z: doi: 10.1007/s00221-017-5045-x

ONOFREI, R. R., AMARICAI, E. 2022. Postural Balance in Relation with Vision and Physical Activity in Healthy Young Adults. *International Journal of Environmental Research and Public Health* [online]. 19(9), 1–9, [cit. 2023-11-20]. ISSN 16604601. Dostupné z: doi: 10.3390/ijerph19095021

ORHAN, E., ALTIN, B., AKSOY, S. 2021. Effect of Smartphone Use on Static and Dynamic Postural Balance in Healthy Young Adults. *American Journal of Audiology* [online]. 30(3), 703–708, [cit. 2024-05-02]. ISSN 10590889. Dostupné z: doi: 10.1044/2021\_AJA-20-00210

ORR, R., SCHRAM, B., POPE, R. 2018. A Comparison of Military and Law Enforcement Body Armour. *International Journal of Environmental Research and Public Health* [online]. 15(2), 1–12, [cit. 2024-03-05]. ISSN 16604601. Dostupné z: doi: 10.3390/ijerph15020339

PALAZZO, F., NARDI, A., LAMOUCHELI, N., CARONTI, A., ALASHRAM, A., PADUA, E., ANNINO, G. 2021. The effect of age, sex and a firm-textured surface on postural control. *Experimental Brain Research* [online]. 239(7), 2181–2191 [cit. 2024-02-04]. ISSN 00144819. Dostupné z: doi:10.1007/s00221-021-06063-2

PARDO-IBÁÑEZ, A., BERMEJO, J. L., GANDIA, S., MAITRE, J., VILLARRASA-SAPIÑA, I., ESTEVAN, I., GARCIA-MASSO, X. 2020. Sensory Reweighting During Bipedal Quiet Standing in Adolescents. *Motor Control* [online]. 24(3), 383–396, [cit. 2023-09-12]. ISSN 10871640. Dostupné z: doi: 10.1123/mc.2018-0119

PARK, H., BRANSON, D., KIM, S., WARREN, A., JACOBSON, B., PETROVA, A., PEKSOZ, S., KAMENIDIS, P. 2014. Effect of armor and carrying load on body balance and leg muscle function. *Gait & Posture* [online]. 39(1), 430–435, [cit. 2024-03-24]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi: 10.1016/j.gaitpost.2013.08.018

PARK, J., NGUYEN, V. Q., HO, R. L. M., COOMBES, S. A. 2023. The effect of chronic low back pain on postural control during quiet standing: A meta-analysis. *Scientific Reports* [online]. 13(1), 1–15, [cit. 2023-10-04]. ISSN 20452322. Dostupné z: doi: 10.1038/s41598-023-34692-w

- PATEL, M., FRANSSON, P.A., LUSH, D., GOMEZ, S. 2008. The effect of foam surface properties on postural stability assessment while standing. *Gait & Posture* [online]. 28(4), 649–656, [cit. 2024-01-31]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi: 10.1016/j.gaitpost.2008.04.018
- PAU, M., CORONA, F., LEBAN, B., PAU, M. 2011. Effects of backpack carriage on foot–ground relationship in children during upright stance. *Gait & Posture* [online]. 33(2), 195–199, [cit. 2024-03-04]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.10.096
- PAU, M., PAU, M. 2010. Postural sway modifications induced by backpack carriage in primary school children: a case study in Italy. *Ergonomics* [online]. 53(7), 872–881, [cit. 2023-12-05]. ISSN 00140139. Dostupné z: doi: 10.1080/00140139.2010.489965
- PENNA, G., ZECCA, G., ALTAVILLA, G., D'ISANTO, T., RUSSO, L. 2023. Can somatotype influence the static postural control? A new proposal of investigation. *Journal of Human Sport and Exercise* [online]. 18(3), 586–595, [cit. 2023-10-06]. ISSN 19885202. Dostupné z: doi: 10.14198/jhse.2023.183.07
- PERRONE, M., ORR, R., HING, W., MILNE, N., POPE, R. 2018. The Impact of Backpack Loads on School Children: A Critical Narrative Review. *International Journal of Environmental Research and Public Health* [online]. 15(11), 1–25, [cit. 2024-03-05]. ISSN 16604601. Dostupné z: doi: 10.3390/ijerph15112529
- PHANTHANOURAK, A. L., ADKIN, A. L., CARPENTER, M. G., TOKUNO, C. D. 2023. Effects of postural threat on the scaling of anticipatory postural adjustments in young and older adults. *Frontiers in Human Neuroscience* [online]. 17, 1–11, [cit. 2023-11-08]. ISSN 16625161. Dostupné z: doi: 10.3389/fnhum.2023.1267093
- POLITTI, F., DE OLIVEIRA, G. T., DE PAULA G. C. A. F., EL HAGE, Y., AMARAL, A. P., AMORIM, C. F., BIASOTTO-GONZALEZ, D. A. 2012. Effect of the Usual Weight of a Backpack on Body Sway during Quiet Standing. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 24(11), 1079–1082, [cit. 2024-05-01]. ISSN 09155287. Dostupné z: doi: 10.1589/jpts.24.1079
- POURAHMADI, M., NEGAHBAN, H., KOES, B. W., FERNÁNDEZ-DE-LAS-PEÑAS, C., EBRAHIMI TAKAMJANI I., BAHRAMIAN M. 2023. The effect of dual-task conditions on postural control in adults with low back pain: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research* [online]. 18(1), 1–18, [cit. 2023-10-06]. ISSN 1749799X. Dostupné z: doi: 10.1186/s13018-023-04035-6

- PRIOLI, A. C., CARDOZO, A. S., DE FREITAS, J. P. B., BARELA, J. A. 2006. Task demand effects on postural control in older adults. *Human Movement Science* [online]. 25(3), 435–446 [cit. 2023-12-04]. ISSN 01679457. Dostupné z: doi: 10.1016/j.humov.2006.03.003
- PROSKE, U., GANDEVIA, S. C. 2012. The Proprioceptive Senses: Their Roles in Signaling Body Shape, Body Position and Movement, and Muscle Force. *Physiological Reviews* [online]. 92(4), 1651–1697, [cit. 2023-10-02]. ISSN 00319333. Dostupné z: doi: 10.1152/physrev.00048.2011
- PUCKREE, T., SILAL, S. P., LIN, J. 2009. School bag carriage and pain in school children. *Disability and Rehabilitation* [online]. 26(1), 54–59, [cit. 2024-03-05]. ISSN 09638288. Dostupné z: doi: 10.1080/09638280310001616376
- RAFFALT, P. C., SPEDDEN, M. E., GEERTSEN, S. S., MARCHETTI, F., CALTAGIRONE, C., KOCH, G., PEPPE, A. 2019. Dynamics of postural control during bilateral stance – Effect of support area, visual input and age: A Sensory-Motor Strategy to Improve the Gait. *Human Movement Science* [online]. 67, 1–10, [cit. 2023-11-14]. ISSN 01679457. Dostupné z: doi: 10.1016/j.humov.2019.05.007
- RAGNARSDÓTTIR, M. 1996. The Concept of Balance. *Physiotherapy* [online]. 82(6), 368–375, [cit. 2024-03-02]. ISSN 00319406. Dostupné z: doi: 10.1016/S0031-9406(05)66484-X
- RAMPRASAD, M., ALIAS, J., RAGHUVVEER, A. K. 2010. Effect of backpack weight on postural angles in preadolescent children. *Indian Pediatrics* [online]. 47(7), 575–580, [cit. 2024-03-05]. ISSN 00196061. Dostupné z: doi: 10.1007/s13312-010-0130-2
- RAND, T. J., AMBATI, V. N. P., MUKHERJEE, M. 2019. Persistence in postural dynamics is dependent on constraints of vision, postural orientation, and the temporal structure of support surface translations. *Experimental Brain Research* [online]. 237(3), 601–610, [cit. 2023-11-08]. ISSN 00144819. Dostupné z: doi: 10.1007/s00221-018-5444-7
- REISI, A., HASHEMI-OSKOU EI, A., ASHTIANI, M. N., BAHREPEYMA, F. 2023. Role of sensory feedback in postural control of the patients with diabetic neuropathy. *International Journal of Diabetes in Developing Countries* [online]. 1–7, [cit. 2024-02-05]. ISSN 09733930. Dostupné z: doi: 10.1007/s13410-023-01200-9
- REYNARD, F., CHRISTE, D., TERRIER, P., MÜLLER, J. 2019. Postural control in healthy adults: Determinants of trunk sway assessed with a chest-worn accelerometer in 12 quiet

standing tasks. *PLOS ONE* [online]. 14(1), 1–17, [cit. 2023-10-06]. ISSN 19326203. Dostupné z: doi: 10.1371/journal.pone.0211051

ROBERTS, M., TALBOT, C., KAY, A., PRICE, M., HILL, M. 2018. Changes in postural sway and gait characteristics as a consequence of anterior load carriage. *Gait & Posture*. 66, 139–145. ISSN 09666362. Dostupné z: doi: 10.1016/j.gaitpost.2018.08.039

ROSKER, J., MARKOVIC, G., SARABON, N. 2011. Effects of vertical center of mass redistribution on body sway parameters during quiet standing. *Gait & Posture* [online]. 33(3), 452–456, [cit. 2023-10-02]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.12.023

RUGELJ, D., SEVŠEK, F. 2011. The effect of load mass and its placement on postural sway. *Applied Ergonomics* [online]. 42(6), 860–866, [cit. 2023-12-03]. ISSN 00036870. Dostupné z: doi: 10.1016/j.apergo.2011.02.002

RUSSO, M. M., LEMOS, T., IMBIRIBA, L. A., RIBEIRO, N. L., VARGAS, C. D. 2017. Beyond deficit or compensation: new insights on postural control after long-term total visual loss. *Experimental Brain Research* [online]. 235(2), 437–446, [cit. 2023-10-01]. ISSN 00144819. Dostupné z: doi: 10.1007/s00221-016-4799-x

SACCO, C. C., GAFFNEY, E. M., DEAN, J. C. 2018. Effects of White Noise Achilles Tendon Vibration on Quiet Standing and Active Postural Positioning. *Journal of Applied Biomechanics* [online]. 34(2), 151–158, [cit. 2023-10-04]. ISSN 10658483. Dostupné z: doi: 10.1123/jab.2016-0359

SANTUZ, A., ZAMPIERI, N. 2024. Making sense of proprioception. *Trends in Genetics* [online]. 40(1), 20–23, [cit. 2024-03-03]. ISSN 01689525. Dostupné z: doi: 10.1016/j.tig.2023.10.006

SARABON, N., ROSKER, J., LOEFLER, S., KERN, H. 2013. The effect of vision elimination during quiet stance tasks with different feet positions. *Gait & Posture* [online]. 38(4), 708–711, [cit. 2023-12-05]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi: 10.1016/j.gaitpost.2013.03.005

SHANBHAG, J., WOLF, A., WECHSLER, I., FLEISCHMANN, S., WINKLER, J., LEYENDECKER, S., ESKOFIER, M. B., KOELEWIJIN, D. A., WARTZACK, S., MIEHLING, J. 2023. Methods for integrating postural control into biomechanical human simulations: a systematic review. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 20(1), 1–17, [cit. 2023-12-07]. ISSN 17430003. Dostupné z: doi: 10.1186/s12984-023-01235-3



- SHASMIN, H. N., ABU OSMAN, N. A., RAZALI, R., USMAN, J., WAN ABAS, W. A. B. 2007. A Preliminary Study of Acceptable Load Carriage for Primary School Children. *3rd Kuala Lumpur International Conference on Biomedical Engineering 2006* [online]. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg. 15, 171–174, [cit. 2024-03-11]. IFMBE Proceedings. ISBN 978354068016-1. Dostupné z: doi: 10.1007/978-3-540-68017-8\_44
- SHEIR-NEISS, G. I., KRUSE, R. W., RAHMAN, T., JACOBSON, L. P., PELLI, J. A. 2003. The Association of Backpack Use and Back Pain in Adolescents. *Spine* [online]. 28(9), 922–930, [cit. 2024-03-05]. ISSN 03622436. Dostupné z: doi: 10.1097/01.BRS.0000058725.18067.F7
- SHIGAKI, L., VIEIRA, E. R., DE OLIVEIRA, G. A. W., ARAÚJO, C. G. A., CARMARGO, M. Z., STURION, L. A., DE OLIVEIRA, M. R., DA SILVA, R. A. 2017. Effects of Holding an External Load on the Standing Balance of Older and Younger Adults With and Without Chronic Low Back Pain. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics* [online]. 40(4), 284–292, [cit. 2023-12-03]. ISSN 01614754. Dostupné z: doi: 10.1016/j.jmpt.2017.01.007
- SHISHKIN, N., KITOV, V., SAYENKO, D., TOMILOVSKAYA, E. 2023. Sensory organization of postural control after long term space flight. *Frontiers in Neural Circuits* [online]. 17, 1–11, [cit. 2023-12-08]. ISSN 16625110. Dostupné z: doi: 10.3389/fncir.2023.1135434
- SHUMWAY-COOK, A., WOOLLACOTT, M. H. 2007. *Motor control: translating research into clinical practice*. Third edition. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins. ISBN 9780781766913.
- SCHEDLER, S., ABECK, E., MUEHLBAUER, T. 2021. Relationships between types of balance performance in healthy individuals: Role of age. *Gait & Posture* [online]. 84, 352–356, [cit. 2024-03-03]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi: 10.1016/j.gaitpost.2021.01.008
- SCHIFFMAN, J. M., GREGORCZYK, K. N., BENSEL, C. K., HASSELQUIST, L., OBUSEK, J. P. 2008. The effects of a lower body exoskeleton load carriage assistive device on limits of stability and postural sway. *Ergonomics* [online]. 51(10), 1515–1529, [cit. 2023-11-27]. ISSN 00140139. Dostupné z: doi: 10.1080/00140130802248084

- SILVA, A. G., JOHNSON, M. I. 2013. Does forward head posture affect postural control in human healthy volunteers? *Gait and Posture* [online]. 38(2), 352–353, [cit. 2023-11-21]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi: 10.1016/j.gaitpost.2012.11.014
- SMITH, D. L., WALSH, M. S. 2023. Relationship between backpack load location, sex, anthropometric and body composition factors with postural sway in healthy young adults. *Journal of the Canadian Chiropractic Association* [online]. 67(2), 117–126, [cit. 2024-04-10]. ISSN 00083194. PMID: 37840582; PMCID: PMC10575324.
- SOANGRA, R., BHATT, H., RASHEDI, E. 2018. Effects of load carriage and surface inclination on linear and non-linear postural variability. *Safety Science* [online]. 110, 427–437, [cit. 2024-03-24]. ISSN 09257535. Dostupné z: doi: 10.1016/j.ssci.2018.03.019
- SPITERI, K., BUSUTTIL, M-L., AQUILINA, S., GAUCI, D., CAMILLERI, E., GRECH, V. 2017. Schoolbags and back pain in children between 8 and 13 years: a national study. *British Journal of Pain* [online]. 11(2), 81–86, [cit. 2024-03-05]. ISSN 20494637. Dostupné z: doi: 10.1177/2049463717695144
- STEINDL, R., KUNZ, K., SCHROTT-FISCHER, A., SCHOLTZ, A. W. 2006. Effect of age and sex on maturation of sensory systems and balance control. *Developmental Medicine & Child Neurology* [online]. 48(06), 477–482, [cit. 2024-04-21]. ISSN 00121622. Dostupné z: doi: 10.1017/S0012162206001022
- STRUBE, E. M., SUMNER, A., KOLLOCK, R., GAMES, K. E., LACKAMP, M. A., MIZUTANI, M., SEFTON, J. M. 2017. The Effect of Military Load Carriage on Postural Sway, Forward Trunk Lean, and Pelvic Girdle Motion. *International Journal of Exercise Science* [online]. 10(1), 25–36, [cit. 2024-03-11]. ISSN 1939795X. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5213736/>
- ŠARABON, N., KOZINC, Ž., MARKOVIĆ, G. 2022. Effects of age, sex and task on postural sway during quiet stance. *Gait & Posture* [online]. 92, 60–64 [cit. 2023-12-04]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi: 10.1016/j.gaitpost.2021.11.020
- TAHAYORI, B., RILEY, Z. A., MAHMOUDIAN, A., KOCEJA, D. M., HONG, S. L. 2012. Rambling and Trembling in Response to Body Loading. *Motor Control* [online]. 16(2), 144–157, [cit. 2024-03-19]. ISSN 10871640. Dostupné z: doi: 10.1123/mcj.16.2.144
- TANAKA, K., FUJIKI, S., ATOMI, T., TAKANO, W., HASEGAWA, K., NAGANO, A., SHIMIZU M., ATOMI Y. 2022. Control of structural redundancy from the head to trunk in the

human upright standing revealed using a data-driven approach. *Scientific Reports*. 12(1), 1–12. ISSN 20452322. Dostupné z: doi: 10.1038/s41598-022-17322-9

TASSEEL-PONCHE, S., YELNIK, A.P., BONAN, I. V. 2015. Motor strategies of postural control after hemispheric stroke. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology* [online]. 45(4–5), 327–333, [cit. 2023-12-08]. ISSN 09877053. Dostupné z: doi: 10.1016/j.neucli.2015.09.003

THOMAS, E., ROSSI, C., PETRIGNA, L., MESSINA, G., BELLAFFIORE, M., NEŞE ŞAHIN, F., PROIA, P., PALMA, A., BIANCO, A. 2023. Evaluation of Posturographic and Neuromuscular Parameters during Upright Stance and Hand Standing: A Pilot Study. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*. 8(2), 1–10. ISSN 24115142. Dostupné z: doi: 10.3390/jfmk8020040

THOMPSON, C., BÉLANGER, M., FUNG, J. 2007. Effects of bilateral Achilles tendon vibration on postural orientation and balance during standing. *Clinical Neurophysiology* [online]. 118(11), 2456–2467, [cit. 2023-10-06]. ISSN 13882457. Dostupné z: doi: 10.1016/j.clinph.2007.08.013

TURVEY, M.T. 2007. Action and perception at the level of synergies. *Human Movement Science* [online]. 26(4), 657–697, [cit. 2024-03-02]. ISSN 01679457. Dostupné z: doi: 10.1016/j.humov.2007.04.002

VAGHELA, N., PAREKH, S., PADSALA, D., PATEL, D. 2019. Effect of backpack loading on cervical and sagittal shoulder posture in standing and after dynamic activity in school going children. *Journal of Family Medicine and Primary Care* [online]. 8(3), 1076–1081, [cit. 2023-12-06]. ISSN 22494863. Dostupné z: doi: 10.4103/jfmmpc.jfmmpc\_367\_18

VAN HUMBEECK, N., KLIEGL, R., KRAMPE, R. T. 2023. Lifespan changes in postural control. *Scientific Reports* [online]. 13(1), 1–11, [cit. 2024-03-24]. ISSN 20452322. Dostupné z: doi: 10.1038/s41598-022-26934-0

VANICEK, N., KING, S. A., GOHIL, R., CHETTER, I. C., COUGHLIN, P. A. 2013. Computerized Dynamic Posturography for Postural Control Assessment in Patients with Intermittent Claudication. *Journal of Visualized Experiments* [online]. 51077(82), 1–9, [cit. 2024-03-17]. ISSN 1940087X. Dostupné z: doi: 10.3791/51077

VAŘEKA, I. 2002. Posturální stabilita (I. část): Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* [online]. 2002a, 9(4), 115–121, [cit. 2023-05-

12]. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/280087667\\_Posturalni\\_stabilita\\_Cast\\_1](https://www.researchgate.net/publication/280087667_Posturalni_stabilita_Cast_1)

VÉLE, F. 1997. *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada. ISBN 8071692565.

VERONESE, T. P., MESSIAS, I. D. A., CHRISTOFARO, D. G. D., FERREIRA, D. M. A. 2019. Relationship between the school backpack load and university students' posture. *Scientia Medica* [online]. 29(3), 1–6, [cit. 2023-12-06]. ISSN 19806108. Dostupné z: doi: 10.15448/1980-6108.2019.3.33440

VIEIRA, A. C., RIBEIRO, F. 2015. Impact of backpack type on respiratory muscle strength and lung function in children. *Ergonomics* [online]. 58(6), 1005–1011, [cit. 2024-03-05]. ISSN 00140139. Dostupné z: doi: 10.1080/00140139.2014.997803

WALSH, G. S., LOW, D. C., ARKESTEIJN, M. 2020. Stable and Unstable Load Carriage Effects on the Postural Control of Older Adults. *Journal of Applied Biomechanics* [online]. 36(3), 178–185 [cit. 2023-12-02]. ISSN 10658483. Dostupné z: doi: 10.1123/jab.2019-0366

WANG, Z., JORDAN, K., NEWELL, K. M. 2012. Coordination Patterns of Foot Dynamics in the Control of Upright Standing. *Motor Control* [online]. 16(3), 425–443, [cit. 2023-10-01]. ISSN 10871640. Dostupné z: doi: 10.1123/mcj.16.3.425

WINTER, D. A. 1995. Human balance and posture control during standing and walking. 3(4), 193–214. ISSN 09666362. Dostupné z: doi: 10.1016/0966-6362(96)82849-9

WOJCIECHOWSKA-MASZKOWSKA, B., BORZUCKA, D. 2020. Characteristics of Standing Postural Control in Women under Additional Load. *International Journal of Environmental Research and Public Health* [online]. 17(2), 1–8, [cit. 2024-03-04]. ISSN 16604601. Dostupné z: doi: 10.3390/ijerph17020490

XIE, L., WANG J. 2019. Anticipatory and compensatory postural adjustments in response to loading perturbation of unknown magnitude. *Experimental Brain Research* [online]. 237(1), 173–180, [cit. 2024-03-03]. ISSN 00144819. Dostupné z: doi: 10.1007/s00221-018-5397-x

YANG, H-C., XIAO, W-W., GUAN, Y-X., MAO, H-A., HAO, Z-M., WANG, C-H. 2023. Effect of Cognitive Load on Anticipatory Postural Adjustment Latency and its Relationship with Pain-Related Dysfunction in Non-specific Chronic Low Back Pain: A Cross-Sectional

Study. *Pain and Therapy* [online]. 12(3), 723–735, [cit. 2023-11-07]. ISSN 21938237. Dostupné z: doi: 10.1007/s40122-023-00495-0

YOUNG, L. R., BERNARD-DEMANZE, L., DUMITRESCU, M., MAGNAN, J., BOREL, L., LACOUR, M., OMAN, C. M. 2012. Postural performance of vestibular loss patients under increased postural threat1. *Journal of Vestibular Research* [online]. 22(2–3), 129–138, [cit. 2023-11-20]. ISSN 18786464. Dostupné z: doi: 10.3233/VES-2012-0449

YOUNG, S., WALLMANN, H. W., QUIAMBAO, K. L., GRIME, B. M. 2021. The Effects of Whole Body Vibration on the Limits of Stability in Adults With Subacute Ankle Injury. *International Journal of Sports Physical Therapy* [online]. 16(3), 749–755, [cit. 2023-10-01]. ISSN 21592896. Dostupné z: doi: 10.26603/001c.24250

ZARRINKOOB, H., BAYAT, A., KAKA, N. 2021. The effect of sport training on otolith function in adults with profound sensorineural hearing loss. *Hearing, Balance and Communication* [online]. 19(2), 80–85, [cit. 2023-10-14]. ISSN 21695717. Dostupné z: doi: 10.1080/21695717.2020.1836577

ZAVALISHINA, S. Y., KARPOV, V. Y., ZAGORODNIKOVA, A. Y., RYAZANTSEV, A. A., ALIKHOJIN, R. R., VORONOVA, N. N. 2021. Functional Mechanisms for Maintaining Posture in Humans during Ontogenesis. *Journal Of Biochemical Technology* [online]. 12(1), 36–39, [cit. 2023-12-09]. ISSN 09742328. Dostupné z: doi:10.51847/5LNdyTcdH

ZHU, W., LI, Y., WANG, B., ZHAO, C., WU, T., LIU, T., SUN, F. 2021. Objectively Measured Physical Activity Is Associated with Static Balance in Young Adults. *International Journal of Environmental Research and Public Health* [online]. 18(20), 1–11, [cit. 2024-03-02]. ISSN 16604601. Dostupné z: doi: 10.3390/ijerph182010787

ZULTOWSKI, I., ARUIN, A. 2008. Carrying loads and postural sway in standing: the effect of load placement and magnitude. *Work*. 30(4), 359–368, [cit. 2023-11-04]. ISSN 10519815.

## Seznam zkratek

|         |   |
|---------|---|
| ADT     | Adaptation Test                                 |
| BOS     | Opěrná báze                                     |
| C1-4    | testovaná podmínka 1 až 4                       |
| C7      | sedmý krční obratel                             |
| cm      | centimetr                                       |
| CNS     | Centrální nervová soustava                      |
| COG (Y) | Průmět těžiště do podložky na ose Y             |
| COG     | průmět těžiště do podložky (Centrum of gravity) |
| COM     | těžiště   |
| COP     | Centrum of pressure                             |
| č.      | číslo   |
| ES      | Equilibrium Score                               |
| et al.  | a kolektiv                                      |
| g       | gram  |
| HP      | hmotnosti probanda                              |
| kg      | kilogram  |
| l       | litr  |
| LOS     | Limity stability                                |
| m.      | musculus  |
| MCT     | Motor Control Test                              |
| min     | minuta  |
| mm      | milimetr  |

|                                 |                                 |
|---------------------------------|---------------------------------|
| ms                              | milisekunda                     |
| p                               | hladina signifikance            |
| s                               | sekunda                         |
| s.                              | strana                          |
| S <sub>1</sub> a S <sub>2</sub> | první a druhý sakrální obratel  |
| SIPS                            | Spina Iliaca Posterior Superior |
| SOT                             | Sensory Organization Test       |

## **Přílohy**

### **Seznam příloh**

**Příloha 1** – Vzor informovaného souhlasu

**Příloha 2** – Souhlas Etické komise

**Příloha 3** – Popisná statistika (Souhrnný popis naměřených průměrů a mediánů a popis minimálních a maximálních naměřených hodnot)



## **Příloha č. 1 – Informovaný souhlas**

### **Informovaný souhlas**

Pro výzkumný projekt: Vliv externí zátěže na posturální kontrolu stoje zdravého jedince – posturografická analýza.

Období realizace: Květen 2023–Březen 2024

Řešitelé projektu: Bc. František Farkaš

Vedoucí práce: Mgr. Radek Mlíka, Ph.D.

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném šetření, jehož cílem je za pomoci posturografické analýzy zjistit efekt externí zátěže na posturální stabilitu při bipedálním stoji zdravé populace v daném věku při změně sensorických vjemů.

Předmětem výzkumu je vliv externí zátěže na posturální kontrolu zdravé mladé populace. Posturální kontrola je schopnost člověka zajistit rovnováhu a orientaci, tak aby nedocházelo k pádům. V průběhu měření Vám budou měněny podmínky, ve kterých budete stát (viz podmínky) a navíc budete na sobě nést zátěž v batohu na zádech o hmotnosti 10 % z Vaší tělesné hmotnosti a 20 % z Vaší tělesné hmotnosti. Mezi jednotlivými měřeními budou pauzy na odpočinek a nasazení zátěže. Celé měření bude trvat asi 45 minut. Měřit se bude na tzv. posturografu, modulem Smart Equitest System od firmy Neurocom.

Podmínky:

- 1) Proband stojí na stabilní plošině s otevřenými očima.
- 2) Proband stojí na stabilní plošině se zavřenými očima.
- 3) Proband stojí na labilní plošině s otevřenými očima.
- 4) Proband stojí na labilní plošině se zavřenými očima.

Z účasti na tomto výzkumu pro Vás vyplývá riziko pádu. Výzkum Vám může odhalit kvalitu vaší rovnováhy a jak Vaše tělo reaguje na vnější zátěž ve formě běžně nošeného batohu. Pokud s účastí na výzkumu souhlasíte, připojte podpis, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením.

## Prohlášení účastníka výzkumu

Prohlašuji, že souhlasím s účastí na výše uvedeném výzkumu. Řešitel/ka projektu mne informoval/a o podstatě výzkumu a seznámil/a mne s cíli a metodami a postupy, které budou při výzkumu používány, podobně jako s výhodami a riziky, které pro mne z účasti na výzkumu vyplývají. Souhlasím s tím, že všechny získané údaje budou anonymně zpracovány, použity jen pro účely výzkumu a že výsledky výzkumu mohou být anonymně publikovány.

Měl/a jsem možnost vše si řádně, v klidu a v dostatečně poskytnutém čase zvážit, měl/a jsem možnost se řešitele/ky zeptat na vše, co jsem považoval/a za pro mne podstatné a potřebné vědět. Na tyto mé dotazy jsem dostal/a jasnou a srozumitelnou odpověď. Jsem informován/a, že mám možnost kdykoliv od spolupráce na výzkumu odstoupit, a to i bez udání důvodu.

Osobní údaje (sociodemografická data) účastníka výzkumu budou v rámci výzkumného projektu zpracovávána v souladu s nařízením Evropského parlamentu a Rady EU 2016/679 ze dne 27. dubna 2016 o ochraně fyzických osob v souvislosti se zpracováním osobních údajů a o volném pohybu těchto údajů a o zrušení směrnice 95/46/ES (dále jen „nařízení“).

Prohlašuji, že beru na vědomí informace obsažené v tomto informovaném souhlasu a souhlasím se zpracováním osobních a citlivých údajů účastníka výzkumu v rozsahu a způsobem a za účelem specifikovaným v tomto informovaném souhlasu.

Tento informovaný souhlas je vyhotoven ve dvou stejnopisech, každý s platností originálu, z nichž jeden obdrží účastník výzkumu (nebo zákonný zástupce) a druhý řešitel projektu.

Jméno, příjmení a podpis účastníka výzkumu (zákonného zástupce): \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

V \_\_\_\_\_ dne: \_\_\_\_\_

Jméno, příjmení a podpis řešitele projektu: \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

## Příloha č. 2 – Souhlas Etické komise



Fakulta  
zdravotnických věd

UPOL - 149515/FZV-2023

Vážený pan  
Bc. František Farkaš

2023-05-25

Vyjádření Etické komise FZV UP

Vážený pane bakaláři,

na základě Vaší Žádosti o stanovisko Etické komise FZV UP byla Vaše výzkumná část diplomové práce posouzena a po vyhodnocení všech zaslaných dokumentů Vám sdělujeme, že diplomové práci s názvem „**Vliv externí zátěže na posturální kontrolu stoje zdravého jedince – posturografická analýza**“, jehož jste hlavním řešitelem, bylo uděleno

**souhlasné stanovisko Etické komise FZV UP .**

S pozdravem,

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI  
Fakulta zdravotnických věd  
Etická komise  
Hněvotínská 3, 775 15 Olomouc

Mgr. Renáta Váverková  
předsedkyně  
Etické komise FZV UP

Fakulta zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci  
Hněvotínská 3 | 775 15 Olomouc | T: 585 632 880  
[www.fzv.upol.cz](http://www.fzv.upol.cz)

### Příloha č. 3 – Popisná statistika

| Proměnná           | Popisné statistiky    |          |                         |                        |        |
|--------------------|-----------------------|----------|-------------------------|------------------------|--------|
|                    | Platných N (probandů) | Průměr   | Int. spolehl. -95,000 % | Int. spolehl. 95,000 % | Medián |
| ES C1              | 22                    | 94,586   | 93,742                  | 95,430                 | 94,8   |
| ES C1 10 % BW      | 22                    | 93,2     | 92,111                  | 94,288                 | 93,8   |
| ES C1 20 % BW      | 22                    | 89,85    | 87,526                  | 92,173                 | 91,6   |
| ES C2              | 22                    | 92,54    | 91,466                  | 93,615                 | 92,6   |
| ES C2 10 % BW      | 22                    | 92,709   | 91,456                  | 93,962                 | 92,6   |
| ES C2 20 % BW      | 22                    | 89,139   | 86,603                  | 91,675                 | 91,3   |
| ES C3              | 22                    | 86,940   | 84,151                  | 89,730                 | 88,5   |
| ES C3 10 % BW      | 22                    | 84,700   | 81,770                  | 87,629                 | 83,3   |
| ES C3 20 % BW      | 22                    | 82,118   | 78,178                  | 86,057                 | 82,1   |
| ES C4              | 22                    | 73,527   | 69,104                  | 77,950                 | 74,8   |
| ES C4 10 % BW      | 22                    | 73,254   | 69,639                  | 76,869                 | 74,8   |
| ES C4 20 % BW      | 22                    | 69,281   | 64,801                  | 73,762                 | 72,15  |
| COG (Y)            | 22                    | 0,343    | -0,101                  | 0,787                  | 0,48   |
| COG (Y) 10 % BW    | 22                    | 0,11     | -0,347                  | 0,567                  | 0,265  |
| COG (Y) 20 % BW    | 22                    | -0,00045 | -0,316                  | 0,315                  | 0,145  |
| C2 COG (Y)         | 22                    | 0,289    | -0,165                  | 0,744                  | 0,48   |
| C2 COG (Y) 10 % BW | 22                    | 0,185    | -0,231                  | 0,602                  | 0,4    |
| C2 COG (Y) 20 % BW | 22                    | -0,025   | -0,430                  | 0,379                  | -0,195 |
| C3 COG (Y)         | 22                    | 0,222    | -0,321                  | 0,767                  | 0,495  |
| C3 COG (Y) 10 % BW | 22                    | 0,328    | -0,171                  | 0,828                  | 0,13   |
| C3 COG (Y) 20 % BW | 22                    | -0,117   | -0,513                  | 0,279                  | -0,08  |
| C4 COG (Y)         | 22                    | 0,242    | -0,313                  | 0,798                  | 0,21   |
| C4 COG (Y) 10 % BW | 22                    | 0,316    | -0,139                  | 0,771                  | 0,41   |
| C4 COG (Y) 20 % BW | 22                    | -0,052   | -0,460                  | 0,356                  | -0,015 |

**Tabulka 18** Souhrnný popis naměřených průměrných hodnot a mediánů pro procentuální vyjádření stability (Equilibrium score) námi měřených podmínek a průmět COG do podložky před začátkem jednotlivých testovaných podmínek za tří zátěžových podmínek, ES C1–C4– procentuální vyjádření stability bez zátěže, ES C1– C4 10 %– procentuální vyjádření stability se zátěží 10 %, ES C1–C4 20 %–procentuální vyjádření stability se zátěží 20 % COG (Y) – pozice COG bez zátěže, C1–C4 COG (Y) 10 % BW – pozice COG s 10 % zátěže, C1–C4 COG (Y) 20 % BW–pozice COG s 20 % zátěže

| Proměnná           | Popisné statistiky |                   |           |            |
|--------------------|--------------------|-------------------|-----------|------------|
|                    | Minimální hodnoty  | Maximální hodnoty | sm. odch. | Var. koef. |
| ES C1              | 90,30000           | 97,0000           | 1,90395   | 2          |
| ES C1 10 % HP      | 89,00000           | 96,3000           | 2,45570   | 3          |
| ES C1 20 % HP      | 74,30000           | 97,0000           | 5,24039   | 6          |
| ES C2              | 88,00000           | 97,0000           | 2,42284   | 3          |
| ES C2 10 % HP      | 87,30000           | 97,6000           | 2,82622   | 3          |
| ES C2 20 % HP      | 75,60000           | 96,3000           | 5,71968   | 6          |
| ES C3              | 71,30000           | 95,0000           | 6,29109   | 7          |
| ES C3 10 % HP      | 74,30000           | 95,0000           | 6,60642   | 8          |
| ES C3 20 % HP      | 63,00000           | 93,6000           | 8,88475   | 11         |
| ES C4              | 47,60000           | 88,0000           | 9,97541   | 14         |
| ES C4 10 % HP      | 60,60000           | 87,6000           | 8,15328   | 11         |
| ES C4 20 % HP      | 39,60000           | 79,6000           | 10,10571  | 15         |
| C1 COG (Y)         | -2,20000           | 1,8000            | 1,00280   | 292        |
| C1 COG (Y) 10 % HP | -2,40000           | 1,7600            | 1,03139   | 938        |
| C1 COG (Y) 20 % HP | -1,36000           | 1,4000            | 0,71175   | -156586    |
| C2 COG (Y)         | -2,00000           | 1,9000            | 1,02636   | 355        |
| C2 COG (Y) 10 % HP | -1,53000           | 1,7600            | 0,94049   | 506        |
| C2 COG (Y) 20 % HP | -1,63000           | 1,7000            | 0,91274   | -3586      |
| C3 COG (Y)         | -1,96000           | 2,4300            | 1,22774   | 551        |
| C3 COG (Y) 10 % HP | -1,80000           | 1,8600            | 1,12821   | 343        |
| C3 COG (Y) 20 % HP | -1,53000           | 1,6300            | 0,89379   | -762       |
| C4 COG (Y)         | -2,00000           | 3,0300            | 1,25453   | 517        |
| C4 COG (Y) 10 % HP | -1,60000           | 2,0600            | 1,02730   | 325        |
| C4 COG (Y) 20 % HP | -1,56000           | 1,6600            | 0,92178   | -1763      |

**Tabulka 19** Popis minimálních a maximálních hodnot využitých při statistickém zpracování, směrodatné odchylky a variační koeficient, ES C1–C4 – procentuální vyjádření stability bez zátěže, ES C1–C4 10 % - procentuální vyjádření stability se zátěží 10 %, ES C1–C4 20 % –procentuální vyjádření stability se zátěží 20 % COG (Y) –pozice COG bez zátěže, C1–C4 COG (Y) 10 % BW – pozice COG s 10 % zátěže, C1–C4 COG (Y) 20 % BW –pozice COG s 20 % zátěže

## Seznam obrázků

|  |    |
|--|----|
| <b>Obrázek 1</b> Biomechanické parametry ve stoji v antero-posteriorním směru (Gutiérrez, Martin a Rodriguez 2023, s. 3179)..... | 10 |
| <b>Obrázek 2</b> Motorické strategie (Kanamiya, Ota a Sato, 2010, s. 3446).....  | 16 |
| <b>Obrázek 3</b> Schéma posturální kontroly lidského těla, upraveno dle Massion (1994, s. 878) .                                 | 21 |
| <b>Obrázek 4</b> Postavení dolních končetin na plošině (Concordia University, 2019, s. 5).....                                   | 35 |
| <b>Obrázek 5</b> Standardizovaný batoh (čelní strana).....   | 37 |

## Seznam tabulek

|   |    |
|---|----|
| <b>Tabulka 1</b> Přehled alterovaných sensorických vstupů za jednotlivých podmínek .....  | 34 |
| <b>Tabulka 2</b> Porovnání průměrů a směrodatných odchylek vychýlení mezi třemi zátěžovými podmínkami, průměr COG (Y) Alignment pro jednotlivé zátěže za podmínky C1 – bez přidané zátěže (C1 COG (Y)), se zátěží 10 % HP (10 % BW), se zátěží 20 % HP (20 % BW).....   | 38 |
| <b>Tabulka 3</b> Porovnání rozdílu vychýlení COG mezi třemi zátěžovými podmínkami při klidném bipedálním stoji bez alterace sensorických vjemů, průměr COG (Y) Alignment pro jednotlivé zátěže za podmínky C1 – bez přidané zátěže (C1 COG (Y)), se zátěží 10 % HP (10 % HP), se zátěží 20 % HP (20 % HP). .....                    | 39 |
| <b>Tabulka 4</b> Porovnání průměrů a směrodatných odchylek vychýlení COG (Y) mezi třemi zátěžovými podmínkami u klidného bipedálního stoje se zavřenýma očima – bez přidané zátěže (C2 COG (Y)), se zátěží 10 % HP (C2 10 % BW), se zátěží 20 % HP (C2 20 % BW). .....  | 39 |
| <b>Tabulka 5</b> Porovnání rozdílu vychýlení COG mezi třemi zátěžovými podmínkami při klidném bipedálním stoji s alterací zraku, průměr C2 COG (Y) Alignment pro jednotlivé zátěže za podmínky C2 – bez přidané zátěže (C2 COG (Y)), se zátěží 10 % HP (C2 10 % HP), se zátěží 20 % HP (C2 20 % HP).....                            | 40 |
| <b>Tabulka 6</b> Porovnání průměrů a směrodatných odchylek vychýlení COG mezi třemi zátěžovými podmínkami u klidného bipedálního stoje se sklopnou plochou, průměr C2 COG (Y) Alignment pro jednotlivé zátěže za podmínky C2 – bez přidané zátěže (C2 COG (Y)), se zátěží 10 % HP (C2 10 % HP), se zátěží 20 % HP (C2 20 % HP)..... | 40 |
| <b>Tabulka 7</b> Porovnání rozdílu vychýlení COG mezi třemi zátěžovými podmínkami při klidném bipedálním stoji s alterací zraku – bez přidané zátěže (C3 COG (Y)), se zátěží 10 % HP (C3 10 % HP), se zátěží 20 % HP (C3 20 % HP).....  | 41 |
| <b>Tabulka 8</b> Porovnání průměrů a směrodatných odchylek vychýlení COG mezi třemi zátěžovými podmínkami u klidného bipedálního stoje se zavřenýma očima na sklopné ploše –  |    |

|  |    |
|--|----|
| bez přidané zátěže (C4 COG (Y)), se zátěží 10 % HP (C4 10 % HP), se zátěží 20 % HP (C4 20 % HP). .....   | 41 |
| <b>Tabulka 9</b> Porovnání rozdílu vychýlení COG mezi třemi zátěžovými podmínkami při klidném bipedálním stoji s alterací zraku na sklopné ploše – bez přidané zátěže (C4 COG (Y)), se zátěží 10 % HP (C4 10 % HP), se zátěží 20 % HP (C4 20 % HP). .....  | 42 |
| <b>Tabulka 10</b> Porovnání průměrů a směrodatných odchylek procentuálního vyjádření stability (Equilibrium skóre) u klidného bipedálního stoje bez alterace sensorických vjemů za tři zátěžových podmínek – bez zátěže (ES C1), procentuální vyjádření stability se zátěží 10 % HP (ES C1 10 % HP), procentuální vyjádření stability se zátěží 20 % HP (ES C1 20 % HP) .....                                      | 43 |
| <b>Tabulka 11</b> Porovnání rozdílu procentuálního vyjádření stability (Equilibrium skóre) u klidného bipedálního stoje bez alterace sensorických vjemů za tři zátěžových podmínek – bez zátěže (ES C1), procentuální vyjádření stability se zátěží 10 % HP (ES C1 10 % HP), procentuální vyjádření stability se zátěží 20 % HP (ES C1 20 % HP).....   | 44 |
| <b>Tabulka 12</b> Porovnání průměrů a směrodatných odchylek procentuálního vyjádření stability (Equilibrium skóre) u klidného bipedálního stoje se zavřenýma očima za tři zátěžových podmínek – bez zátěže (ES C2), procentuální vyjádření stability se zátěží 10 % HP (ES C2 10 % BW), procentuální vyjádření stability se zátěží 20 % HP (ES C2 20 % HP).....  | 44 |
| <b>Tabulka 13</b> Porovnání rozdílu procentuálního vyjádření stability (Equilibrium skóre) u klidného bipedálního stoje se zavřenýma očima za tři zátěžových podmínek – bez zátěže (ES C2), procentuální vyjádření stability se zátěží 10 % HP (ES C2 10 % HP), procentuální vyjádření stability se zátěží 20 % HP (ES C2 20 % HP).....  | 45 |
| <b>Tabulka 14</b> Porovnání průměrů a směrodatných odchylek procentuálního vyjádření stability (Equilibrium skóre) u klidného bipedálního stoje na sklopné ploše za tři zátěžových podmínek, ES C3 – procentuální vyjádření stability bez zátěže – bez zátěže (ES C3), procentuální vyjádření stability se zátěží 10 % HP (ES C3 10 % HP), procentuální vyjádření stability se zátěží 20 % HP (ES C3 20 % HP)..... | 46 |
| <b>Tabulka 15</b> Porovnání rozdílu procentuálního vyjádření stability (Equilibrium skóre) u klidného bipedálního stoje na sklopné ploše za tři zátěžových podmínek – bez zátěže (ES C3), procentuální vyjádření stability se zátěží 10 % HP (ES C3 10 % HP), procentuální vyjádření stability se zátěží 20 % HP (ES C3 20 % HP).....  | 47 |
| <b>Tabulka 16</b> Porovnání průměrů a směrodatných odchylek procentuálního vyjádření stability (Equilibrium skóre) u klidného bipedálního stoje se zavřenýma očima na sklopné ploše za tři zátěžových podmínek – bez zátěže (ES C4), procentuální vyjádření stability se zátěží 10 % HP (ES C4 10 % BW), procentuální vyjádření stability se zátěží 20 % HP (ES C4 20 % BW) ...                                    | 47 |

**Tabulka 17** Porovnání rozdílu procentuálního vyjádření stability (Equilibrium skóre) u klidného bipedálního stoje se zavřenými očima na sklopné ploše za tří zátěžových podmínek – bez zátěže (ES C4), procentuální vyjádření stability se zátěží 10 % HP (ES C4 10 % HP), procentuální vyjádření stability se zátěží 20 % HP (ES C4 20 % HP).....48

**Tabulka 18** Souhrnný popis naměřených průměrných hodnot a mediánů pro procentuální vyjádření stability (Equilibrium score) námi měřených podmínek a průmět COG do podložky před začátkem jednotlivých testovaných podmínek za tří zátěžových podmínek, ES C1–C4–procentuální vyjádření stability bez zátěže, ES C1– C4 10 %– procentuální vyjádření stability se zátěží 10 %, ES C1–C4 20 %–procentuální vyjádření stability se zátěží 20 % COG (Y) – pozice COG bez zátěže, C1–C4 COG (Y) 10 % BW – pozice COG s 10 % zátěže, C1–C4 COG (Y) 20 % BW–pozice COG s 20 % zátěže.....97

**Tabulka 19** Popis minimálních a maximálních hodnot využitých při statistickém zpracování, směrodatné odchylky a variační koeficient, ES C1–C4 – procentuální vyjádření stability bez zátěže, ES C1–C4 10 % - procentuální vyjádření stability se zátěží 10 %, ES C1–C4 20 %–procentuální vyjádření stability se zátěží 20 % COG (Y) –pozice COG bez zátěže, C1–C4 COG (Y) 10 % BW – pozice COG s 10 % zátěže, C1–C4 COG (Y) 20 % BW–pozice COG s 20 % zátěže .....98

## Seznam grafů

**Graf 1** Grafické znázornění vychýlení COG za tří zátěžových podmínek při klidném bipedálním stoji bez alterace sensorických vjemů – bez přidané zátěže (C1 COG (Y)), se zátěží 10 % HP (10 % HP), se zátěží 20 % HP (20 % HP). .....39

**Graf 2** Grafické znázornění vychýlení COG (Y) při klidném bipedálním stoji se zavřenými očima za tří zátěžových podmínek – bez přidané zátěže (C2 COG (Y)), se zátěží 10 % HP (C2 10 % HP), se zátěží 20 % HP (C2 20 % HP).....40

**Graf 3** Grafické znázornění vychýlení COG (Y) při klidném bipedálním stoji se sklopnou plochou za tří zátěžových podmínek, COG (Y) při klidném bipedálním stoji se sklopnou plochou bez přidané zátěže (C3 COG (Y)), se zátěží 10 % HP (C3 10 % HP), se zátěží 20 % HP (C3 20 % HP). .....41

**Graf 4** Grafické znázornění vychýlení COG (Y) při klidném bipedálním stoji se zavřenými očima na sklopné ploše za tří zátěžových podmínek, COG (Y) při klidném bipedálním stoji se zavřenými očima a sklopnou plochou – bez přidané zátěže (C4 COG (Y)), se zátěží 10 % HP (C4 10 % BW), se zátěží 20 % HP (C4 20 % BW).....42



|  |    |
|--|----|
| <b>Graf 5</b> Grafické znázornění procentuálního vyjádření stability (Equilibrium skóre) u klidného bipedálního stoje bez alterace sensorických vjemů za tří zátěžových podmínek – bez zátěže (ES C1), procentuální vyjádření stability se zátěží 10 % HP (ES C1 10 % HP), procentuální vyjádření stability se zátěží 20 % HP (ES C1 20 % HP)..... | 43 |
| <b>Graf 6</b> Grafické znázornění procentuálního vyjádření stability (Equilibrium skóre) klidného bipedálního stoje se zavřenýma očima za tří zátěžových podmínek – bez zátěže (ES C2), procentuální vyjádření stability se zátěží 10 % HP (ES C2 10 % HP), procentuální vyjádření stability se zátěží 20 % HP (ES C2 20 % HP).....                | 45 |
| <b>Graf 7</b> Grafické znázornění procentuálního vyjádření stability (Equilibrium skóre) u klidného bipedálního stoje na sklopné ploše za tří zátěžových podmínek – bez zátěže (ES C3), procentuální vyjádření stability se zátěží 10 % HP (ES C3 10 % HP), procentuální vyjádření stability se zátěží 20 % HP (ES C3 20 % HP).....                | 46 |
| <b>Graf 8</b> Grafické znázornění procentuálního vyjádření stability (Equilibrium skóre) u klidného bipedálního stoje na sklopné ploše za tří zátěžových podmínek – bez zátěže (ES C4), procentuální vyjádření stability se zátěží 10 % HP (ES C4 10 % HP), procentuální vyjádření stability se zátěží 20 % HP (ES C4 20 % HP).....                | 48 |