

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

VLIV ZÁTĚŽE NA POSTURÁLNÍ STABILITU ZDRAVÝCH JEDINCŮ
V KLIDOVÉM STOJI
Diplomová práce
(magisterská)

Autor: Bc. Ondřej Mečkovský, obor fyzioterapie
Vedoucí práce: Mgr. Elisa Isabel Doleželová, Ph.D.
Olomouc 2022

Jméno a příjmení autora: Bc. Ondřej Mečkovský

Název diplomové práce: Vliv zátěže na posturální stabilitu u zdravých jedinců v klidovém stoji

Pracoviště: Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta tělesné kultury, Katedra fyzioterapie

Vedoucí diplomové práce: Mgr. Elisa Isabel Doleželová, Ph.D.

Rok obhajoby diplomové práce: 2022

Abstrakt:

Cílem této práce bylo zhodnotit vliv přidané zátěže na posturální stabilitu zdravých jedinců. K tomuto účelu byl využit přístroj Biodex Stability System (BBS). Dílčími cíli práce byly posouzení vlivu přidané zátěže na posturální stabilitu v závislosti na pohlaví a na hodnotě BMI. K hodnocení byl využit Postural Stability Test nabízený přístrojem BBS.

Výzkumný soubor tvořilo celkem 40 osob, 20 mužů a 20 žen ve věkovém rozmezí 18 až 30 let. Účastníci výzkumu neměli v anamnéze žádné úrazy a bolesti v oblasti dolních končetin, ani další patologie, které by mohly negativně ovlivňovat posturální stabilitu. Měření probíhalo ve dvou sériích, kdy první probíhala na stabilní a druhá na labilní plošině. Každá série měření proběhla ve čtyřech různých situacích, a to bez zátěže, s 10, 15 a 20 % zátěže tělesné hmotnosti. V každé ze zmíněných čtyř situací byl proband testován 3krát. Celkem tedy proband absolvoval 12 měření na stabilní a následně dalších 12 měření na labilní plošině.

Hodnocení vlivu přidané zátěže na posturální stabilitu bylo provedeno na základě následujících parametrů: index celkové stability (OSI) vypovídal o celkové posturální stabilitě, index anteroposteriorní stability (API) vypovídal o posturální stabilitě v předozadním směru a index mediolaterální stability (MLI) vypovídal o posturální stabilitě v mediolaterálním směru. Při stoji na stabilní plošině nebyl zaznamenán statisticky významný vliv přidané zátěže na žádný ze sledovaných parametrů. Při stoji na labilní plošině byl prokázán statisticky významný vliv přidané zátěže na všechny sledované parametry (ve smyslu zhoršení stability). Na základě našich výsledků můžeme říct, že bezpečná váha batohu se pohybuje v rozmezí 10 až 15 % zátěže tělesné hmotnosti jedince a že vliv přidané zátěže na posturální stabilitu je ovlivněn povrchem, na kterém se jedinec nachází. Při stoji na stabilním povrchu nemá přidaná zátěž na posturální stabilitu jedince vliv, zatímco při stoji na labilním povrchu přidaná zátěž posturální stabilitu zhoršuje.

Při posouzení posturální stability v závislosti na pohlaví bylo zjištěno, že ženy mají lepší celkovou posturální stabilitu než muži při stoji na stabilní plošině pouze při situaci bez zátěže. Ovšem při stoji na labilní plošině měly ženy lepší celkovou posturální stabilitu než muži ve všech čtyřech situacích.

Nebyl prokázán vliv BMI na celkovou posturální stabilitu při stoji na stabilní plošině. Při stoji na labilní plošině byl prokázán negativní vliv přidané zátěže pro všechny situace, kdy jedinci s vyšším BMI měli horší celkovou posturální stabilitu než jedinci s nižším BMI.

Klíčová slova: posturální stabilita, přidaná zátěž, stabilní plošina, labilní plošina, stoj

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Name and surname of the author: Bc. Ondřej Mečkovský

Title of the master thesis: The Effect of Load on Postural Stability in Healthy Individuals at Calm Stance

Department: Palacky University Olomouc, Faculty of Physical Culture, Department of Physiotherapy

Thesis supervisor: Mgr. Elisa Isabel Doleželová, Ph.D.

The year of presentation: 2022

Abstract:

The aim of this study was to evaluate an influence of added load on the postural stability of healthy individuals. We used Biodex Stability System (BBS) for this purpose. The partial goals of the research were to assess the influence of added load on postural stability based on gender and BMI levels. Postural Stability Test by the BBS device was used for the evaluation.

The research sample consisted of a 40 people total, 20 men and 20 women aged 18 to 30. The participants did not have a history of any injuries or pain in the lower limbs, or other pathologies that could adversely affect postural stability. The measurements took place in two series, the first on a stable and the second on an unstable platform. Each series of measurement was performed in four different situations, and that is without load, with 10, 15 and 20 % of body weight load. In each of the four situations, the proband was tested 3 times. In total, the proband completed 12 measurements on a stable and then another 12 measurements on a labile platform.

The evaluation of the influence of added load on postural stability was performed based on the following parameters: overall stability index (OSI) which reported the overall postural stability, anteroposterior stability index (API) which reported the postural anterior stability and mediolateral stability index (MLI) which reported the postural stability in the mediolateral direction. When standing on a stable platform, no statistically significant influence of added load on any of the monitored parameters was recorded. When standing on an unstable platform, a statistically significant effect of the added load on all monitored parameters (in sense of deterioration of stability) was demonstrated. Based on our results, we can say that safe weight of a backpack ranges from 10 to 15 % of the load of an individual's body weight and that effect of added load on postural stability is affected by the surface on which the individual stands. When standing on a stable surface, the added load does not affect the postural stability of the individual, while when standing on an unstable surface, the added load worsens the postural stability.

When assessing postural stability according to gender, it was recognized that women have overall better postural stability than men when standing on a stable platform but only in a no-load situation. However, when standing on an unstable platform, women had better overall postural stability than men in all four situations.

The effect of BMI levels on overall postural stability when standing on a stable platform has not been demonstrated. When standing on a labile platform, the negative effect of added load was demonstrated for all situations where individuals with higher BMI levels had worse overall postural stability than individuals with lower BMI levels.

Key words: postural stability, added load, stable platform, unstable platform, standing

I agree the thesis paper to be lent within the library service.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracoval samostatně pod vedením Mgr. Elisy Isabel Doleželové, Ph.D., že jsem uvedl všechny použité literární a odborné zdroje a dodržoval zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 2022

.....

Děkuji Mgr. Elise Isabel Doleželové, Ph.D. za cenné rady, pomoc a vedení při zpracovávání této diplomové práce. Také děkuji RNDr. Milanu Elfmarkovi za statistické zpracování naměřených dat a pomoc při jejich interpretaci. Dále bych chtěl poděkovat Bc. Zuzaně Šimečkové za spolupráci při měření. Velké díky patří zaměstnancům RRR centra za možnost realizace výzkumu a také všem účastníkům studie. V neposlední řadě bych rád poděkoval Bc. Karolíně Fojtíkové a Mgr. Filipovi Mečkovskému za pomoc s formálním zpracováním této práce.

1	ÚVOD.....	11
2	PŘEHLED POZNATKŮ.....	12
2.1	Posturální stabilita.....	12
2.1.1	Postura	13
2.1.2	Posturální kontrola.....	14
2.2	Strategie pro udržení posturální stability	14
2.2.1	Pohybové strategie posturální stability.....	15
2.2.2	Senzorické strategie posturální stability	17
2.3	Vliv pohlaví a BMI na posturální stabilitu.....	19
2.3.1	Vliv pohlaví na posturální stabilitu	19
2.3.2	Vliv BMI na posturální stabilitu.....	20
2.4	Vliv přidané zátěže na posturální stabilitu	21
2.5	Doporučená váha batohu	25
2.6	Vliv přidané zátěže a pozice batohu na posturu.....	26
2.7	Biodex Balanc System	27
2.7.1	Postural Stability Test.....	29
2.7.2	Vyhodnocení testu	32
3	CÍLE PRÁCE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY PRÁCE	34
4	METODIKA.....	35
4.1	Charakteristika výzkumného souboru.....	35
4.2	Vstupní vyšetření	36
4.3	Příprava na měření	37
4.3.1	Batoh.....	37
4.4	Průběh měření	39
4.4.1	Měření posturální stability.....	40
4.5	Statistické zpracování dat.....	41

5	VÝSLEDKY.....	42
5.1	Výsledky k výzkumné otázce VO ₁	42
5.2	Výsledky k výzkumné otázce VO ₂	44
5.3	Výsledky k výzkumné otázce VO ₃	46
5.4	Výsledky k výzkumné otázce VO ₄	48
5.5	Výsledky k výzkumné otázce VO ₅	50
5.6	Výsledky k výzkumné otázce VO ₆	52
5.7	Dílčí výzkumná otázka VO ₇	54
5.8	Dílčí výzkumná otázka VO ₈	56
5.9	Dílčí výzkumná otázka VO ₉	58
5.10	Dílčí výzkumná otázka VO ₁₀	58
6	DISKUZE	60
6.1	Diskuze k výzkumným otázkám VO ₁ , VO ₂ a VO ₃	60
6.2	Diskuze k výzkumným otázkám VO ₄ , VO ₅ a VO ₆	62
6.3	Diskuze k bezpečné váze batohu.....	65
6.4	Diskuze k výzkumné otázce VO ₇ a VO ₈	66
6.5	Diskuze k výzkumné otázce VO ₉ a VO ₁₀	67
6.6	Diskuze k limitům studie	69
6.7	Poznatky pro praxi	69
7	ZÁVĚR.....	71
8	SOUHRN.....	72
9	SUMMARY	75
10	REFERENČNÍ SEZNAM	78
11	PŘÍLOHY.....	84

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

ANOVA – Analýza opakovaných měření rozptylu

API – Anterior/Posterior Stability Index (index anteroposteriorní stability)

AP – anteroposteriorní

BBS – Biodex Balance System

BMI – Body mass index

CNS – Centrální nervový systém

COG – Centre of Gravity

COM – Centre of Mass (těžiště)

COP – Centre of Pressure

DK – dolní končetina

DKK – dolní končetiny

MLI – Medial/Lateral Stability Index (index mediolaterální stability)

ML – mediolaterální

OSI – Overall Stability Index (index celkové stability)

1 ÚVOD

Posturální stabilita a její udržování je jednou z klíčových dovedností, které jsou nutné pro každodenní život. Posturální kontrola je komplexní funkce, která zahrnuje integraci senzorických informací o poloze těla a schopnost tvořit motorické reakce, pomocí kterých je tělo řízeno. Pro fungování systémů, které se na posturální kontrole podílejí je zapotřebí aferentních vstupů z vestibulárního a zrakového aparátu, propiocepce, exterocepce a dobrý stav neuromuskulárního systému (Hill, Duncan, Oxford, Kay & Price, 2018; Sturnieks, George, & Lord, 2008).

Při měření pohybů COP bylo zjištěno, že při zvýšení náročnosti prováděné činnosti (například při stožení na nestabilní plošině), snížení senzorických vstupů nebo při zhoršení neuromuskulární kontroly kvůli únavě dochází k zvětšení posturálního vychýlení, což vede ke zhoršení stability. K tomuto vychýlení dochází také při přidání externí zátěže. Kvůli přidané zátěži je náročnější reagovat na náhlé změny pohybu a pohyby řídit, což může mít za následek zvýšení rizika pádu, které může způsobit úraz pohybového aparátu (Heller, Challis, & Sharkey, 2009).

Mnoho autorů zkoumá vliv přidané zátěže ve formě školního batohu na posturu a posturální stabilitu dětí a dospívajících (Mosaad & Abdel-Aziem, 2018; Ismaila, 2018; Bauer & Freivalds, 2009). V dospělé populaci je nošení batohů se zátěží také velice časté, může se jednat například o vojáky z povolání, rekreační hikery nebo nošení batohu při běžných denních činnostech a aktivitách. Dospělí trpící nadváhou nebo obezitou také zatěžují svůj pohybový aparát nadměrnou váhou svého těla (Heller et al., 2009). Studie zabývající se problematikou přidané zátěže u dospělých často sledují změny chůze (Chow et al., 2005; Dominelli, Sheel, & Foster, 2012; Hill, Swain, & Hill, 2008) ale málo studií je zaměřených na vztah posturální stability a přidané zátěže při stožení.

Teoretická část práce popisuje posturální stabilitu a její složky a dále strategie pro její udržení. Speciální část je zaměřená na vliv přidané zátěže (ve formě nesení batohu) na stabilitu během klidného stožení. Popsán je také vliv pohlaví a BMI, bezpečná váha, kterou by měl batoh mít a vliv nesení batohu na posturu. Výzkumná část sleduje vliv přidané zátěže na stabilitu při klidném stožení zdravých mladých dospělých jedinců. K hodnocení stability byl využit balanční systém Biodex, díky kterému lze stabilitu měřit jak na stabilní, tak na labilní plošině.

2 PŘEHLED POZNATKŮ

2.1 Posturální stabilita

Posturální stabilita může být definována jako „schopnost zajistit vzpřímené držení těla a reagovat na změny zevních a vnitřních sil tak, aby nedošlo k nezamýšlenému a/nebo neřízenému pádu“ (Vařeka, 2002, p 116). Stejnými slovy posturální stabilitu definuje také Kolář (2009) a dodává, že každá statická poloha je složena z dílčích dynamických dějů. Při zaujetí stálé polohy nejde o statický stav, ale jedná se o proces, čelící přirozené labilitě pohybové soustavy. Hovoříme o kontinuálním zaujímání stálé polohy.

Stabilita je ovlivněna neurofyziologickými a biomechanickými faktory. Při vzpřímeném stoji na dvou dolních končetinách je z biomechanického hlediska lidské tělo velice nestabilní. Jeho nestabilita je způsobena také tím, že se jedná o „obrácené kyvadlo“ s vysoko uloženým těžištěm a malou plochou základny. Vliv na úroveň stability mají z biomechanického hlediska velikost plochy opěrné báze, hmotnost a výška jedince, výška těžiště nad opěrnou bází nebo sklon opěrné plochy vůči horizontální rovině. Na vzpřímeném držení těla se podílí senzorká složka, která se skládá především z propiocepce, vestibulárního systému a zraku. CNS zastává řídicí funkci a výkonnou složkou je pohybový systém. Důležitou úlohu zde mají kosterní svaly, které zastávají jak funkci výkonnou, tak senzorkou díky své propiocepci. Systém, který se účastní na vzpřímeném držení těla má mnoho kompenzačních mechanismů, proto se výpadek, nebo oslabení určité části systému nemusí projevit hned, ale například až při zvýšené zátěži. Posturální stabilita je základním předpokladem pro jakýkoliv pohyb. Narušení posturální stability může znamenat problém v samostatnosti a lokomoci jedince. I to je jedním z důvodů, proč je toto téma častým předmětem zkoumání (Vařeka, 2002; Kolář; 2009).

Pro předejití nesrovnalostem v terminologii, která se týká posturální stability, je dobré definovat následující pojmy:

- **COM** (Centre of Mass, těžiště): jedná se o hypotetický bod, do kterého je soustředěna hmotnost celého těla,
- **COG** (Centre of Gravity): jedná se o průmět společného těžiště těla do roviny opěrné báze,
- **COP** (Centre of Pressure): jedná se o působíště vektoru reakční síly podložky,

- **úložná plocha** (Area of Load): jedná se o část podložky, která je v kontaktu s tělem za situace, kdy není opora těla řízená (například novorozenec nebo hluboké bezvědomí),
- **kontaktní plocha** (Area of Contact): jedná se o plochu kontaktu podložky s povrchem těla (včetně oděvu),
- **opěrná plocha** (Area of Support): jedná se o část podložky, která je aktuálně využita pro vytvoření opěrné báze a zároveň je v kontaktu s tělem,
- **opěrná báze** (Base of Support): jedná se o oblast ohraničenou nejvzdálenějšími hranicemi opěrné plochy (opěrná plocha a vše mezi nimi).

Vztah posledních tří termínů lze vyjádřit vzorcem: opěrná báze \geq kontaktní plocha \geq opěrná plocha.

Podmínkou stability ve statické poloze je průmět těžiště do opěrné báze (nemusí se však promítat do opěrné plochy) (Kolář, 2009; Vařeka 2018).

2.1.1 Postura

Vařeka (2018) i Kolář (2009) definují posturu jako „aktivní držení segmentů těla proti působení zevních sil, ze kterých má v běžném životě největší význam síla tíhová“ (Kolář, 2009, p 38). Dále uvádí, že postura by neměla být chápána jako synonymum vzpřímeného držení těla nebo stoje na dvou končetinách, ale jako součást každého pohybu či polohy. Postura je zajišťována vnitřními silami a nejdůležitější úlohu zde hraje svalová aktivita, která je řízena CNS. Postura vždy vyžaduje zpevněný osový orgán. Optimálně nastavená postura tedy podmiňuje a doprovází jakýkoliv pohyb a nikoliv naopak – „posture follows movement like a shadow“.

V souvislosti s posturou Vařeka (2018) uvádí jako vztyčný bod „atitudu“, kterou popisuje jako posturu nastavenou tak, aby bylo možné plánovaný pohyb provést. Véle (2006) uvádí, že držení těla má dvě varianty: pohotovostní držení – „stand by“ a orientované držení, tedy „atitudu“. Autoři dále popisují vzpřímené držení těla jako dynamický proces, který udržuje tělo ve vertikále. Jedná se ovšem o spontánní držení, které je programově fixováno, kdežto napřímenému držení těla rozumí jako korigovanému, vědomému napřímení. Napřímení je ovšem nutnou podmínkou pro optimální vzpřímení, protože umožňuje optimální rozsah pohybů v kořenových kloubech a v kloubech páteře. Napřímení lze tedy chápat jako narovnání osového orgánu,

kteřé usnadní jeho vzpřimení, avšak není jeho podmínkou, což lze pozorovat v případě vadného držení těla, které zaujímá vzpřimenou, ale nenapřimenou pozici.

2.1.2 Posturální kontrola

Posturální kontrola a orientace vyžaduje komplexní spolupřáci muskuloskeletálního a nervového systému. Muskuloskeletální komponenty zahrnují rozsahy pohybů v kloubech, svalovou aktivitu a biomechanické interakce mezi tělesnými segmenty. Komponenty nervového systému nezbytné pro posturální kontrolu zahrnují neuromuskulární procesy v těle, senzoričké (percepční) procesy, které obsahují vizuální, vestibulární a somatosenzoričký systém, a vyšší (kognitivní) procesy, které zajišťují anticipační a adaptační strategie (Horak, 2006; Shumway-Cook & Woollacott, 2011). Bizovská, Janura, Míková a Svoboda (2017) poukazují na klíčovou roli nervového systému, který je schopen instabilitu detekovat (feedback) a také předvídat (feedforward). Tento systém také iniciuje svalovou aktivitu nutnou pro koordinaci a pro reakce na vnější síly, které na tělo působí.

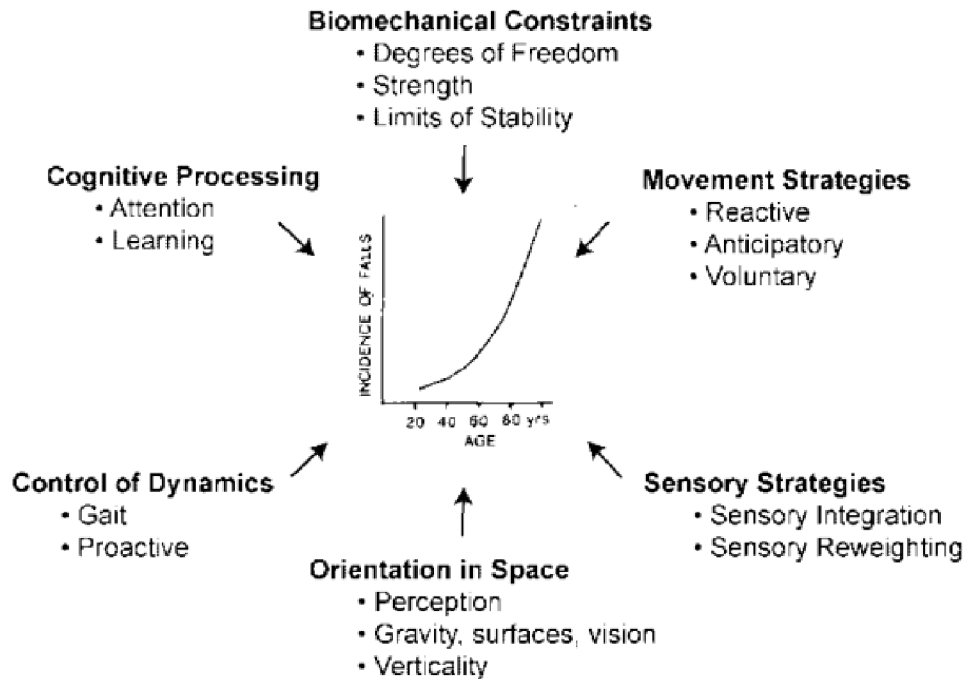
Funkčně lze posturální kontrolu chápat jako schopnost provádět aktivity běžného života, jako je chůze, manipulace s předměty či dosahování do dálky. Pro všechny tyto aktivity je totiž správně fungující posturální řízení základní podmínkou. Každý volní pohyb v sobě obsahuje posturální komponentu a aktivní pohybovou komponentu, která realizuje zamýšlenou činnost. Pohyb a udržování polohy probíhají jako dynamický proces. Změna polohy předchází plánovaný pohyb, provází ho a po jeho skončení dochází k udržování nové polohy. Posturální kontrolu lze chápat jako neurální mechanismy, které zodpovídají za udržení polohy a umožňují provést chtěný pohyb v gravitačním poli (Bizovská et al., 2017).

2.2 Strategie pro udržení posturální stability

Na posturální kontrole se podílí celá řada různých prvků, které dohromady zajišťují stabilitu celého těla. Horak (2006) mezi ně řadí následující: pohybové strategie, senzoričké strategie, orientace v prostoru, kontrola dynamiky, kognitivní procesy a biomechanické parametry (Obrázek 1). Vlivem stárnutí může docházet k patologickým procesům, které negativně ovlivňují dílčí podsystémy posturální kontroly, což má za následek zhoršení balančních schopností. Dle Shumway-Cook a Woollacott (2011) se na posturální kontrole podílí následujících sedm komponent: adaptační mechanismy,

anticipační mechanismy, senzoričké strategie, senzoričký systém, neuromuskulární synergie, muskuloskeletální systém a vnitřní procesy.

Resources Required for Postural Stability and Orientation



Obrázek 1. Prvky posturální stability a orientace (Horak, 2006).

2.2.1 Pohybové strategie posturální stability

Horak (2006) popisuje tři typy strategií, které se podílí na posturální stabilitě. První dva typy (kotníčková a kyčelní strategie) jsou charakteristické tím, že při nich nedochází ke změně opěrné báze. Shumway-Cook a Woollacott (2011) uvádí, že tyto dvě strategie jsou využívány při klidném stoji. Při uplatnění třetího typu (krokové strategie) vždy dojde ke změně opěrné báze. Jedná se nejčastěji o krok, který zajistí následnou stabilitu a zabrání pádu. Tato strategie je využita v případě, kdy jsou strategie využívané při klidném stoji nedostačující.

Vařeka (2018) tyto strategie dělí na statické (kotníčková a kyčelní strategie), kam řadí rovnovážné reakce a balanční mechanismy, dále na dynamické, které řídicí systém volí v situaci, kdy dochází k pohybu COP (COG) z opěrné báze, například úkrok nebo zachycení se pevné opory. V případě, že žádná ze strategií k udržení rovnováhy nestačí, systém rezignuje a volí program „preventivního pádu“. Řídicí systém musí v dané situaci

komplexně vyhodnotit aktuální stav a dle toho zvolit vhodnou strategii. V procesu volby hraje významnou roli jak fyzické, tak psychické rozpoložení a také předchozí zkušenosti.

Dále lze strategie dělit na anticipační a adaptační (reaktivní). Adaptační strategie zahrnují schopnost senzorických a motorických systémů reagovat na změny vnějšího prostředí během zamýšlené činnosti. Anticipační strategie je schopnost řídicího systému nastavit senzorické a motorické systémy na plánovanou činnost. Tato strategie bývá dobře uplatňována na základě předchozí zkušenosti (Horak, 2006; Shumway-Cook & Woollacott, 2011; Vařeka, 2018).

Kotníková strategie

Při stožení na pevném povrchu s nohama u sebe využívá systém pro udržení stability v předozadním směru kotníkovou strategii. Jedná se o situaci, kdy se tělo pohybuje v hlezenním kloubu jako obrácené kyvadlo. Rovnováha je udržována aktivitou plantárních a částečně i dorzálních flexorů (Horak, 2006; Vařeka, 2018).

Velká volnost pohybu v kombinaci s malou stabilitou v sagitální rovině umožňuje přirozenou lokomoci. Vzhledem k velkým nárokům na stabilitu a menší účinnosti svalů hlezna (při kratší páce) je kotníkový mechanismus využíván primárně při klidném stožení. Při změně vnějších sil, které zvětšují nároky na stabilitu, dochází k zapojení svalů kyčle (Vařeka, 2018).

Kyčelní strategie

Horak (2006) uvádí, že kyčelní strategie je využívána v případě, kdy daná osoba stojí na úzkém nebo labilním povrchu, který nedovoluje pohyb v hlezenním kloubu.

Jedná se o strategii, která je uskutečněna ve frontální rovině – přenášení hmotnosti z jedné končetiny na druhou. Na těchto pohybech se podílejí výrazně svaly kyčle, z čehož vyplývá i název této strategie. Obecně lze sledovat, že stranová stabilita při stožení je výrazně lepší než stabilita předozadní, což je způsobeno tím, že anatomická volnost pohybu DKK i trupu je ve srovnání s předozadním směrem do stran více omezená. Praktickým příkladem je zaujetí bočního stožení v tramvaji, který je stabilnější oproti stožení předozadnímu (Vařeka, 2018).

V závislosti na konkrétní situaci a požadovaném úkolu využívá řídicí systém kombinaci kotníkové a kyčelní strategie, kdy je ovšem jedna využívána dominantně (Shumway-Cook & Woollacott, 2011).

Kroková strategie

V případě, že strategie pro zachování stability v klidném stoji nejsou dostatečné, systém zareaguje krokem nebo zachycením se. Horák (2006) uvádí, že tato strategie bývá nejčastěji využita při chůzi a v situacích, kde není vyžadováno držet nohy u sebe. Vařeka (2018) poukazuje na částečnou podobnost této strategie a lokomoci. Chůze bývá někdy popisována jako „opakované zabraňování pádu“, což ale platí pouze pro začátky chůze batolat. Pro zahájení chůze ovšem nejdříve dochází k plánované změně postury a zaujetí potřebné atitudy. Využití dynamické (krokové) strategie znamená nouzové přizpůsobení se působení vnějších sil s cílem zachovat posturální stabilitu.

2.2.2 Senzorické strategie posturální stability

K zajištění posturální stability mají zásadní vztah informace ze somatosenzorického, vizuálního a vestibulárního systému. Informace z těchto systémů jsou pomocí CNS interpretovány a tvoří komplexní obraz vnějšího prostředí. Při změně prostředí dochází také ke změně zastoupení využívaných informací z každého systému. V přehledném prostředí s pevným povrchem spoléhá zdravý jedinec ze 70 % na somatosenzorický systém, z 10 % na zrakový a z 20 % na vestibulární. Také Vařeka (2018) poukazuje na největší důležitost propiocepce (somatosenzorického systému) při klidném stoji i chůzi a uvádí, že vyřazení propiocepce má v této situaci stejný dopad na posturální řízení jako současné vyřazení vestibulárního systému a zraku. V případě, kdy se změní vnější prostředí a jedinec se ocitne na nestabilním povrchu, dochází ke snížení využití informací ze somatosenzorického systému a začínají se více využívat informace ze systému vestibulárního a zrakového. Schopnost měnit zastoupení využívaných sensorických informací je důležitá pro udržení posturální stability. Prakticky lze důležitost této schopnosti sledovat například při přechodu z dobře osvětleného chodníku na neosvětlenou polní cestu (Horak, 2006).

Vestibulární aparát

Jednou z důležitých částí posturálního řízení je vestibulární aparát, který se skládá ze statického a kinetického čidla. Statické čidlo tvoří blanité váčky utrikulus a sakulus. Jejich funkcí je detekce polohy hlavy v prostoru, orientace hlavy v gravitačním poli a lineární zrychlení. Kinetické čidlo tvořené třemi polokruhovitými kanálky zodpovídá za registraci úhlového zrychlení hlavy. Aferentní signály z oblasti labyrintu vnitřního ucha umožňují posturální reflexní reakce, díky kterým je držena hlava a trup

ve vzpřímené poloze. Pro fixaci pohledu na sledovaný objekt je využit vestibulookulomotorický reflex, který je reakcí na změnu polohy hlavy (Bizovská et al., 2017; Králíček, 2011).

Signály z vestibulárního aparátu mohou být ovšem pro tělo do jisté míry zavádějící, a to z důvodu, že samy nedokáží poznat rozdíl mezi pohybem hlavy nad stabilním trupem a pohybem hlavy, který doprovází změnu těžiště těla. CNS nedokáže vytvořit přesný obraz o pohybech těla pouze na základě informací z vestibulárního aparátu. Tyto informace ovšem pomáhají spolu se somatosenzorickým systémem rozlišovat stabilní a nestabilní povrch. Čím víc je povrch nestabilní, tím více jsou pro kontrolu stability využívány informace z vestibulárního aparátu (Shumway-Cook & Woollacott, 2011).

Somatosenzorický systém

Informace somatosenzorického systému jsou zprostředkovány pomocí receptorů, které vnímají polohu a pohyb tělesných segmentů a jejich kontakt se zevním prostředím. Jedná se o kožní cití a propiocepci, tedy aferentní signály z kloubních, svalových a kožních receptorů a receptorů v ligamentech a periostu. Díky propiocepci je CNS informována o pozici a o pohybu těla vzhledem k poloze jednotlivých segmentů vůči sobě nebo vůči podložce (Bizovská et al., 2017).

Mnozí autoři se shodují na důležitém významu propiocepce pro posturální stabilitu a uvádí, že je hlavním zdrojem informací pro udržení stability při stožení na pevné podložce (Bizovská et al., 2017; Horak, 2006; Vařeka, 2018). Nejedná se ovšem pouze o aferentní informace z oblasti plosky nebo DKK. Shumway-Cook a Woollacott (2011) uvádí, že pouhý mírný dotyk bříška prstu při stožení na jedné noze značně (až o 50 %) zlepšuje posturální stabilitu jedince. Autoři zde poukazují na důležitou roli propioceptivních informací ze všech částí těla pro udržení posturální kontroly a orientace těla v prostoru.

Zrak

Králíček (2011) uvádí, že prostřednictvím zraku vnímáme až 90 % vjemů z okolního prostředí. Díky informacím z obou očí jsme schopni vnímat okolí třírozměrně. Receptory v sítnici poskytují informace o poloze hlavy a účastní se tak na udržování postury. Díky zrakové kontrole je interpretace pohybu mnohem přesnější, ve srovnání se situací, kdy jsou využity pouze propioceptivní informace. Zrak také umožňuje vnímat rychlé a nečekané změny a následně na ně reagovat vhodně zvolenými anticipačními mechanismy (Bizovská et al., 2017). Dle Véleho (2006) se v prostoru prostřednictvím očí

„opíráme“ o pevné body a získáváme tak posturální jistotu. Toto ovšem může platit i naopak, a to například při chůzi po úzké stezce nad propastí, nebo při sledování vlaku, který se rozjíždí. V této situaci systém není schopen poznat, který objekt se pohybuje a který setrvává na místě. Následně může dojít k narušení rovnováhy na základě špatně vyhodnocených aferentních informací. Shumway-Cook a Woollacott (2011) uvádí, že při vyřazení zrakové kontroly (zavřené oči) během klidného stoje dochází k větším výchylkám těla a nároky na udržení stability jsou větší ve srovnání se situací se zrakovou kontrolou. Je ovšem dokázáno, že zrak není pro klidný stoj nepostradatelný, avšak aktivně přispívá k udržení celkové stability.

Véle (2006) uvádí, že v situaci, kdy se informace z různých receptorů vzájemně liší, dochází k polohové nejistotě až závratí. Tyto stavy bývají často prisuzovány vestibulárnímu aparátu, a to i tehdy, když je jeho funkce intaktní. Příčinou polohové nejistoty může být nejen vestibulární aparát, ale také informace zrakové a proprioceptivní.

2.3 Vliv pohlaví a BMI na posturální stabilitu

V základním anatomickém postavení (při stoji spojeném se vzpřímenou hlavou, kdy jsou končetiny volně spuštěné podél těla) se těžiště nachází v oblasti malé pánve ve výšce druhého nebo třetího křížového obratle, asi 4-6 cm před promontoriem. Vzhledem k různé anatomické stavbě těla mužů a žen se těžiště u mužů nachází asi o 1-2 % výše než u žen (Janura, 2003).

Véle (1995) uvádí, že stabilita je přímo úměrná hmotnosti a nepřímo úměrná výšce jedince, což v praxi znamená, že osoby s větší hmotností mají lepší stabilitu na základě zákona setrvačnosti. Osoby většího vzrůstu mají těžiště uloženo o něco výš, a proto je jejich stabilita menší než u osob vzrůstu menšího. Z toho vyplývá, že se při pokrčení nohou (tedy posunem těžiště níž) stabilita jedince zvýší.

2.3.1 Vliv pohlaví na posturální stabilitu

Albertin, Miley, May, Baker, & Reordan (2018) provedli studii, ve které zkoumali statickou a dynamickou posturální stabilitu mužů a žen. Studie se zúčastnilo celkem 50 probandů z řad armádního letectva, z toho 25 mužů a 25 žen ve věkovém průměru 26,5 let. Pro měření stability byla využita silová plošina. Statická posturální stabilita byla měřena pomocí stoje na dominantní DK nejprve se zavřenýma, pak s otevřenýma očima.

Na základě výsledků této studie je patrné, že ženy mají značně lepší statickou posturální stabilitu než muži. Dále ovšem nebyl zjištěn rozdíl při srovnání mužů a žen v dynamické stabilitě.

Rozzi, Lephart, Gear, & Fu (1999) uvádí, že při srovnání sportujících (fotbal a basketbal) mladých žen a mužů nacházíme lepší stabilitu u žen.

Wiśniowska-Szurlej, Ćwirlej-Sozańsk, Wilmowska-Pietruszyńska, Wołoszyn, & Sozański (2019) uvádí, že starší (65-85 let) muži mají horší posturální stabilitu než starší ženy. Autoři uvádí, že horší posturální stabilita mužů může souviset s větším vlivem involučních změn struktur mozku, který je se vzrůstajícím věkem větší u mužů než u žen. Dle Jastrzębska (2020) mají také dívky lepší posturální stabilitu než chlapci. Autorka uvádí, že rozdíly mezi pohlavími mohou být způsobeny dřívějším dozráváním vestibulárního systému, který ve věku 7-10 let dozrává rychleji u dívek než u chlapců.

2.3.2 Vliv BMI na posturální stabilitu

BMI (body mass index) neboli index tělesné hmotnosti je jedním z nejpoužívanějších indexů pro popis tělesného složení a hodnocení obezity. BMI lze vypočítat jako (váha v kilogramech) / (výška v metrech)² (Porto et al., 2016; Ku, Abu Osman, Yusof, & Wan Abas, 2012). Světová zdravotnická organizace (The World Health Organization) rozděluje osoby dle BMI do 4 kategorií:

- podváha (underweight) (méně než 18.50 kg/m²),
- normální váha (normal weight) (18.50-24.99 kg/m²),
- nadváha (overweight) (25.00-29.99 kg/m²),
- obezita (obese) (nad 30 kg/m²) (Ku et al., 2012).

Ku et al. (2012) provedli studii, ve které srovnávali posturální stabilitu mladých (19-26 let) zdravých dospělých při klidném stoji v závislosti na jejich BMI. Studie se zúčastnilo 40 mužů s věkovým průměrem 22,1 let a 40 žen s věkovým průměrem 21,4 let. Na základě jejich BMI byli dle klasifikace Světové zdravotnické organizace rozděleni do čtyř skupin (podváha, normální váha, nadváha, obezita). Pro posouzení rovnováhy byl v této studii využit BBS.

Na základě výsledků studie autoři uvádí, že jedinci s podváhou (BMI menším než 18.50 kg/m²) vykazovali lepší balanční schopnosti než jedinci s vyšším BMI, z čehož vyvozují závěr, že posturální aktivity jsou negativně ovlivněny rostoucím BMI, a to jak při stoji na jedné, tak obou končetinách (Ku et al., 2012).

Greve, Alonso, Bordini, & Camanho (2007) provedli studii, ve které hodnotili korelaci mezi BMI a posturální stabilitou u mužů se sedavým způsobem života (sedentary male). Studie se zúčastnilo 40 mužů o věkovém průměru 26 let a průměrným BMI 23.3 kg/m². Vstupní podmínkou byla absence fyzické aktivity během posledních šesti měsíců a stav bez muskuloskeletálních i neurologických obtíží a bez poruch rovnováhy. Testování probíhalo pomocí přístroje BBS.

Autoři na základě výsledků z této studie popisují pozitivní korelaci mezi BMI a zvýšením posturální nestability. Dále uvádí, že jedinci s BMI větším než 30 kg/m² (obézní) mají horší stabilitu ve srovnání s neobézními jedinci. Z toho vyplývá, že obezita (vyšší váha jedince vyjádřena pomocí BMI) negativně ovlivňuje posturální stabilitu, a má vliv na výběr motorických strategií, které posturální stabilitu ovlivňují (Greve et al., 2007).

Hue et al. (2007) provedli studii, ve které sledovali stabilitu obézních lidí. Studie se zúčastnilo 59 mužů ve věku mezi 24-61 let, s BMI v rozmezí 17,4-63,8 kg/m². K měření posturální stability byla využita tlaková plošina. Autoři na základě výsledků uvádí, že obézní jedinci mají horší stabilitu než neobézní. Jedním z důvodů je dle autorů snížení kvality senzitivních informací přicházejících z plantárních mechanoreceptorů. U obézních lidí dochází ke konstantní stimulaci těchto receptorů, což následně vede ke snížení jejich citlivosti. Autoři dále poukazují na souvislost, při které přirovnávají lidské tělo k modelu obráceného kyvadla, které rotuje kolem hlezenního kloubu. U obézních lidí nacházíme větší množství tukové tkáně v oblasti břicha, což vede k posunu těžiště ventrálně. Následně dochází k větším rotačním pohybům v oblasti hlezenního kloubu a také větší svalové aktivitě, což vede ke zvýšení požadavků na posturální stabilitu. Z uvedeného vyplývá, že pro posturální stabilitu hraje důležitou roli také rozložení hmotnosti a poloha těžiště jedince.

Pastucha et al. (2013) uvádí, že také u dětí má obezita negativní vliv na posturální stabilitu.

2.4 Vliv přidané zátěže na posturální stabilitu

Nesení batohu s přidanou zátěží ovlivňuje polohu těžiště a působí náklon trupu směrem vpřed. Tyto změny mají negativní vliv na posturální stabilitu jedince při statických i dynamických podmínkách (Singh & Koh, 2009). Špatná posturální kompenzace této zátěže může být původem muskuloskeletálních dysbalancí a bolestí.

Studenti nosící těžké batohy jsou ohroženi například předsunutým držením hlavy (forward head posture), protrakčním držením ramen, následnými obtížemi, které pramení z přetěžování těchto oblastí nebo bolestmi spodní části zad (Dahl, Wang, Popp, & Dickin, 2016). Zhoršení posturální stability následkem nesení batohu přináší také větší riziko pádů, které se týká jak dětské, tak dospělé populace. Systémy zajišťující posturální stabilitu dosahují svého optima v mladém dospělém věku a přibližně od 50. roku života dochází ke zhoršování jejich funkcí. To vystavuje seniorskou populaci zvýšenému riziku pádů, které přibližně v 10-15 % vyústí v závažné zranění (Mosaad & Abdel-Aziem, 2018; Sturnieks, St George, & Lord, 2008).

Batoh se zátěží nebo nadměrná váha ve formě obezity posouvá těžiště celého těla (COM) a mění charakter jeho pohybu a reakcí. Pohyb COP je menší, pokud se těžiště (COM) nachází níž, než je jeho přirozená pozice a naopak roste v případě, že se těžiště posouvá výš (Qu & Nussbaum, 2009).

Přidání zátěže (v jakékoliv formě) má dva současné a potenciálně protichůdné účinky na dynamiku těla (Costello, Matrangola, & Madigan, 2012).

Prvně, přidání zátěže zvýší velikost gravitační síly působící na těleso (zvýší se hmotnost tělesa). Zvýšení tělesné hmotnosti má za následek větší nároky na systém kontrolující rovnováhu. Dochází ke zvětšení úhlového zrychlení těla, což vyžaduje větší a rychlejší svalovou aktivitu pro udržení vzpřímené pozice. Největší nároky na svalovou aktivitu jsou v oblasti kotníků. Využití větší síly a rychlosti je spojeno se zvýšením nestability, což vede k větším posunům COP. To vše má za následek horší kontrolu rovnováhy při klidném stání s přidanou zátěží (Costello et al., 2012; Galganski, Fuglevand, & Enoka, 1993).

Druhý účinek, který má přidaná zátěž na dynamiku tělesa, je zvýšení momentu setrvačnosti tělesa. Uvážíme-li obrácený model kyvadla, zvýšení setrvačnosti tělesa sníží jeho úhlové zrychlení, což vede ke zpomalení pohybu tělesa. To by mělo pozitivní vliv na řízení rovnováhy. Goh, Thanbyah a Bose (1998) uvádí, že zvýšení setrvačnosti prostřednictvím batohu by mělo mít pozitivní vliv na rovnováhu. Z běžného života můžeme uvést dva příklady, kdy zvýšením setrvačnosti dochází ke zlepšení rovnováhy. Jedná se o tendenci abdukovat ramena o 90° od anatomické polohy při chůzi přes úzkou podložku (patník, zábradlí) nebo použití balanční hole pro provazochodce (Costello et al., 2012; Maurer & Peterka, 2005).

Politti et al. (2012) zkoumali vliv normální váhy batohu na rovnováhu při klidném stoji u dětí. Studie se zúčastnilo 46 probandů ve věkovém rozmezí 8-14 let

s celkovým průměrným věkem 11,13 let. Na začátku byli probandi rozdělení do 3 skupin dle váhy jejich batohu. Ve skupině A byly jedinci, kteří měli batoh se zátěží odpovídající 0-7 % hmotnosti jejich těla, ve skupině B 7,01-14 %, ve skupině C 14,01-21 %. K měření byla využita tlaková plošina.

Autoři uvádí, že zaznamenali zvýšený pohyb COP u skupiny C (14,01-21 %). Signifikantní posun těžiště byl také zaznamenán u skupiny A, v tomto případě to ovšem bylo v důsledku zásahu do zrakové kontroly. Na základě nízkých výkyvů COP u skupiny B (7,01-14 %) autoři poukazují na pozitivní vliv zátěže v batohu na rovnováhu (ve smyslu zlepšení stability). Při porovnání výsledků skupiny B a C je možné stanovit limit zátěže, který nemá negativní vliv na rovnováhu při klidném stoji. Vzhledem k tomu, že průměrná váha batohu ve skupině C odpovídala 17 % tělesné zátěže probanda, uvádí autoři jako bezpečný limit 10-15 %.

Heller et al. (2009) provedli studii, ve které sledovali změny posturální stability v důsledku nesení vojenského batohu. Studie se zúčastnilo 43 žen z řad armády ve věkovém průměru 20,7 let. Testování probíhalo ve dvou situacích. Nejdříve bez zátěže, pak s vojenským batohem o hmotnosti 18,1 kg. Měření probíhalo na silové plošině.

Dle výsledků byl pohyb COP větší během nesení batohu ve srovnání se situací bez zátěže. Celkový pohyb COP se zvýšil o 64 % při nesení batohu. ML i AP výchyly byla také značně větší při nesení batohu ve srovnání se situací bez zátěže. Oblast pohybu COP se zvýšila o 229 %. Autoři dále uvádí, že nebyla zaznamenána signifikantní korelace mezi naměřenými parametry a tělesnou hmotností, procentem tělesné hmotnosti a výškou. Na základě výsledků autoři uvádí, že nesení vojenského batohu zhoršuje stabilitu, čímž se zvyšuje riziko pádu. Při zobecnění těchto poznatků autoři poukazují také na snížení stability a s ním hrozící nebezpečí pádů u rekreačních hikerů, kteří nosí těžké batohy a dále u obézních jedinců.

Chow et al. (2006) provedli studii, kde sledovali vliv nesení batohu na posturu a stabilitu v klidném stoji u dívek s adolescentní idiopatickou skoliózou a s kontrolní skupinou. Studie se zúčastnilo 20 dívek bez muskuloskeletálních poruch (kontrolní skupina) a 26 dívek s adolescentní idiopatickou skoliózou. Testování probíhalo na silové plošině, kde stály probandky bosé. Testování probíhalo v pěti podmínkách – bez zátěže, s batohem se zátěží 7,5 %, 10 %, 12,5 % a 15 % hmotnosti probandky.

Autoři uvádí, že při nesení batohu se závažím dochází ke změně v postuře jak u jedinců s adolescentní idiopatickou skoliózou, tak u zdravých jedinců. Při snaze

o udržení těžiště v poloze podobné výchozí pozici dochází ke zvýšení náklonu trupu vůči pánvi. To je doprovázeno zvýšením extenze v oblasti krční páteře pro zachování pohledu před sebe. Dále autoři popisují zvýšení rozsahu pohybů trupu (range of sway) a zároveň snížení rychlosti těchto pohybů (sway speed) se zvyšujícím zatížením v batohu v sagitální rovině. Také uvádí, že při nesení zátěže v batohu dochází ke značnému zvýšení pohybů pánve (total pelvic sway distance), a to výrazně více u jedinců s adolescentní idiopatickou skoliózou. Dle výsledků však nebyla zjištěna interakce mezi zátěží v batohu a stabilitou, a to u obou skupin (Chow et al., 2006).

Velice podobnou studii provedli Sahli et al. (2013). Autoři sledovali vliv zátěže batohu a způsob nesení batohu na stabilitu jedinců s adolescentní idiopatickou skoliózou. Studie se zúčastnilo 14 jedinců s adolescentní idiopatickou skoliózou s věkovým průměrem 14 let. V kontrolní skupině bylo 12 zdravých jedinců s věkovým průměrem 13,2 let. Pro měření byla využita tlaková plošina. Probandi byli testováni ve třech podmínkách: bez zátěže, s 10 % a s 15 % tělesné hmotnosti. Autoři uvádí, že u zdravých jedinců došlo k signifikantnímu zhoršení stability při nesení 15 % tělesné hmotnosti, kdežto u jedinců s adolescentní idiopatickou skoliózou byly tyto změny sledovány již s 10 %.

Mosaad a Abdel-Aziem (2018) provedli studii, ve které sledovali vliv nesení tradičního a postranního batohu (double-sided bag) na posturální stabilitu a pozici krku. Studie se zúčastnilo 33 dětí (z toho 19 chlapců a 14 dívek) s věkovým průměrem 10 let. Probandi byli sledováni ve 3 různých situacích: bez zátěže, s tradičním batohem s hmotností 15 % tělesné váhy probanda a s postranním batohem s hmotností 15 % tělesné váhy probanda. Posturální stabilita byla měřena pomocí přístroje BBS.

Na základě výsledků studie autoři uvádí, že celková stabilita při nesení tradičního batohu byla značně menší než při nesení postranního batohu nebo v situaci bez zátěže. Dále uvádí, že při využití postranního batohu dochází k menším nárokům na stabilitu, a je zachována lepší pozice krční páteře ve srovnání s tradičním batohem (Mosaad & Abdel-Aziem, 2018).

Costello et al. (2012) provedli studii, ve které zkoumali vliv přidané zátěže a setrvačné síly na stabilitu při klidném stoji. Studie se zúčastnilo 16 dospělých mužů ve věku 22,1 let ($\pm 1,7$ roku) s BMI 22,9 ($\pm 2,0$). Testování probíhalo pomocí speciálně vytvořeného zařízení (plošiny), které umožňovalo vystavení setrvační síly a zátěže samostatně i současně. Probandi byly testovány ve čtyřech podmínkách: bez zatížení, se zátěží, vystavení setrvačné síle a se zátěží a zároveň vystavení setrvačné síle.

Na základě výsledků autoři uvádí že, vystavení pouze setrvační síle nemělo vliv na vychýlení těžiště testovaného. Přidání váhy mělo za následek zvýšení nároků testovaného na posturální stabilitu. Při vystavení testovaného setrvační síle a zároveň přidané váze došlo dle autorů ke snížení negativního vlivu zátěže na stabilitu.

2.5 Doporučená váha batohu

Ismaila (2018) zkoumal bezpečnou váhu batohu, kterou by měli nosit dospívající jedinci na středních školách. Při výzkumu byl sledován vliv zátěže na smrštění páteře (od prvního hrudního po poslední bederní obratel). Studie se zúčastnilo celkem 324 studentů, z toho 141 chlapců a 183 dívek ve věkovém rozmezí 9 až 18 let.

Pro všechny studenty byla průměrná bezpečná váha batohu 3,96 kg ($\pm 0,91$ kg), což odpovídá 8,96 % ($\pm 3,05$ %) tělesné váhy. Vzhledem k tomu, že se studie zúčastnili studenti ve věkovém rozmezí 9 až 18 let (byl zde také značný váhový rozdíl), navrhuje autor jako obecné doporučení bezpečnou hodnotu, která platí již pro prvních 5 % studentů s nejmenší tělesnou hmotností ze vzorku. Té odpovídá bezpečná váha batohu pro muže 2,87 kg, tedy 5,18 % tělesné hmotnosti a pro ženy 2,53 kg, tedy 4,91 % tělesné hmotnosti. Pro studenty středních škol bylo na základě této studie doporučeno 2,60 kg, tedy 5 % tělesné hmotnosti jako bezpečná váha (Ismaila, 2018).

Další studie, která se zabývala hledáním bezpečné váhy pro středoškolské studenty, byla publikována autory Bauer a Freivalds v roce 2009. Studie se zúčastnilo 20 zdravých dobrovolníků (10 chlapců a 10 dívek) ve věku 11-14 let. Studie hodnotila svalovou aktivitu pomocí EMG, srdeční frekvenci, náklon trupu (trunk flexion angle), Borg-PRE a Borg-CR10 při chůzi (na trenažéru) a klidném stoji.

Limit bezpečné zátěže byl stanoven na 10 % tělesné hmotnosti, a to na základě zjištění, že nebyl zaznamenán signifikantní rozdíl v Borg-CR10 a náklonu trupu při nesení 0 a 10 % tělesné hmotnosti, zatímco při 10 a 15 % byly zaznamenány značné rozdíly (Bauer & Freivalds, 2009).

Mnozí další autoři uvádí, že bezpečná váha v batohu by měla být do 10 % tělesné hmotnosti (Daneshmandi, Rahmani-Nia, & Hosseini, 2008; Kistner, Fiebert, & Roach, 2012; Mackie & Legg, 2008; Moore, White, & Moore, 2007; Ramprasad, Alias, & Raghuvver, 2010). Politti et al. (2012) uvádí rozmezí mezi 10 a 15 % tělesné hmotnosti jako bezpečný limit.

Hong a Cheung (2003) uvádí, že při nesení batohu s váhou přesahující 15 % tělesné hmotnosti dochází k značnému náklonu trupu. Další autoři doporučují, aby váha v batohu nepřesáhla 15 % tělesné hmotnosti (Hong, Li, & Fong, 2008).

Z odborné literatury je patrné, že názory autorů na bezpečnou váhu batohu se liší. Tento fakt může být dán rozdílnými způsoby měření a hodnocení této problematiky. Horní hranice bezpečné váhy batohu se pohybuje v rozmezí 5 až 15 % tělesné hmotnosti.

2.6 Vliv přidané zátěže a pozice batohu na posturu

Grimmer, Dansie, Milanese, Pirunsan a Trott (2002) provedli studii, ve které sledovali vliv zátěže (ve formě batohu) na posturu v klidném stoji v sagitální rovině u dospívajících jedinců. Výzkumu se zúčastnilo 250 studentů. Při výzkumu bylo sledováno 9 situací – kombinace 3 typů zátěže (3, 5 a 10 % tělesné hmotnosti) a uložení středu batohu (v oblasti horní (Th7), střední (Th12) a spodní páteře (L3)). Na probandech byly umístěny reflexní značky, pomocí kterých byl na základě fotodokumentace hodnocen vliv zátěže.

Studie sledovala vliv zátěže na posturu těla, vliv pozice batohu na posturu těla, dále interakci mezi zátěží a pozicí batohu na posturu těla, a také jestli změny závisely na pohlaví a věku. Z výsledků je patrné, že pohlaví ani věk neměly signifikantní vliv na posturu. Pozice batohu s centrem vysoko na zádech (mezi lopatky) vytvářela značnou posturální odpověď všech sledovaných bodů na těle – větší než při uložení batohu níž. Uložení batohu s centrem níže na zádech (v oblasti pasu nebo kyčlí) přibližuje nesenou váhu k těžišti jedince, což vede ke snížení náročnosti na posturální zajištění v prostoru. Tato pozice batohu je také doporučována autory. Reakcí testovaných na přidávání zátěže (bez ohledu na pozici batohu) byl posun všech bodů směrem vpřed. Bylo patrné, že posun ramen ovlivnil pohyb ostatních bodů nad rameny. Výsledky autorů se shodují s mnohými tvrzeními z dostupné literatury, která uvádí, že reakcí trupu na posteriorní zátěž je změna pozice v sagitální úrovni. Jedná se o změnu pozice oproti stavu bez zátěže. K tomuto posunu dochází kvůli potřebě vyrovnat těžiště těla (Grimmer et al., 2002).

Studii, která zkoumala vliv nesené zátěže na posturu, provedli Dahl et al. (2016). Tato studie zkoumala posturální změny páteře při nesení tradičního a netradičního – postranního batohu (a nontraditional backpack – load placed bilaterally on the wearer). Studie se zúčastnilo 24 mladých zdravých jedinců s věkovým průměrem 22,5 roku (12 žen a 12 mužů). Testování probíhalo pomocí reflexních bodů, které byly připevněny

na probandech. Tyto body snímala během testování kamera. V rámci statického měření byli probandi snímáni před a po skončení chůze bez zátěže a dále s 15 a 25 % tělesné hmotnosti s tradičním i postranním batohem při stoji.

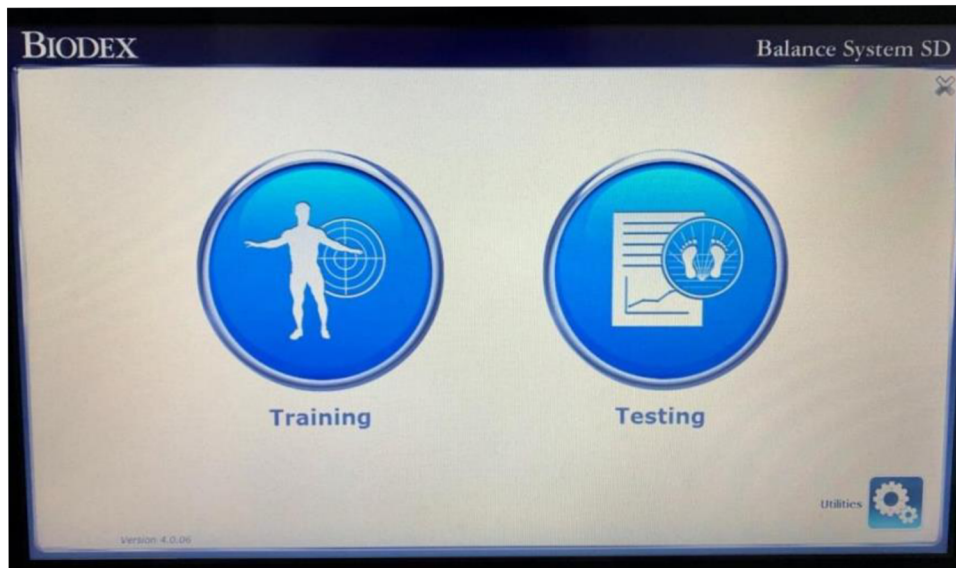
Na základě výsledků autoři potvrzují hypotézu, že postranní batoh umožňuje dosažení vzpřímenější postury než tradiční batoh, a to jak při chůzi, tak ve stoji. Zároveň uvádí, že při nesení tradičního batohu (s 15 i 25 % tělesné hmotnosti) dochází k hyperextenzi krční páteře a náklonu trupu v sagitální rovině (Dahl et al., 2016).

2.7 Biodex Balanc System

Jednou z pokročilejších a nejvyužívanějších technik k hodnocení posturální stability je měření pozice a odchylky COP pomocí silové platformy (Geldhof et al., 2006). Autoři, kteří pro testování balance a stability využívali Biodex Balanc System (BBS) uvádí, že se jedná o spolehlivý nástroj pro měření posturální stability u mladých jedinců či sportovců (Cachupe & Shifflett, 2009; Parraca et al., 2011).

BBS je multiaxiální přístroj, který slouží k objektivnímu, kvantitativnímu hodnocení a sledování jak dynamické, tak statické posturální stability. Součástí systému je kruhová platforma, nastavitelné opěrné rukojeti, dotykový nastavitelný LCD displej, pěnová podložka a tiskárna. Kruhová platforma se může pohybovat v antero-posteriorní a medio-laterální rovině. Nabízí statickou pozici a 12 stupňů nestability, kdy s rostoucí hodnotou roste stupeň nestability (stupeň 12 je nejvíce labilní). Kruhová platforma disponuje možností náklonu až 20°. Součástí kruhové platformy je souřadnicová mřížka pro určení úhlu a polohy chodidel testované osoby v korelaci se snímáním COP. Identická mřížka se nachází na pěnové podložce, kterou lze použít například pro změnu propriocepce z DKK. Díky této mřížce je možné při opakování terapie či měření nastavit znovu stejnou pozici chodidel. Součástí je také LCD display, který může poskytovat zpětnou vazbu o pozici COP probanda a usnadňuje práci s přístrojem. Při využívání BBS je možné použít vibrotaktilní pás, který podává zpětnou vazbu při zavřených očích. BBS lze využít jak pro terapii (trénink), tak pro testování (Obrázek 2). Pro testování přístroj nabízí 6 testovacích režimů – Sensory Integration, Postural Stability, Bilateral Comparison, Limits of Stability, Fall Risk, Motor Control (Obrázek 3) a 6 tréninkových režimů – Percent Weight Bearing, Weight Shift, Postural Stability, Motor Control, Random Control, Maze Control. Výsledky měření jsou vyhodnocovány dle nastaveného režimu jako procentuální úspěšnost úkolu, Stability Index, Sway Index a další metriky.

Výsledná data lze vytisknout, případně dále zpracovávat na libovolném zařízení díky USB rozhraní (Arnold & Schmitz, 1998; Parraca et al., 2011; Biodex Medical Systems, 2018).



Obrázek 2. LCD display s možností tréninku a testování (Archiv autora 2022).

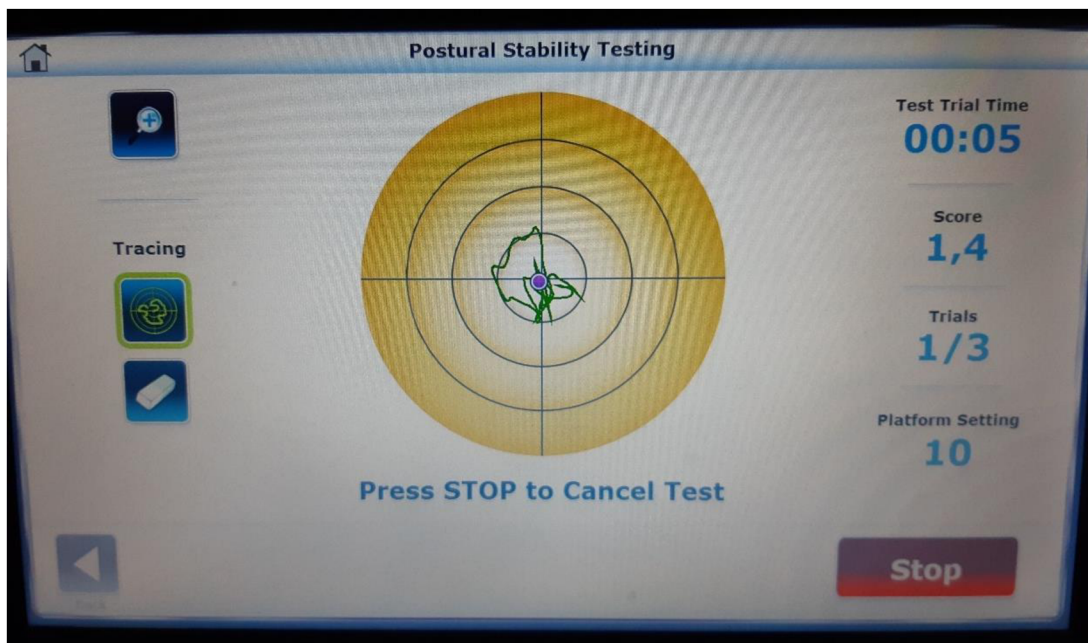


Obrázek 3. 6 možností testování (Archiv autora 2022).

Jedním z limitů přístroje je jeho pořizovací cena, která je velmi vysoká, proto se v běžných praxích častěji setkáváme s jinými přístroji či způsoby testování posturální stability (Almeida et al., 2017).

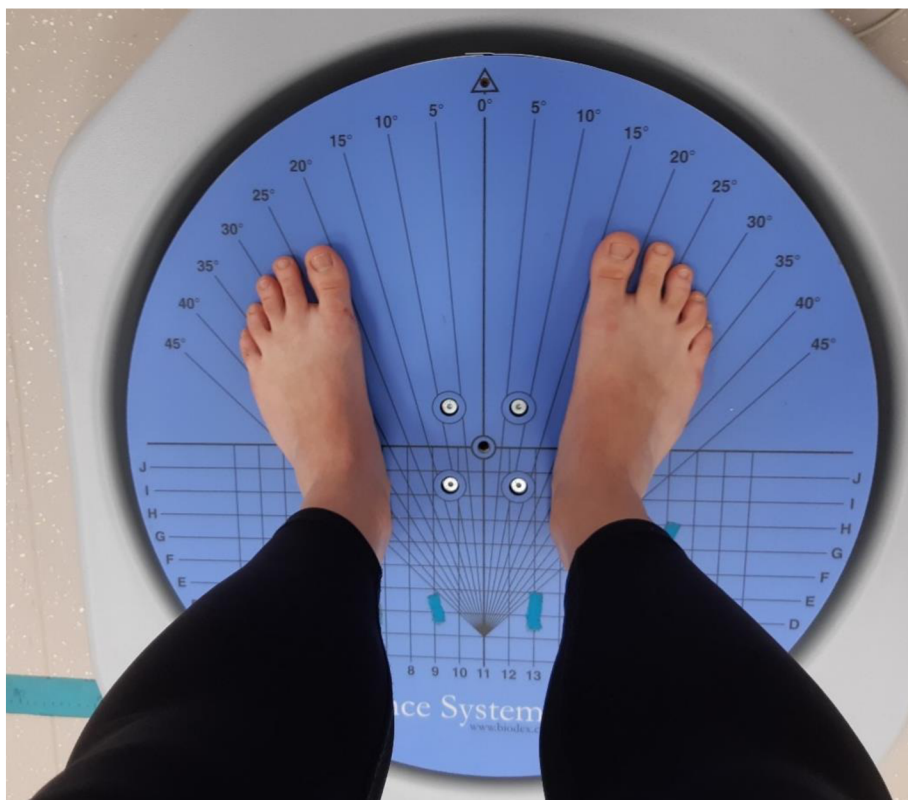
2.7.1 Postural Stability Test

Jedním z testů, které BBS nabízí pro měření stability je Postural Stability Test. Tento test hodnotí schopnost probanda udržet rovnováhu. Během testu proband stojí na platformě a má za úkol udržet kurzor na obrazovce ve středu. Kurzor na obrazovce zajišťuje zpětnou vazbu v reálném čase. V průběhu testování proband vidí, kolik času zbývá do konce pokusu, skóre (větší číslo značí horší stabilitu), počet pokusů a úroveň nestability platformy (Obrázek 4).

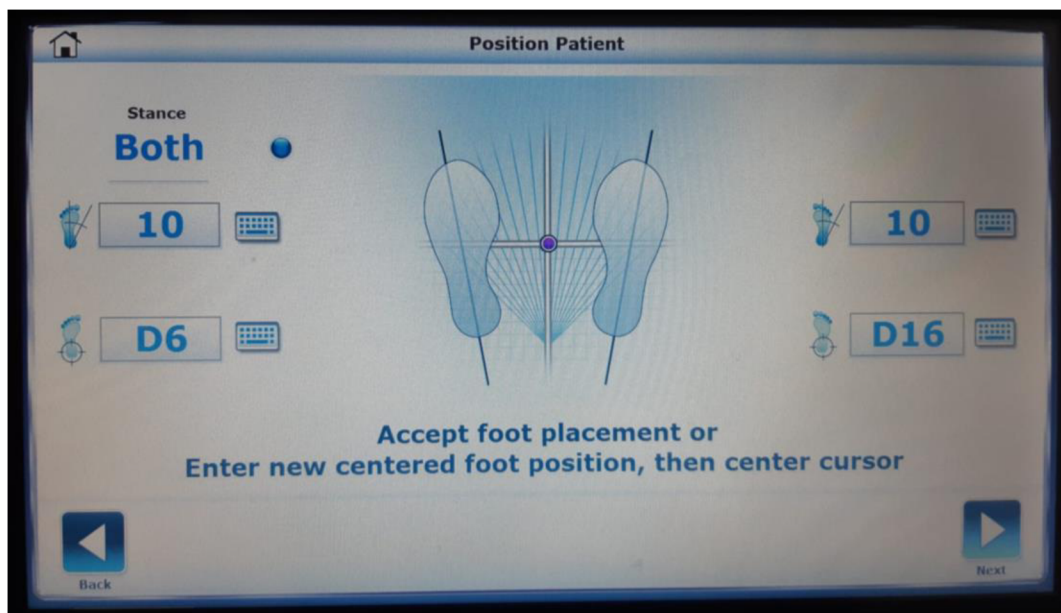


Obrázek 4. Obrazovka během provádění Postural Stability Test (Archiv autora 2022).

Obrazovka je vždy před testováním nastavena tak, aby byla ve výši očí probanda. Na základě předem změřených hodnot (váha a výška) BBS vypočítá COP probanda. Před zahájením testování se proband postaví na kruhovou platformu (Obrázek 5) a nastaví chodidla tak, aby při klidném stožení kurzor směřoval doprostřed (Obrázek 6).



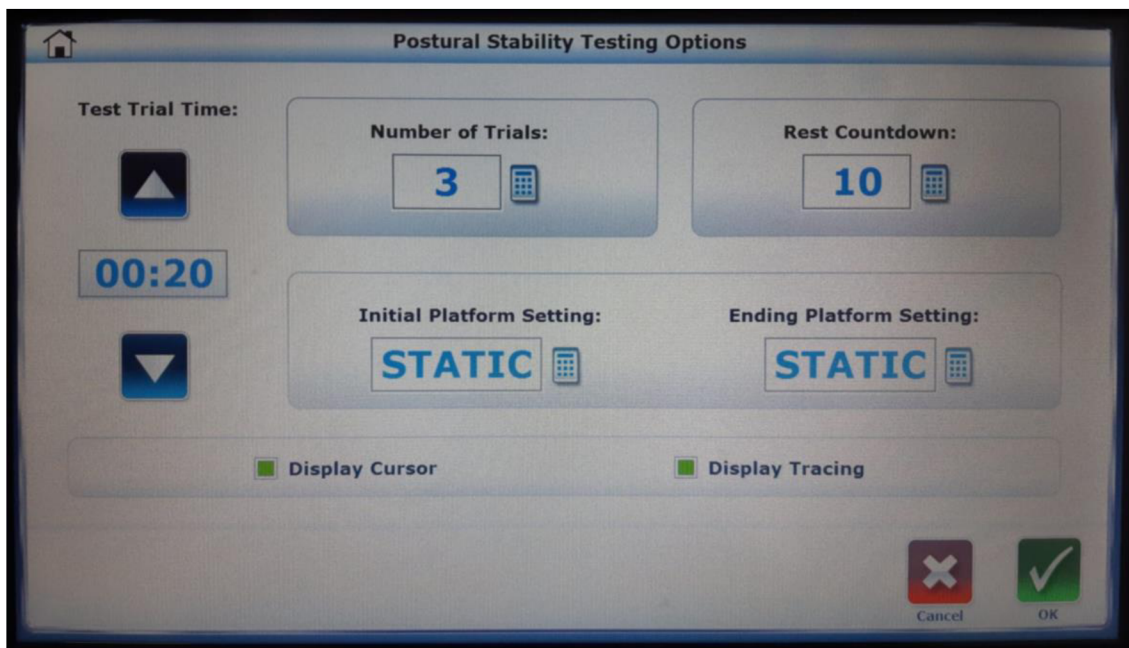
Obrázek 5. Pozice s úhlem chodidel na platformě s mřížkou (Archiv autora 2022).



Obrázek 6. Nastavení údajů o výchozí pozici probanda (Archiv autora 2022).

Tato pozice je vyšetřujícím zaznamenána a proband takto stojí během všech následných testů. Skóre, které proband získá při testování, udává kolísání okolo středového bodu (COP), který je stanoven před testováním, když je platforma stabilní. Nižší skóre v testu (tedy nižší index stability) znamená lepší stabilitu.

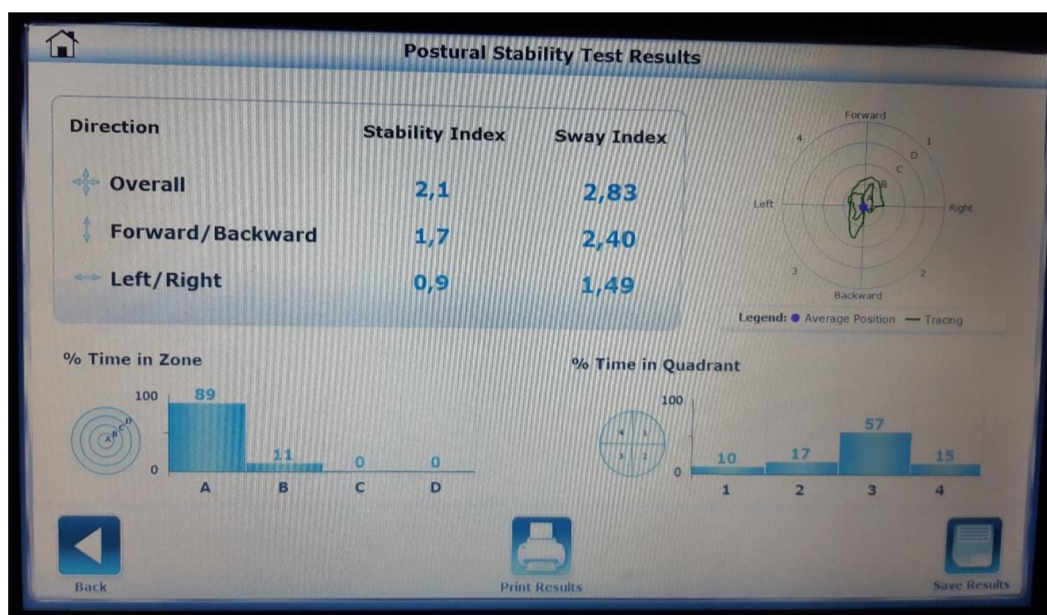
Vyšetřující může nastavit úroveň nestability platformy, dále délku testu, počet pokusů, pauzu mezi pokusy, odpočet před začátkem testu a také postupnou změnu stability během testu v čase – počáteční a konečnou úroveň stability (Obrázek 7) (Biodex Medical Systems, 2018, Biodex Medical Systems, 2021b).



Obrázek 7. Možnosti nastavení Postural Stability Test (Archiv autora 2022).

2.7.2 Vyhodnocení testu

Po ukončení testu přístroj poskytne údaje o provedeném pokusu (Obrázek 8). Na displeji se zobrazí trajektorie, kterou opsal vyšetřovaný při testování, a směry, do kterých se pohyboval. Na základě těchto údajů přístroj vypočítá Stability Index a Sway Index. Celková trajektorie je zobrazena také vizuálně. Dále lze sledovat procentuální zastoupení času stráveného v konkrétní zóně (A, B, C, D) – kde se proband nejvíce pohyboval. Zóna A je nejbližší středu a zóna D nejdál. Přístroj také rozděluje platformu do čtyř kvadrantů (1, 2, 3, 4) a opět udává procentuální zastoupení času, který vyšetřovaný strávil v daném kvadrantu.



Obrázek 8. Výsledky po dokončení Postural Stability Test (Archiv autora 2022).

Pro tuto práci byly využity indexy, které je schopen BBS vypočítat díky datům nasbíraným během testování. Tyto indexy lze pomocí USB připojení extrahovat z BBS a následně statisticky zpracovat. Jedná se o následující indexy:

- 1) Overall Stability Index (OSI; index celkové stability) udává odchylku plošiny od horizontální roviny z výchozí pozice do všech směrů a vypovídá o celkové posturální stabilitě,
- 2) Anterior/Posterior Stability Index (API; index anteroposteriorní stability) reprezentuje odchylku plošiny od horizontální roviny v sagitální rovině a vypovídá o posturální stabilitě v předozadním směru,

- 3) Medial/Lateral Stability Index (MLI; index mediolaterální stability) reprezentuje odchylku plošiny od horizontální roviny ve frontální rovině a vypovídá o posturální stabilitě v mediolaterálním směru (Biodex Medical Systems, 2018).

Vysoký index OSI značí větší pohyby těla během testu, tedy horší celkovou posturální stabilitu, zatímco nízký index OSI vypovídá o dobré celkové posturální stabilitě a pouze malých pohybech těla testovaného. Stejný princip platí pro parametry API a MLI (Arnold & Schmitz, 1998).

OSI je brán jako nejlepší ukazatel schopnosti probanda udržet balanc na platformě. Schopnost probanda udržet rovnováhu by měla korelovat s propioceptivní a neuromuskulární reakcí (Testerman & Vander Griend, 1999).

3 CÍLE PRÁCE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY PRÁCE

Hlavní cíl:

Cílem práce je posouzení posturální stability zdravých jedinců bez zátěže a se zátěží během klidného stoje pomocí balančního systému Biodex.

Dílčí cíle:

Prvním dílčím cílem práce je posouzení posturální stability zdravých jedinců během klidného stoje v závislosti na pohlaví.

Druhým dílčím cílem práce je posouzení posturální stability zdravých během klidného stoje jedinců v závislosti na BMI.

Hlavní výzkumné otázky

VO₁. Jaký vliv má přidaná zátěž (10, 15 a 20 % tělesné hmotnosti) na parametr OSI u zdravých jedinců při stoji na statické plošině (úroveň STATIC)?

VO₂. Jaký vliv má přidaná zátěž (10, 15 a 20 % tělesné hmotnosti) na parametr API u zdravých jedinců při stoji na statické plošině (úroveň STATIC)?

VO₃. Jaký vliv má přidaná zátěž (10, 15 a 20 % tělesné hmotnosti) na parametr MLI u zdravých jedinců při stoji na statické plošině (úroveň STATIC)?

VO₄. Jaký vliv má přidaná zátěž (10, 15 a 20 % tělesné hmotnosti) na parametr OSI u zdravých jedinců při stoji na labilní plošině (úroveň nestability 10)?

VO₅. Jaký vliv má přidaná zátěž (10, 15 a 20 % tělesné hmotnosti) na parametr API u zdravých jedinců při stoji na labilní plošině (úroveň nestability 10)?

VO₆. Jaký vliv má přidaná zátěž (10, 15 a 20 % tělesné hmotnosti) na parametr MLI u zdravých jedinců při stoji na labilní plošině (úroveň nestability 10)?

Dílčí výzkumné otázky

1.1. Mají ženy lepší celkovou posturální stabilitu než muži při klidném stoji na statické plošině (úroveň STATIC)?

1.2. Mají ženy lepší celkovou posturální stabilitu než muži při klidném stoji na labilní plošině (úroveň nestability 10)?

2.1. Mají jedinci s vyšším BMI lepší celkovou posturální stabilitu než jedinci s nižším BMI při stoji klidném na statické plošině (úroveň STATIC)?

2.2. Mají jedinci s vyšším BMI lepší celkovou posturální stabilitu než jedinci s nižším BMI při stoji klidném na labilní plošině (úroveň nestability 10)?

4 METODIKA

Výzkum probíhal v prostorách Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci v době od listopadu do prosince roku 2021. Samotné měření probíhalo v prostorách centra RRR v laboratoři. Postup měření byl schválen Etickou komisí Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci (Příloha 3).

4.1 Charakteristika výzkumného souboru

Výzkumu se zúčastnilo 40 probandů z běžné populace, 20 mužů a 20 žen. Věk probandů se pohyboval v hranici od 18 do 30 let s průměrem 22,6 (\pm 2,4 let). Do výzkumného souboru byly zařazeny osoby bez muskuloskeletálních poruch, poranění dolních končetin a zad, bolestí, poruch rovnováhy, zraku či neurologických potíží, které by měly negativní vliv na lokomoci nebo stabilitu jedince.

V úvodu probandi vyplnili krátký anamnestický dotazník, kde byl orientačně vyšetřen rozsah pohybu hlavních kloubů dolních končetin a svalová síla vybraných svalů dolních končetin. V dotazníku byla také sledována historie úrazů a poranění, které by mohly mít vliv na posturální stabilitu, například fraktury DK.

Do výzkumného souboru nebyli zařazeni jedinci, kteří aktivně provozují kontaktní sporty, při nichž dochází k častým otřesům hlavy, případně i otřesu mozku, jako je například box nebo ragby. Dle Dierijck, Wright, Smirl, Bryk a van Donkelaar (2018) přetrvávají po dobu 2 týdnů od zranění hlavy změny, které ovlivňují stabilitu v klidném stoji.

Dále nebyli zařazeni ti, kteří trpí instabilitou kotníku, která je provázána opakovanými luxacemi nebo mají jiné akutní či chronické omezení funkce DKK. Vzhledem k tomu, že se jedná o vzorek z běžné populace, nebyli do výzkumu zařazeni jedinci, kteří provozují sport na vrcholové úrovni. Charakteristiku výzkumného souboru je zaznamenána v Tabulce 1.

Tabulka 1. Charakteristika výzkumného souboru

Charakteristika výzkumného souboru					
	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	Směrodatná odchylka
Hmotnost (kg)	70,17	70,17	54,00	99,00	54,00
Výška (cm)	174,40	174,40	162,00	194,00	162,00
BMI (kg/m ²)	22,96	22,96	18,68	31,07	18,68

4.2 Vstupní vyšetření

Před začátkem samotného měření proband vyplnil anamnestický dotazník (Příloha 1) zaměřený na historii úrazů a dalších potíží, které by mohly mít vliv na posturální stabilitu. Následně každý proband podepsal informovaný souhlas (Příloha 4). Poté proband absolvoval vstupní vyšetření (Příloha 2).

Dominance dolních končetin (DKK) byla vyšetřena tak, že byl vyšetřovaný vyzván, aby kopnul do míče. Dolní končetina (DK), kterou použil, byla zaznamenána jako dominantní.

Aktivní rozsah pohybu byl vyšetřen vleže na zádech. Proband byl vyzván, aby přitáhl špičku nohy. Tím byla sledována dorsální flexe v hleznu. Za normu byl považován rozsah okolo 25°. Poté byl proband vyzván, aby přitáhl patu k hýždím, tak byla vyšetřena flexe v kolenní a za normu byl považován rozsah okolo 135°. Nakonec byl proband vyzván, aby přitáhl koleno k hrudi a tím byla vyšetřena flexe v kyčli. Za normální rozsah pohybu byl považován rozsah okolo 120° (Magee, 2011; Kapandji, 1971). Rozsah pohybu byl označen jako norma, pokud vyšetřovaný provedl pohyb bez bolesti v daném rozsahu. Pokud rozsah normu přesahoval, byl označen jako zvýšený. Pokud naopak nedosahoval normy, byl označen jako snížený.

Svalová síla DKK byla vyšetřována orientačně. Vleže na břiše byly vyšetřeny hamstringy, a to tak, že vyšetřující jednou rukou fixoval pánev a druhou dával odpor v oblasti Achillovy šlachy. Vyšetřovaný byl vyzván k přitáhnutí paty k hýždím proti odporu. M. quadriceps femoris byl vyšetřen vleže na zádech, kdy vyšetřující fixoval stehno zespodu nad kolenní jamkou a druhou rukou dával odpor na distální oblast bérce, který visel volně z lehátka. Vyšetřovaný byl vyzván, aby propnul nohu v kolenní proti odporu terapeuta. Vsedě na židli s odporem kladeným na distální konec přední strany stehna byl vyšetřen m. soleus. Vyšetřovaný byl vyzván, aby tlakem špičky nohy do podlahy nadzvedl třikrát koleno proti odporu (Janda, 2004; Opavský, 2003). Pokud vyšetřovaný překonal odpor kladený vyšetřujícím (srovnatelný se stupněm 5 při testování síly svalu dle Jandy), byla svalová síla daného svalu označena jako norma. Pokud ne, byla svalová síla označena jako snížená.

Dále byl vyšetřen Trendelenburgův stoj, který hodnotí laterální stabilizátory kyčelního kloubu (m. gluteus medius, m. gluteus minimus). Při stožení na jedné DK zůstává pánev za fyziologické situace v horizontálním postavení. Při oslabení abduktorů kyčle

stojné DK dochází k poklesu pánve na opačné DK, tento jev označujeme jako pozitivní Trendelenburgovo znamení (Gross, 2005).

V závěru byl vyšetřovaný vyzván, aby provedl maximální dřep tak, aby nohy zůstaly položené na podlaze a poté se vrátil zpět do stoje. Tato zkouška sledovala flekčně-extenční pohyb kolenního kloubu a také sílu m. quadriceps femoris (Gross, 2005; Opavský, 2003).

4.3 Příprava na měření

Po vyplnění anamnestického dotazníku absolvování a vstupního vyšetření byl proband seznámen s přístrojem a průběhem testování, aby nedošlo k případným chybám při měření. Také dostal prostor pro vyslovení dotazů či nejasností ohledně testování. Vyšetřující vytvořil na základě probandových iniciál účet v přístroji BBS pro uložení dat. Následně byly zadány informace o výšce a váze probanda. Dále byly zaznamenány souřadnice a úhly chodidel na síťové ploše platformy tak, aby vyšetřovaný volně stál a směřoval kurzor na displeji zobrazující COP do středu kruhu. Stoj vyšetřovaného byl na šířku pánve, která se změřila pomocí pelvimetru – vzdálenost předních horních spin byla stejná jako vzdálenost mezi zevními kotníky. Souřadnice byly zaznamenány a vyšetřovaný podle nich stál při všech následujících testech. Proband měl možnost nastavit si popruhy batohu tak, aby se s batohem cítil pohodlně a dobře mu seděl na zádech. S batohem se také prošel po místnosti, aby si na něj zvykl. Všichni probandi využili stejný batoh. Při nesení batohu nebyl využit bederní ani hrudní pás. Vyšetřování probíhalo bez obuvi. Mezi každým testem byla dvouminutová pauza pro předejití únavy, která by mohla ovlivnit výsledky testování. Před začátkem samotného měření měl proband možnost si vyzkoušet, jak bude test probíhat – pomocí testu nanečisto (Arifin, Osman, & Abas, 2014; Aydoğ, Aydoğ, Çakci, & Doral, 2006).

4.3.1 Batoh

Batoh použitý pro testování byl speciálně upravený tak, aby bylo možné přidávat a ubírat zátěž dle potřeby. Konstrukce batohu je tvořena rámem, na kterém jsou dva držáky, které umožňují uložení závaží ve formě kotoučů (0,5; 1,25 a 2,5 kg). Konstrukce batohu je tvořena tak, aby docházelo k rovnoměrnějšímu rozložení zátěže při jeho nesení. Držáky, které batoh obsahuje, jsou umístěny ve středové ose batohu tak, aby nedocházelo k jednostrannému zatížení (Obrázek 9). Kotouče umístěné na držák je možné zajistit

svorkou tak, aby se omezil jejich pohyb, který by mohl ovlivnit stabilitu během testování (Obrázek 10).

Během testování byla zátěž přidávána tak, aby bylo vždy víc zátěže na nižším držáku (Obrázek 9). Uložení větší zátěže batohu níž (do oblasti pasu či kyčlí) vyžaduje menší nároky na posturální zajištění při klidném stoji ve srovnání s uložením větší zátěže výš (Grimmer et al., 2002).



Obrázek 9. Proband s batohem se zátěží umístěnou ve středové ose batohu, kdy je větší část váhy umístěna v dolní oblasti batohu (Archiv autora 2022).



Obrázek 10. Svorka omezující pohyb kotoučů (Archiv autora 2022).

4.4 Průběh měření

Pomocí přístroje BBS byla měřena posturální stabilita bez zátěže a následně se zátěží v batohu. Účastníci byli vyzváni, aby stáli vzpřímeně a snažili se udržet kurzor na obrazovce (zajišťující zpětnou vazbu v reálném čase) co nejvíce na středu pomocí svého těla (Obrázek 11).



Obrázek 11. Pohled na displej během testování (Archiv autora 2022).

Před začátkem testování probandi využili pro větší stabilitu opěrky na ruce. Během třísekundového odpočítávání, které zahajuje každý pokus testu, proband pustil opěrky a nechal ruce podél těla během celého průběhu daného pokusu. Pokud během testování padal nebo se chytl opěrek, pokus byl zaznamenán jako neplatný a opakoval se. Během samotného testování bylo v místnosti ticho a vyšetřující s probandem nekomunikoval mimo pokynů k provedení testu, aby bylo zabráněno ovlivnění výsledků kvůli rozptýlení pozornosti.

Jako zátěž sloužilo závaží z rozebíratelných činek. Závaží, které bylo využito k testování probanda, bylo v závislosti na jeho tělesné hmotnosti zaokrouhlováno na 0,5 kg (v případě, že váha probanda byla 64 kg, bude 10 % jeho tělesné hmotnosti, tedy 6,4 kg, zaokrouhleno na 6,5 kg). Nejdříve následoval test bez zátěže. Poté dostal proband batoh se závažím, které odpovídá 10, 15 a nakonec 20 % jeho tělesné váhy (Bauer & Freivalds, 2009).

4.4.1 Měření posturální stability

K měření posturální stability byl využit test nabízený přístrojem BBS – Postural Stability Test. Tento test hodnotí schopnost probanda udržet rovnováhu. Jedním z výsledků tohoto testu je parametr OSI, který se vztahuje k celkové posturální stabilitě. Nižší skóre OSI vyjadřuje lepší posturální stabilitu než vyšší skóre. Dále BBS udává API a MLI, které vypovídají o předozadní a mediolaterální stabilitě (Biodex Medical Systems, 1999; Biodex Medical Systems, 2018).

Každý proband absolvoval dvě série testů. V jedné sérii byla plošina uzamčena a nehýbala se (úroveň STATIC). V následující sérii byla plošina labilní (úroveň nestability 10). Nastavená úroveň se během testování nijak neměnila.

Testovaný podstoupil jeden zkušební test. Vlastní testování probíhalo celkem ve čtyřech odlišných situacích, kdy se měnila zátěž, kterou měl proband v batohu. Nejdříve proběhly 3 testy bez zátěže, kdy každý trval 20 sekund (Biodex Medical Systems, 1999) a byla mezi nimi 10 sekund pauza (Almeida et al., 2017; Arifin et al., 2014). Po splnění těchto 3 testů následoval odpočinek po dobu 2 minut. Obdobně probíhala další trojice testů, při které měl proband v batohu zátěž odpovídající 10 % jeho tělesné hmotnosti. Stejně byl pak proband testován s 15 a 20 % zátěže jeho tělesné hmotnosti. Proband tedy absolvoval 1 zkušební a následně 12 vlastních testů na uzamčené plošině (úroveň STATIC). Stejný objem testů byl proveden také na labilní plošině.

Schématické zobrazení průběhu testování:

uzamčená plošina (úroveň STATIC)

- 1x zkušební test
- 3x bez zátěže
- 3x s 10 % tělesné zátěže
- 3x s 15 % tělesné zátěže
- 3x s 20 % tělesné zátěže

labilní plošina (úroveň nestability 10)

- 1x zkušební test
- 3x bez zátěže
- 3x s 10 % tělesné zátěže
- 3x s 15 % tělesné zátěže
- 3x s 20 % tělesné zátěže.

Z celkového počtu 20 mužů a 20 žen začínala první polovina (tedy 10 mužů a 10 žen) sérií na uzamčené plošině (úroveň STATIC) a druhá polovina začala na labilní plošině (úroveň nestability 10).

4.5 Statistické zpracování dat

Data získaná při vstupním vyšetření a anamnéze byla zapsána do hodnotících tabulek vyšetřujícím. Výsledky měření posturální stability (Postural Stability Test) pomocí přístroje BBS byly uloženy v přístroji a následně exportovány a zaznamenány do tabulek v programu Microsoft Office Excel. Z vybraných parametrů (OSI, API a MLI) byl pro každou situaci (bez zátěže, s 10, 15 a 20 % zátěže tělesné hmotnosti) vypočítán aritmetický průměr ze tří pokusů (Akbari et al., 2015; Almeida et al., 2017; Aydoğ et al., 2006; Ece, Aydoğ, Aydoğ, & Çakci, 2006). Statistické zpracování dat prováděl RNDr. Milan Elfmark v programu Statistika.

K zodpovězení prvních šesti výzkumných otázek byla použita Friedmanova ANOVA s hladinou statistické významnosti $p < 0,05$ a Wilcoxonův párový test s hladinou statistické významnosti $p < 0,05$. K zodpovězení výzkumných otázek 7 a 8 byl zvolen Mann-Whitneyův U Test se statickou významností p-hodnoty $< 0,05$. K zodpovězení výzkumných otázek 9 a 10 byly použity Spearmanovy korelace, které považujeme za statisticky významné, pokud je p-hodnota $< 0,05$.

5 VÝSLEDKY

5.1 Výsledky k výzkumné otázce VO₁

VO₁. Jaký vliv má přidaná zátěž (10, 15 a 20 % tělesné hmotnosti) na parametr OSI u zdravých jedinců při stoji na statické plošině (úroveň STATIC)?

Pro posouzení výzkumné otázky VO₁ bylo provedeno zhodnocení OSI všech probandů při stoji na statické plošině. Byly mezi sebou srovnány čtyři situace: stoj bez zátěže, stoj s 10, 15 a 20 % tělesné zátěže.

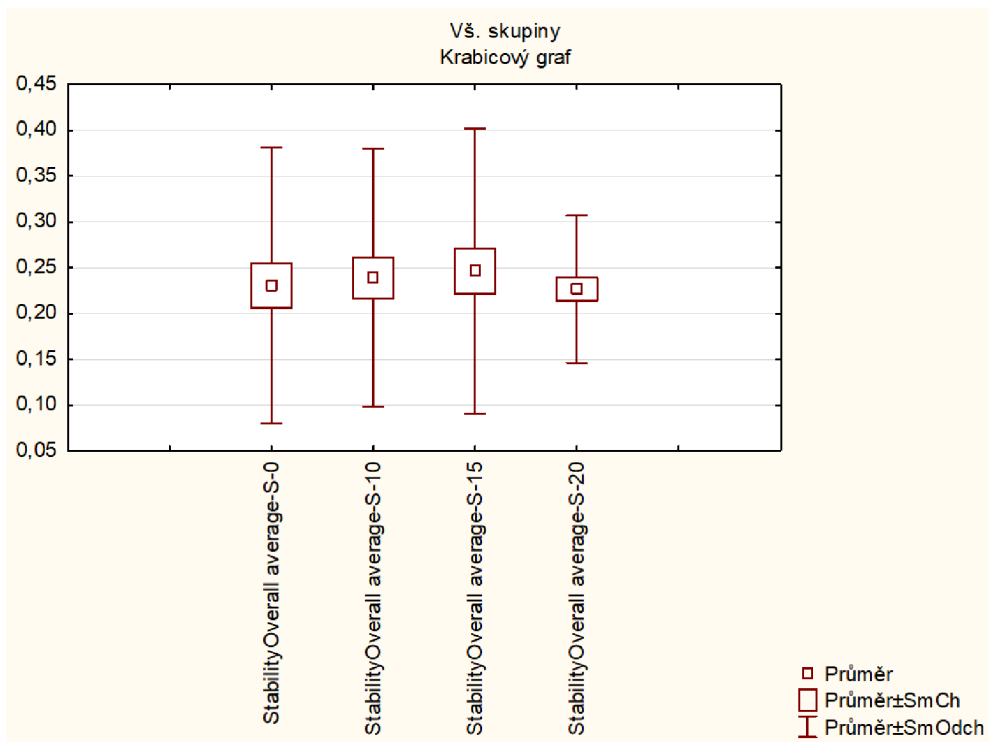
Ke statistickému zpracování dat byla zvolena Friedmanova ANOVA s hladinou statistické významnosti $p < 0,05$. Výpočet Friedmanovy ANOVY ukázal χ^2 (chí-kvadrát) = 5,13, $p = 0,16$. Nebyl prokázán statisticky významný vliv přidané zátěže na parametr OSI při klidném stoji na statické plošině. Výsledky proměnných jednotlivých skupin jsou ukázány v Tabulce 2 a Grafu 1.

Tabulka 2. Výsledky Friedmanovy ANOVY pro OSI, úroveň STATIC

OSI všech skupin při úrovni STATIC				
tělesná zátěž	Průměrné pořadí	Součet pořadí	Průměr OSI	Směrodatná odchylka
0	2,20	88,00	0,23	0,15
10	2,35	94,00	0,24	0,14
15	2,73	109,00	0,25	0,16
20	2,73	109,00	0,23	0,08

Vysvětlivky: 0 = 0 % tělesné zátěže, 10 = 10 % tělesné zátěže, 15 = 15 % tělesné zátěže, 20 = 20 % tělesné zátěže.

Graf 1. Krabicový graf výsledků Friedmanovy ANOVY pro OSI, úroveň STATIC



Vysvětlivky: Vodorovná osa udává hodnoty OSI. Písmeno S na svislé ose značí úroveň nestability (STATIC – u všech údajů) a číslice udává % přidané tělesné zátěže (0, 10, 15 a 20).

Pro posouzení jednotlivých situací mezi sebou byl zvolen Wilcoxonův párový test (Tabulka 3). Při srovnání jednotlivých situací mezi sebou nebyla nalezena p-hodnota $< 0,05$ – nebyl naznačen statisticky významný rozdíl mezi jednotlivými situacemi. Nebyl prokázán statisticky významný vliv zátěže na parametr OSI při klidném stoji na statické plošině v rámci srovnání jednotlivých situací.

Tabulka 3. Výsledky Wilcoxonova párového testu pro OSI, úroveň STATIC

OSI, úroveň STATIC		
Dvojice proměnných	Z	p-hodnota
0 % & 10 %	0,63	0,53
0 % & 15 %	1,53	0,13
0 % & 20 %	1,33	0,18
10 % & 15 %	0,83	0,40
10 % & 20 %	0,59	0,55
15 % & 20 %	0,35	0,73

Vysvětlivky: Písmeno Z značí rozdíl mezi párovými hodnotami.

* $p < 0,05$. ** $p < 0,01$. *** $p < 0,001$.

5.2 Výsledky k výzkumné otázce VO₂

VO₂. Jaký vliv má přidaná zátěž (10, 15 a 20 % tělesné hmotnosti) na parametr API u zdravých jedinců při stoji na statické plošině (úroveň STATIC)?

Pro posouzení výzkumné otázky VO₂ bylo provedeno zhodnocení API všech probandů při stoji na statické plošině. Byly mezi sebou srovnány čtyři situace: stoj bez zátěže, stoj s 10, 15 a 20 % tělesné zátěže.

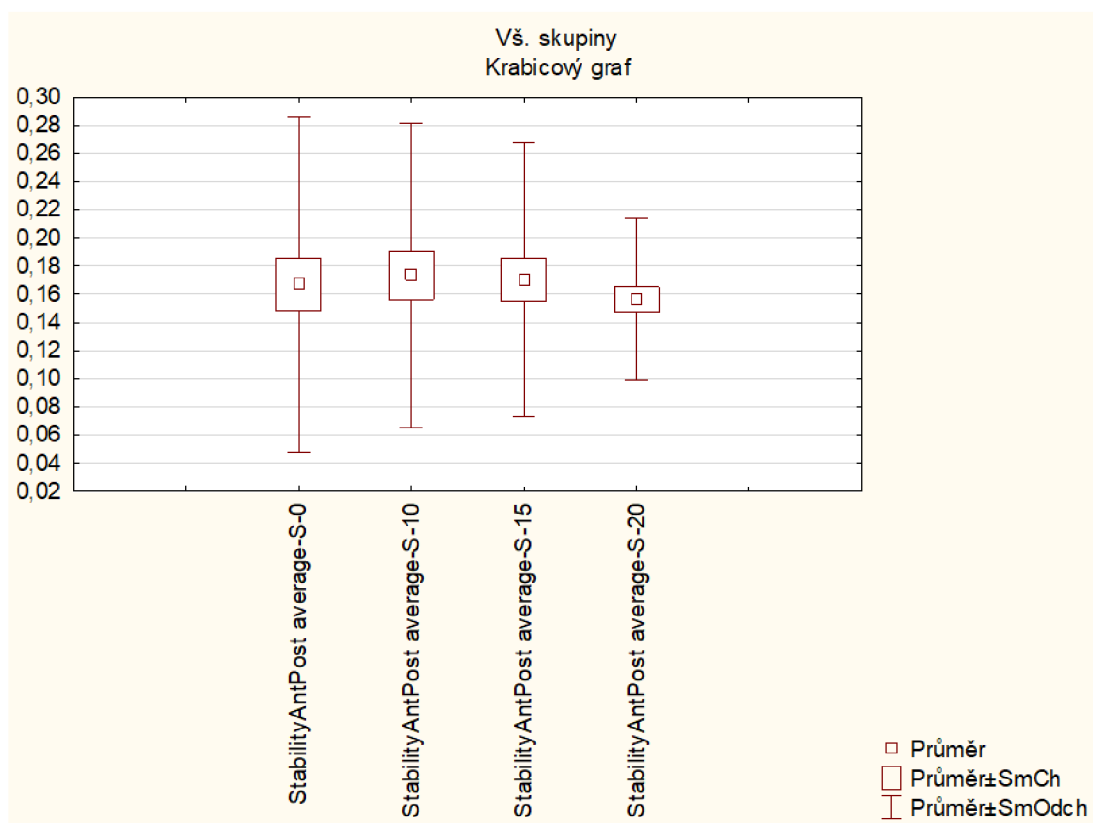
Ke statistickému zpracování dat byla zvolena Friedmanova ANOVA s hladinou statistické významnosti $p < 0,05$. Výpočet Friedmanovy ANOVY ukázal χ^2 (chí-kvadrát) = 1,65, $p = 0,65$. Nebyl prokázán statisticky významný vliv přidané zátěže na parametr API při klidném stoji na statické plošině. Výsledky proměnných jednotlivých skupin jsou ukázány v Tabulce 4 a Grafu 2.

Tabulka 4. Výsledky Friedmanovy ANOVY pro API, úroveň STATIC

API všech skupin při úrovni STATIC				
tělesná zátěž	Průměrné pořadí	Součet pořadí	Průměr API	Směrodatná odchylka
0	2,28	91,00	0,17	0,12
10	2,55	102,00	0,17	0,10
15	2,58	103,00	0,17	0,10
20	2,60	104,00	0,16	0,06

Vysvětlivky: 0 = 0 % tělesné zátěže, 10 = 10 % tělesné zátěže, 15 = 15 % tělesné zátěže, 20 = 20 % tělesné zátěže.

Graf 2. Krabicový graf výsledků Friedmanovy ANOVY pro API, úroveň STATIC



Vysvětlivky: vodorovná osa udává hodnoty API. Písmeno S na svislé ose udává úroveň nestability (STATIC – u všech údajů), číslice udává % přidané tělesné zátěže (0, 10, 15 a 20).

Pro posouzení jednotlivých situací mezi sebou byl zvolen Wilcoxonův párový test (Tabulka 5). Při srovnání jednotlivých situací mezi sebou nebyla nalezena p-hodnota $< 0,05$ – nebyl naznačen statisticky významný rozdíl mezi jednotlivými situacemi. Nebyl prokázán statisticky významný vliv zátěže na parametr API při klidném stoji na statické plošině v rámci srovnání jednotlivých situací.

Tabulka 5. Výsledky Wilcoxonova párového testu pro API, úroveň STATIC

API, úroveň STATIC		
Dvojice proměnných	Z	p-hodnota
0 % & 10 %	1,01	0,31
0 % & 15 %	0,67	0,50
0 % & 20 %	0,97	0,33
10 % & 15 %	0,32	0,75
10 % & 20 %	0,47	0,64
15 % & 20 %	0,69	0,49

Vysvětlivky: Z značí rozdíl mezi párovými hodnotami.

* $p < 0,05$. ** $p < 0,01$. *** $p < 0,001$.

5.3 Výsledky k výzkumné otázce VO₃

VO₃. Jaký vliv má přidaná zátěž (10, 15 a 20 % tělesné hmotnosti) na parametr MLI u zdravých jedinců při stoji na statické plošině (úroveň STATIC)?

Pro posouzení výzkumné otázky VO₃ bylo provedeno zhodnocení MLI všech probandů při stoji na statické plošině. Byly mezi sebou srovnány čtyři situace: stoj bez zátěže, stoj s 10, 15 a 20 % tělesné zátěže.

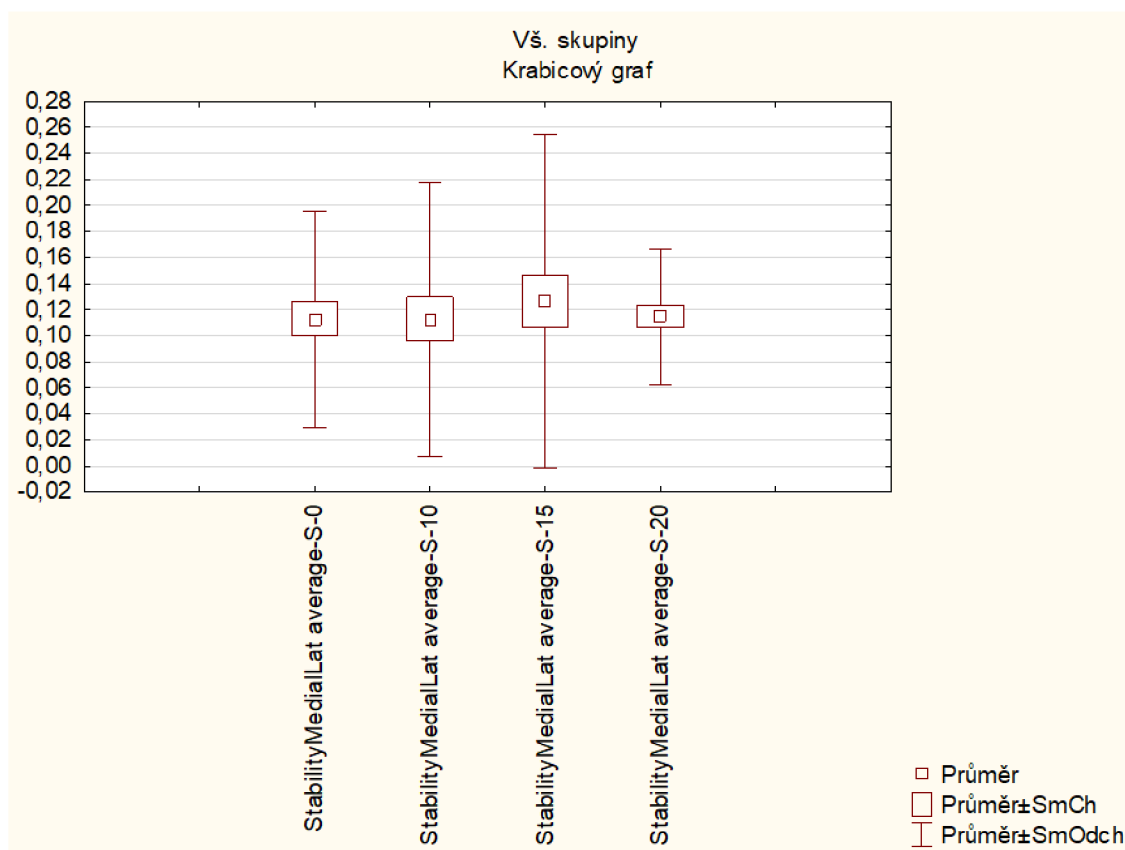
Ke statistickému zpracování dat byla zvolena Friedmanova ANOVA s hladinou statistické významnosti $p < 0,05$. Výpočet Friedmanovy ANOVY ukázal χ^2 (chí-kvadrát) 4,89, $p = 0,18$. Nebyl prokázán statisticky významný vliv přidané zátěže na parametr MLI při klidném stoji na statické plošině. Výsledky proměnných jednotlivých skupin jsou ukázány v Tabulce 6 a Grafu 3.

Tabulka 6. Výsledky Friedmanovy ANOVY pro MLI, úroveň STATIC

MLI všech skupin při úrovni STATIC				
tělesná zátěž	Průměrné pořadí	Součet pořadí	Průměr MLI	Směrodatná odchylka
0	2,38	95,00	0,11	0,08
10	2,20	88,00	0,11	0,11
15	2,66	106,00	0,13	0,13
20	2,78	111,00	0,11	0,05

Vysvětlivky: 0 = 0 % tělesné zátěže, 10 = 10 % tělesné zátěže, 15 = 15 % tělesné zátěže, 20 = 20 % tělesné zátěže.

Graf 3. Krabicový graf výsledků Friedmanovy ANOVY pro MLI, úroveň STATIC



Vysvětlivky: vodorovná osa udává hodnoty MLI. Písmeno S na svislé ose udává úroveň nestability (STATIC – u všech údajů) a číslice udává % přidané tělesné zátěže (0, 10, 15 a 20).

Pro posouzení jednotlivých situací mezi sebou byl zvolen Wilcoxonův párový test. Při srovnání jednotlivých situací mezi sebou byla nalezena p-hodnota $< 0,05$ pro situaci s 10 a 15 % tělesné zátěže. V ostatních situacích statisticky významný rozdíl nalezen nebyl. Statisticky významný vliv zátěže na parametr MLI při klidném stoji na statické plošině byl prokázán pouze při srovnání situací s 10 a 15 % tělesné zátěže (Tabulka 7). Vliv přidané zátěže se projevil zvýšením parametru MLI, což vypovídá o zhoršení mediolaterální stability.

Tabulka 7. Výsledky Wilcoxonova párového testu pro MLI, úroveň STATIC

MLI, úroveň STATIC		
Dvojice proměnných	Z	p-hodnota
0 % & 10 %	0,26	0,77
0 % & 15 %	1,18	0,24
0 % & 20 %	0,93	0,35
10 % & 15 %	2,24	< 0,05
10 % & 20 %	1,84	0,07
15 % & 20 %	0,65	0,51

Vysvětlivky: Z značí rozdíl mezi párovými hodnotami.

* $p < 0,05$. ** $p < 0,01$. *** $p < 0,001$.

5.4 Výsledky k výzkumné otázce VO₄

VO₄. Jaký vliv má přidaná zátěž (10, 15 a 20 % tělesné hmotnosti) na parametr OSI u zdravých jedinců při stoji na labilní plošině (úroveň nestability 10)?

Pro posouzení výzkumné otázky VO₄ bylo provedeno zhodnocení OSI všech probandů při stoji na labilní plošině. Byly mezi sebou srovnány čtyři situace: stoj bez zátěže, stoj s 10, 15 a 20 % tělesné zátěže.

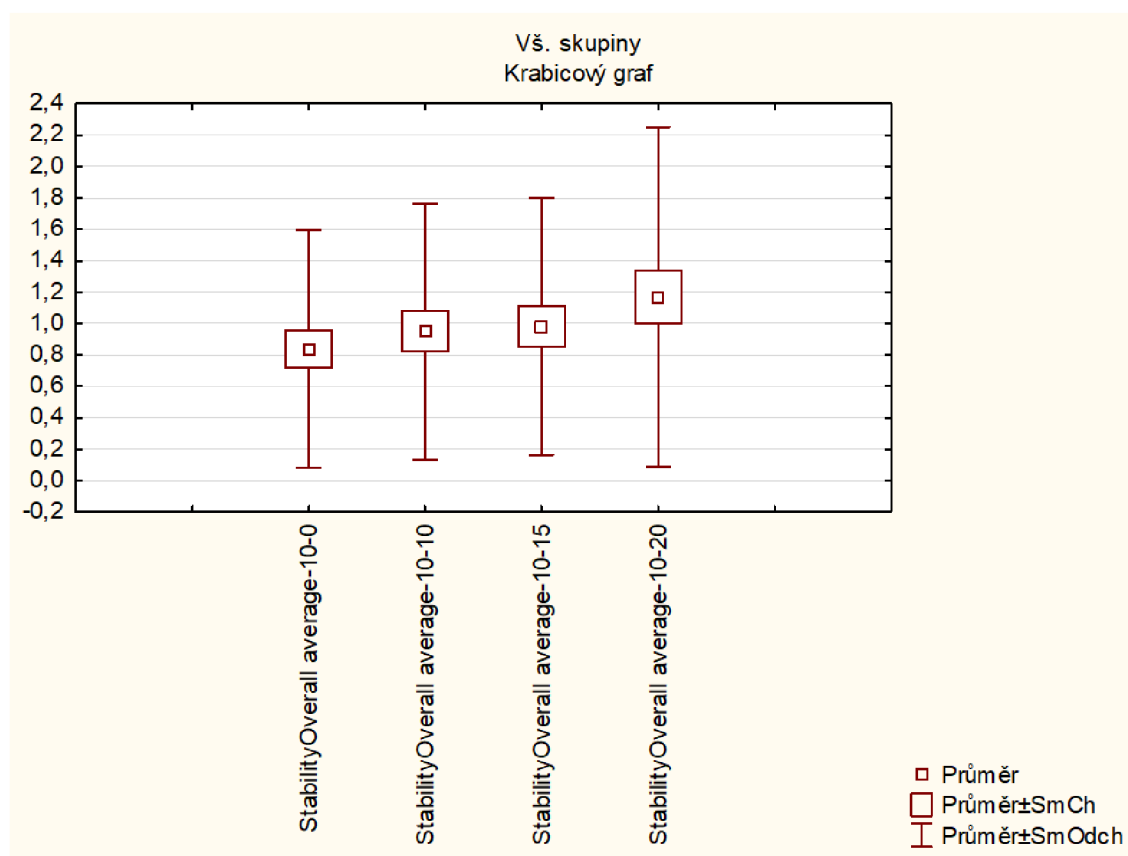
Ke statistickému zpracování dat byla zvolena Friedmanova ANOVA s hladinou statistické významnosti $p < 0,05$. Výpočet Friedmanovy ANOVY ukázal χ^2 (chí- kvadrát) = 25,41, $p < 0,001$. Byl prokázán statisticky významný vliv přidané zátěže na parametr OSI při klidném stoji na labilní plošině. Výsledky proměnných jednotlivých skupin jsou ukázány v Tabulce 8 a Grafu 4.

Tabulka 8. Výsledky Friedmanovy ANOVY pro OSI, úroveň nestability 10

OSI všech skupin při úrovni nestability 10				
tělesná zátěž	Průměrné pořadí	Součet pořadí	Průměr OSI	Směrodatná odchylka
0	1,83	73,00	0,84	0,76
10	2,25	90,01	0,95	0,81
15	2,73	109,00	0,98	0,81
20	3,20	128,00	1,17	1,08

Vysvětlivky: 0 = 0 % tělesné zátěže, 10 = 10 % tělesné zátěže, 15 = 15 % tělesné zátěže, 20 = 20 % tělesné zátěže.

Graf 4. Krabicový graf výsledků Friedmanovy ANOVY pro OSI, úroveň nestability 10



Vysvětlivky: vodorovná osa udává hodnoty OSI. První číslice na svislé ose udává úroveň nestability (10 u všech případů) a druhá číslice udává % přidané tělesné zátěže (0, 10, 15 a 20).

Pro posouzení jednotlivých situací mezi sebou byl zvolen Wilcoxonův párový test. Při srovnání jednotlivých situací mezi sebou byla nalezena p-hodnota $< 0,05$ pro následující situace: 0 a 10, 0 a 15, 0 a 20 a dále 10 a 20 % tělesné zátěže. V ostatních situacích statisticky významný rozdíl nalezen nebyl. Statisticky významný vliv zátěže na parametr OSI při klidném stoji na labilní plošině byl prokázán při srovnání situací s 0 a 10, 0 a 15, 0 a 20 a 10 a 20 % tělesné zátěže (Tabulka 9). Vliv přidané zátěže se projevil zvýšením parametru OSI, což vypovídá o zhoršení celkové stability.

Tabulka 9. Výsledky Wilcoxonova párového testu pro OSI, úroveň nestability 10

OSI, úroveň nestability 10		
Dvojice proměnných	Z	p-hodnota
0 % & 10 %	2,07	$< 0,05$
0 % & 15 %	3,01	$< 0,01$
0 % & 20 %	4,07	$< 0,001$
10 % & 15 %	1,08	0,28
10 % & 20 %	3,09	$< 0,01$
15 % & 20 %	1,73	0,08

Vysvětlivky: Z značí rozdíl mezi párovými hodnotami.

* $p < 0,05$. ** $p < 0,01$. *** $p < 0,001$.

5.5 Výsledky k výzkumné otázce VO₅

VO₅. Jaký vliv má přidaná zátěž (10, 15 a 20 % tělesné hmotnosti) na parametr API u zdravých jedinců při stoji na labilní plošině (úroveň nestability 10)?

Pro posouzení výzkumné otázky VO₅ bylo provedeno zhodnocení API všech probandů při stoji na labilní plošině. Byly mezi sebou srovnány čtyři situace: stoj bez zátěže, stoj s 10, 15 a 20 % tělesné zátěže.

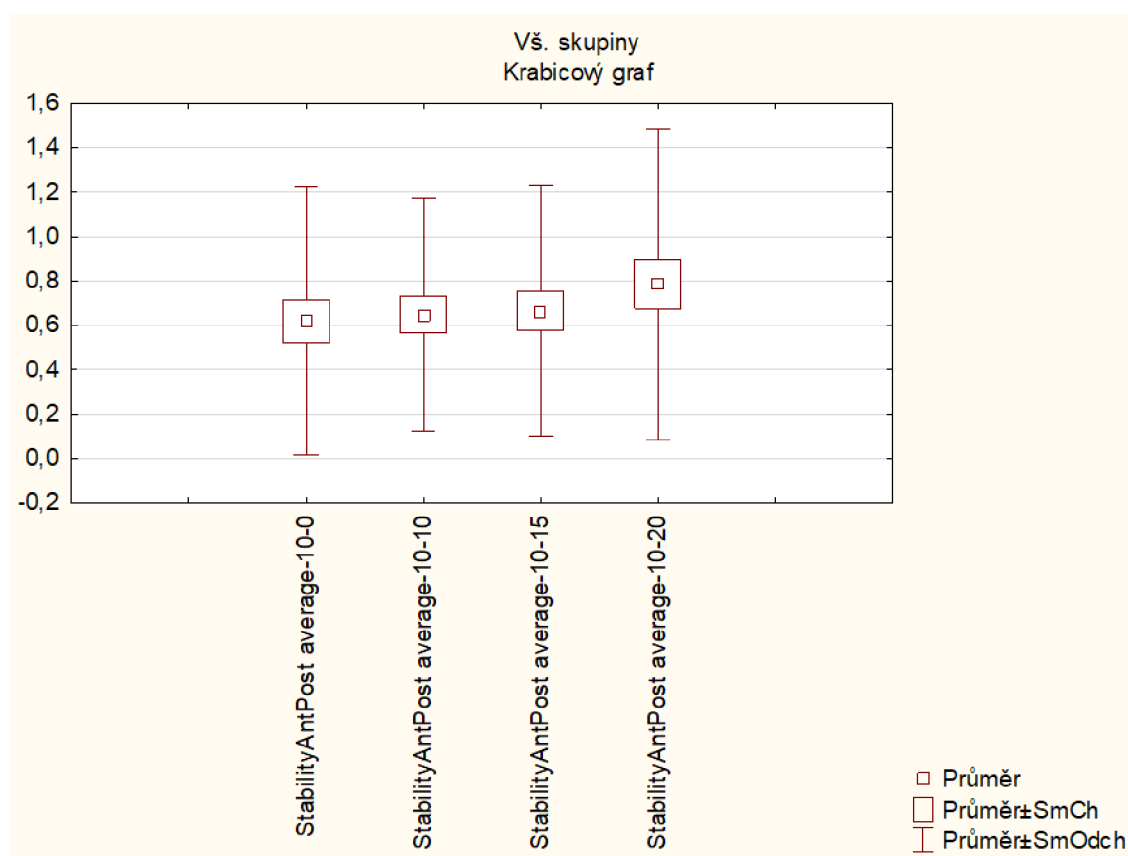
Ke statistickému zpracování dat byla zvolena Friedmanova ANOVA s hladinou statistické významnosti $p < 0,05$. Výpočet Friedmanovy ANOVY ukázal χ^2 (chí-kvadrát) = 15,63, $p < 0,01$. Byl prokázán statisticky významný vliv přidané zátěže na parametr API při klidném stoji na labilní plošině. Výsledky proměnných jednotlivých skupin jsou ukázány v Tabulce 10 a Grafu 5.

Tabulka 10. Výsledky Friedmanovy ANOVY pro API, úroveň nestability 10

API všech skupin při úrovni nestability 10				
tělesná zátěž	Průměrné pořadí	Součet pořadí	Průměr API	Směrodatná odchylka
0	2,18	87,00	0,62	0,60
10	2,15	86,00	0,65	0,52
15	2,53	101,00	0,67	0,56
20	3,15	126,00	0,79	0,70

Vysvětlivky: 0 = 0 % tělesné zátěže, 10 = 10 % tělesné zátěže, 15 = 15 % tělesné zátěže, 20 = 20 % tělesné zátěže.

Graf 5. Krabicový graf výsledků Friedmanovy ANOVY pro API, úroveň nestability 10



Vysvětlivky: vodorovná osa udává hodnoty API. První číslice na svislé ose udává úroveň nestability (10 u všech údajů), druhá číslice udává % přidané tělesné zátěže (0, 10, 15 a 20).

Pro posouzení jednotlivých situací mezi sebou byl zvolen Wilcoxonův párový test. Při srovnání jednotlivých situací mezi sebou byla nalezena p-hodnota $< 0,05$ pro následující situace: 0 a 20 a 10 a 20 % tělesné zátěže. V ostatních situacích statisticky významný rozdíl nalezen nebyl. Statisticky významný vliv zátěže na parametr API při klidném stoji na labilní plošině byl prokázán při srovnání situací s 0 a 20 a 10 a 20 % tělesné zátěže (Tabulka 11). Vliv přidané zátěže se projevil zvýšením parametru API, což vypovídá o zhoršení stability v předozadním směru.

Tabulka 11. Výsledky Wilcoxonova párového testu pro API, úroveň nestability 10

API, úroveň nestability 10		
Dvojice proměnných	Z	p-hodnota
0 % & 10 %	0,09	0,93
0 % & 15 %	1,75	0,08
0 % & 20 %	3,27	< 0,01
10 % & 15 %	0,67	0,50
10 % & 20 %	2,89	< 0,01
15 % & 20 %	1,71	0,09

Vysvětlivky: Z značí rozdíl mezi párovými hodnotami.

* $p < 0,05$. ** $p < 0,01$. *** $p < 0,001$.

5.6 Výsledky k výzkumné otázce VO₆

VO₆ Jaký vliv má přidaná zátěž (10, 15 a 20 % tělesné hmotnosti) na parametr MLI u zdravých jedinců při stoji na labilní plošině (úroveň nestability 10)?

Pro posouzení výzkumné otázky VO₆ bylo provedeno zhodnocení MLI všech probandů při stoji na labilní plošině. Byly mezi sebou srovnány čtyři situace: stoj bez zátěže, stoj s 10, 15 a 20 % tělesné zátěže.

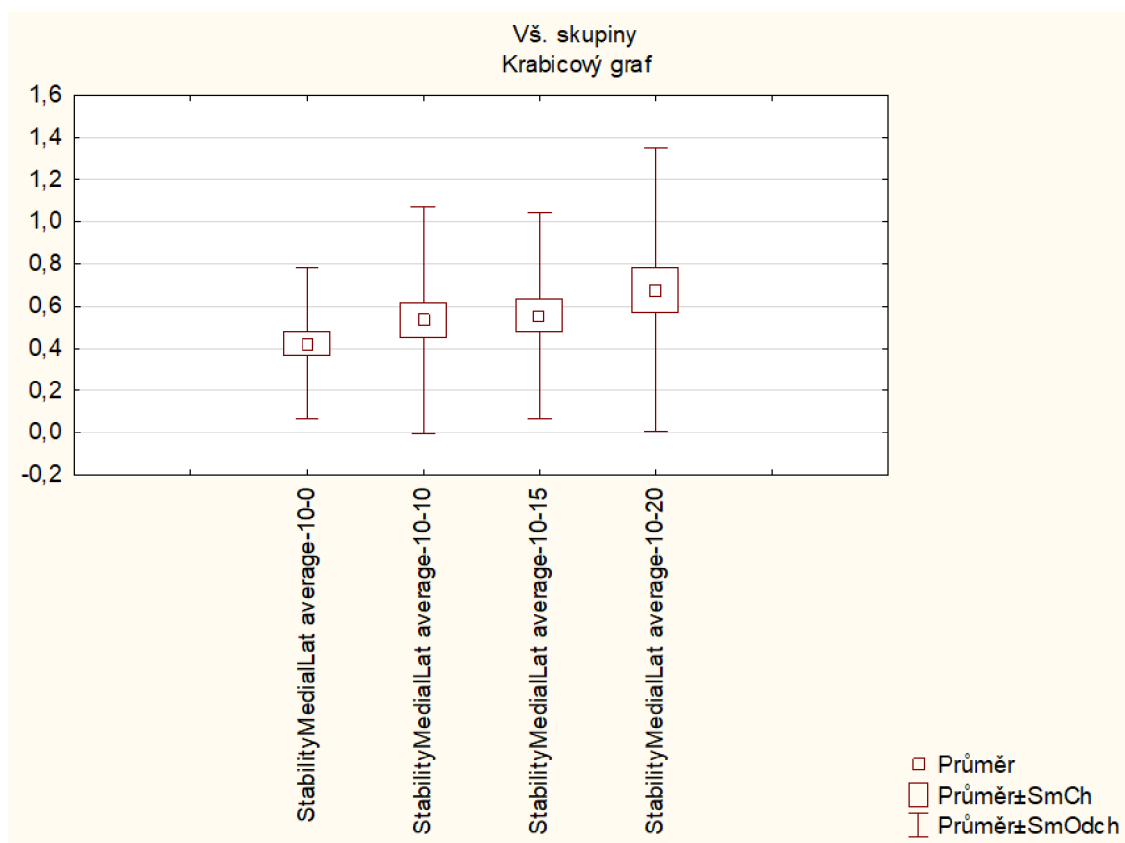
Ke statistickému zpracování dat byla zvolena Friedmanova ANOVA s hladinou statistické významnosti $p < 0,05$. Výpočet Friedmanovy ANOVY ukázal χ^2 (chí-kvadrát) = 32,01, $p < 0,001$. Byl prokázán statisticky významný vliv přidané zátěže na parametr MLI při klidném stoji na labilní plošině. Výsledky proměnných jednotlivých skupin jsou ukázány v Tabulce 12 a Grafu 13.

Tabulka12. Výsledky Friedmanovy ANOVY pro MLI, úroveň nestability 10

MLI všech skupin při úrovni nestability 10				
tělesná zátěž	Průměrné pořadí	Součet pořadí	Průměr MLI	Směrodatná odchylka
0	1,65	66,00	0,42	0,39
10	2,30	92,00	0,53	0,58
15	2,93	117,00	0,56	0,49
20	3,13	125,00	0,68	0,67

Vysvětlivky: 0 = 0 % tělesné zátěže, 10 = 10 % tělesné zátěže, 15 = 15 % tělesné zátěže, 20 = 20 % tělesné zátěže.

Graf 6. Krabicový graf výsledků Friedmanovy ANOVY pro MLI, úroveň nestability 10



Vysvětlivky: vodorovná osa udává hodnoty MLI. První číslice na svislé ose udává úroveň nestability (10 u všech údajů), druhá číslice udává % přidané tělesné zátěže (0, 10, 15 a 20).

Pro posouzení jednotlivých situací mezi sebou byl zvolen Wilcoxonův párový test. Při srovnání jednotlivých situací mezi sebou byla nalezena hodnota $p < 0,05$ pro následující situace: 0 a 10, 0 a 15, 0 a 20 a dále 10 a 20 % tělesné zátěže. V ostatních situacích statisticky významný rozdíl nalezen nebyl. Statisticky významný vliv zátěže na parametr MLI při klidném stoji na labilní plošině byl prokázán při srovnání situací s 0 a 10, 0 a 15, 0 a 20 a 10 a 20 % tělesné zátěže (Tabulka 13). Vliv přidané zátěže se projevil zvýšením parametru MLI, což vypovídá o zhoršení mediolaterální stability.

Tabulka 13. Výsledky Wilcoxonova párového testu pro MLI, úroveň nestability 10

MLI, úroveň nestability 10		
Dvojice proměnných	Z	p-hodnota
0 % & 10 %	2,53	< 0,01
0 % & 15 %	3,62	< 0,001
0 % & 20 %	4,68	< 0,001
10 % & 15 %	1,65	0,10
10 % & 20 %	3,24	< 0,01
15 % & 20 %	1,32	0,19

Vysvětlivky: Z – rozdíl mezi párovými hodnotami.

* $p < 0,05$. ** $p < 0,01$. *** $p < 0,001$.

5.7 Dílčí výzkumná otázka VO₇

VO₇. Mají ženy lepší celkovou posturální stabilitu než muži při klidném stoji na statické plošině (úroveň STATIC)?

Pro posouzení výzkumné otázky VO₇ bylo provedeno srovnání součtu pořadí na základě parametru OSI žen a mužů při stoji na statické plošině.

Ke statistickému zhodnocení byl zvolen Mann-Whitneyův U Test, který porovnával součet pořadí dle úspěšnosti na základě parametru OSI při provádění testu se statickou významností p-hodnoty $< 0,05$.

Ženy měly dle výsledků lepší celkovou posturální stabilitu než muži při každé situaci (bez zátěže, s 10, 15 a 20 % tělesné hmotnosti) během stoje na stabilní plošině. Ze statistického hlediska byl ovšem zjištěn významný rozdíl pouze při situaci bez zátěže. V ostatních situacích nebyl nalezen statisticky významný rozdíl (Tabulka 14). Nižší

celkový součet pořadí na základě parametru OSI svědčí o lepší celkové posturální stabilitě žen ve srovnání s muži při situaci bez zátěže při stoji na stabilní plošině. Srovnání výsledků obou skupin můžeme sledovat na Grafu 7. Srovnání výsledků obou skupin při stoji na stabilní i labilní plošině můžeme sledovat na Grafu 9 v rámci následující výzkumné otázky VO 8.

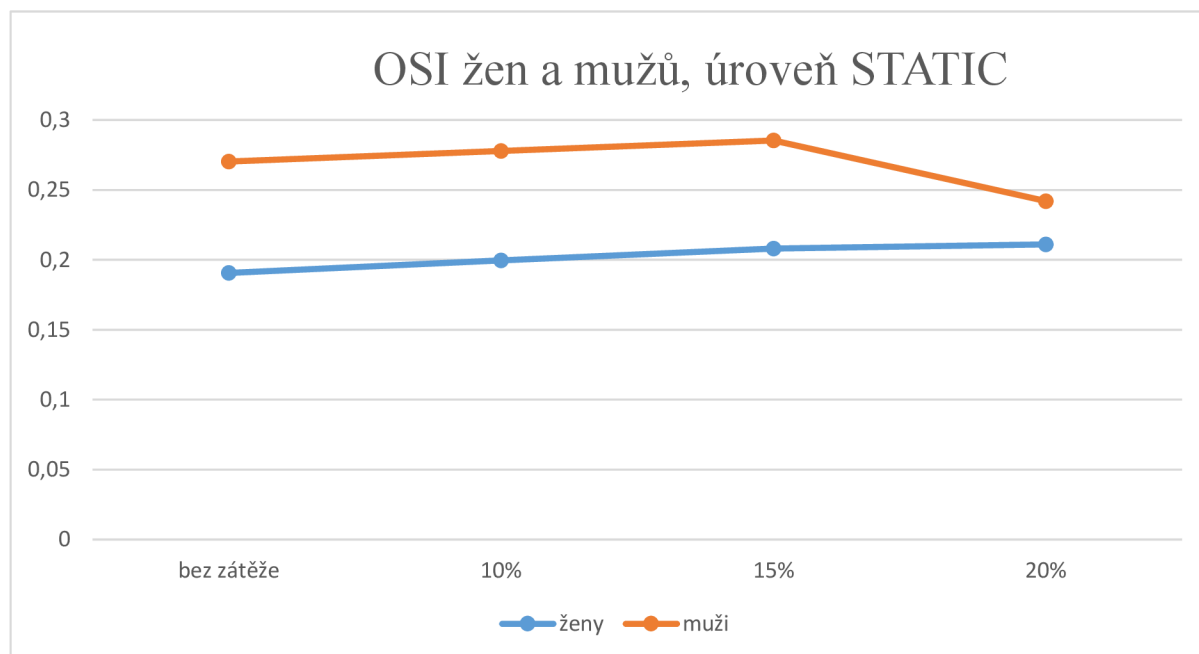
Tabulka 14. Výsledky Mann-Whitneyova U Testu pro proměnnou pohlaví při stoji na statické plošině

Mann-Whitneyův U Test dle proměnné: pohlaví, při stoji na stabilní plošině				
tělesná zátěž	součet pořadí žen	součet pořadí mužů	U	p-hodnota
0 %	335,00	485,00	125,00	< 0,05
10 %	339,00	481,00	129,00	0,07
15 %	368,00	452,00	158,00	0,26
20 %	381,00	439,00	171,00	0,44

Vysvětlivky: U – počet dvojic měření.

* $p < 0,05$. ** $p < 0,01$. *** $p < 0,001$.

Graf 7. Graf znázorňující OSI žen a mužů, úroveň STATIC



Vysvětlivky: vodorovná osa udává hodnoty OSI, svislá osa udává % tělesné zátěže.

5.8 Dílčí výzkumná otázka VO₈

VO₈. *Mají ženy lepší celkovou posturální stabilitu než muži při klidném stoji na labilní plošině (úroveň nestability 10)?*

Pro posouzení výzkumné otázky VO₈ bylo provedeno srovnání součtu pořadí na základě parametru OSI žen a mužů při stoji na labilní plošině.

Ke statistickému zhodnocení byl zvolen Mann-Whitneyův U Test, který porovnával součet pořadí dle úspěšnosti na základě parametru OSI při provádění testu se statickou významností p-hodnoty < 0,05.

Ze statistického hlediska byl nalezen významný rozdíl mezi pořadím žen a mužů ve všech situacích (bez zátěže, s 10, 15, 20 % tělesné zátěže) (Tabulka 15). Nižší celkový součet pořadí na základě parametru OSI svědčí o lepší celkové posturální stabilitě žen ve srovnání s muži při všech situacích při stoji na labilní plošině. Srovnání výsledků obou skupin můžeme sledovat na Grafu 8. Srovnání výsledků obou skupin při stoji na stabilní i labilní plošině můžeme sledovat na Grafu 9.

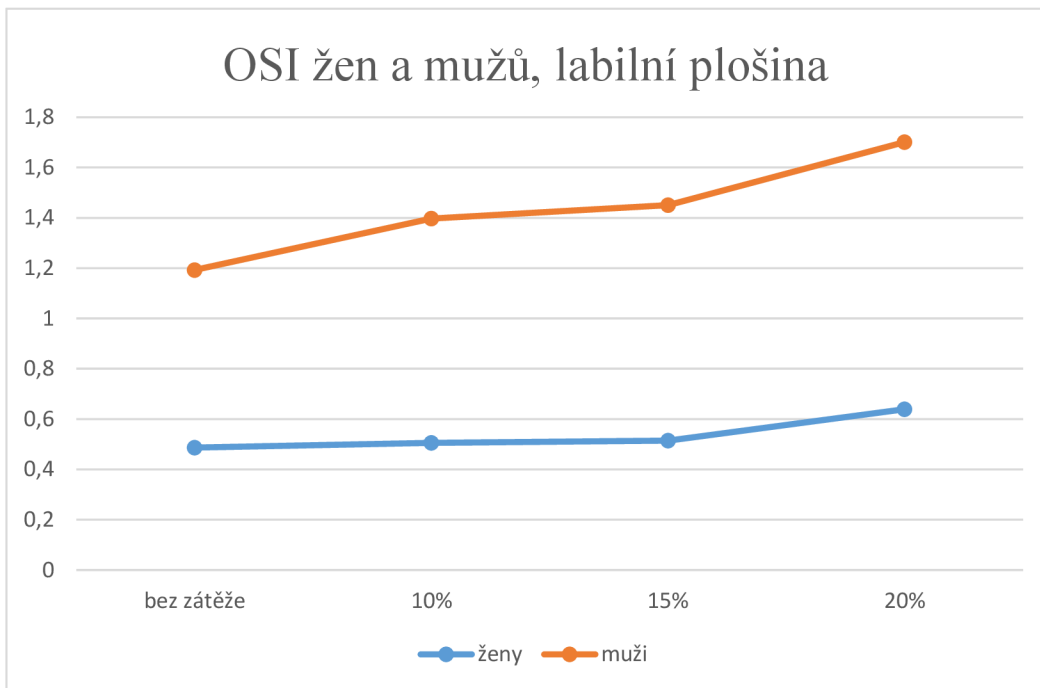
Tabulka 15. Výsledky Mann-Whitneyova U Testu pro proměnnou pohlaví při stoji na statické plošině

Mann-Whitneyův U Test dle proměnné: pohlaví, při stoji na stabilní plošině				
tělesná zátěž	součet pořadí žen	součet pořadí mužů	U	p-hodnota
0 %	248,00	572,00	38,00	< 0,001
10 %	251,00	569,00	41,00	< 0,001
15 %	244,00	576,00	34,00	< 0,001
20 %	260,00	560,00	50,00	< 0,001

Vysvětlivky: U – počet dvojic měření.

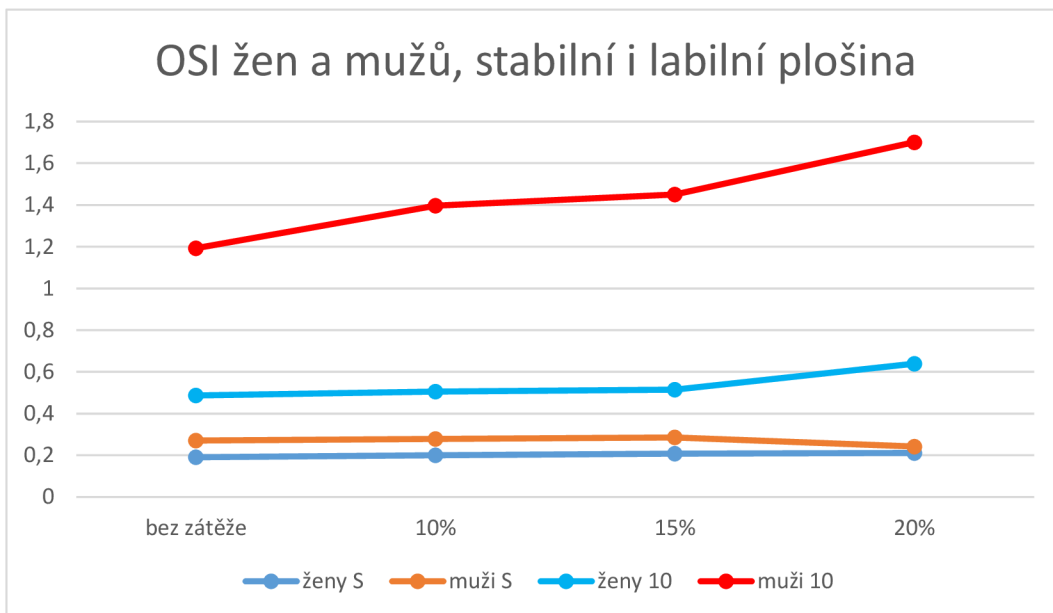
* $p < 0,05$. ** $p < 0,01$. *** $p < 0,001$.

Graf 8. Graf znázorňující OSI žen a mužů, úroveň nestability 10



Vysvětlivky: vodorovná osa udává hodnoty OSI, svislá osa udává % tělesné zátěže.

Graf 9. Graf znázorňující OSI žen a mužů, úroveň STATIC a úroveň nestability 10



Vysvětlivky: vodorovná osa udává hodnoty OSI, svislá osa udává % tělesné zátěže, ženy S = ženy úroveň STATIC, muži S = muži úroveň STATIC, ženy 10 = ženy úroveň nestability 10, muži 10 = muži úroveň nestability 10.

5.9 Dílčí výzkumná otázka VO₉

VO₉. Mají jedinci s vyšším BMI lepší celkovou posturální stabilitu než jedinci s nižším BMI při klidném stoji na statické plošině (úroveň STATIC)?

Pro posouzení výzkumné otázky VO₉ byly využity Spearmanovy korelace, které považujeme za statisticky významné, pokud je hodnota $p < 0,05$. Kladná hodnota označovala přímý vztah mezi proměnnými (čím vyšší BMI, tím vyšší OSI = horší stabilita), záporná hodnota označovala opačný vztah mezi proměnnými (čím vyšší BMI, tím menší OSI = lepší stabilita).

Nebyl nalezen statisticky významný vztah mezi BMI a celkovou posturální stabilitou při žádné ze čtyř situací (bez zátěže, s 10, 15, 20 % tělesné zátěže) (Tabulka 16). Na základě výsledků nelze tvrdit, že jedinci s vyšším BMI mají lepší celkovou posturální stabilitu než jedinci s nižším BMI při klidném stoji na statické ploše.

Tabulka 16. Vztah OSI a BMI, pro úroveň STATIC

Vztah OSI a BMI, pro úroveň STATIC		
tělesná zátěž	Spearman r	p-hodnota
0 %	0,24	0,13
10 %	0,21	0,20
15 %	0,23	0,15
20 %	0,13	0,42

Vysvětlivky: Spearman r = síla vztahu mezi proměnnými.
* $p < 0,05$. ** $p < 0,01$. *** $p < 0,001$.

5.10 Dílčí výzkumná otázka VO₁₀

VO₁₀. Mají jedinci s vyšším BMI lepší celkovou posturální stabilitu než jedinci s nižším BMI při stoji klidném na labilní plošině (úroveň nestability 10)?

Pro posouzení výzkumné otázky VO₉ byly využity Spearmanovy korelace, které považujeme za statisticky významné, pokud je hodnota $p < 0,05$. Kladná hodnota označovala přímý vztah mezi proměnnými (čím vyšší BMI, tím vyšší OSI = horší stabilita), záporná hodnota označovala opačný vztah mezi proměnnými (čím vyšší BMI, tím menší OSI = lepší stabilita).

Byl nalezen statisticky významný vztah mezi BMI a celkovou posturální stabilitou ve všech situacích (bez zátěže, s 10, 15, 20 % tělesné zátěže) (Tabulka 17) na základě

výsledků hodnoty $p < 0,001$. U všech čtyř situací nacházíme podle Spearmanova korelačního koeficientu silný vztah. Z kladné korelace vyplývá, že jedinci s vyšším BMI mají vyšší OSI (tedy horší posturální stabilitu) než jedinci s nižším BMI a to ve všech čtyřech situacích (bez zátěže, s 10, 15, 20 % tělesné zátěže) při stožení na labilní plošině.

Tabulka 17. Vztah OSI a BMI, pro úroveň nestability 10

Vztah OSI a BMI, pro úroveň nestability 10		
tělesná zátěž	Spearman r	p-hodnota
0 %	0,63	< 0,001
10 %	0,67	< 0,001
15 %	0,55	< 0,001
20 %	0,68	< 0,001

Vysvětlivky: Spearman r = síla vztahu mezi proměnnými.

* $p < 0,05$. ** $p < 0,01$. *** $p < 0,001$.

6 DISKUZE

6.1 Diskuze k výzkumným otázkám VO₁, VO₂ a VO₃

Výzkumné otázky VO₁, VO₂ a VO₃ sledovaly vliv přidané zátěže (10, 15 a 20 % tělesné hmotnosti) na parametr OSI, API a MLI u zdravých jedinců při stoji na statické plošině. Tyto otázky sledovaly vliv přidané zátěže na celkovou posturální, předozadní a mediolaterální stabilitu probandů.

V Tabulce 2 a Grafu 1 lze sledovat, že rozdíly v průměrech OSI mezi jednotlivými situacemi byly v řádech setin (OSI bez zátěže 0,23 a OSI s 20 % tělesné zátěže 0,27). Na základě výsledků lze říct, že přidaná zátěž neovlivňuje celkovou stabilitu při klidném stoji na statické plošině. Stejně tak nebyl prokázán vliv zátěže na celkovou stabilitu při klidném stoji při srovnání mezi jednotlivými situacemi.

V Tabulce 4 a Grafu 2 lze sledovat, že rozdíly v průměrech API mezi jednotlivými situacemi byly minimální, v řádech jedné setiny. Na základě výsledků lze říct, že přidaná zátěž neovlivňuje předozadní stabilitu při klidném stoji na statické plošině. Stejně tak nebyl prokázán vliv zátěže na předozadní stabilitu při klidném stoji při srovnání mezi jednotlivými situacemi.

V Tabulce 6 a Grafu 3 lze sledovat, že rozdíly v průměrech MLI mezi jednotlivými situacemi byly v řádech setin. Hodnota MLI bez zátěže, s 10 a 20 % tělesné hmotnosti byla 0,11 a hodnota MLI pro 15 % tělesné zátěže byla 0,13. V rámci srovnání jednotlivých hodnot mezi sebou byl ovšem prokázán statisticky významný rozdíl ($p < 0,05$) při srovnání situací s 10 a 15 % tělesné hmotnosti.

Vzhledem k tomu, že se jednalo o jediný významný rozdíl mezi jednotlivými situacemi, je možné, že se mezi 10 a 15 % tělesné hmotnosti nachází určitá hranice, kdy zátěž 10 % tělesné hmotnosti nemá negativní vliv na posturální stabilitu a 15 % již posturální stabilitu negativně ovlivňuje. Kvůli faktu, kdy se hodnota MLI zvedla pouze v situaci s 15 % tělesné hmotnosti a při všech ostatních byla stejná, nelze říct, že by 15 % představovalo hraniční hodnotu negativního vlivu přidané zátěže na posturální stabilitu v mediolaterálním směru, protože 20 % bylo srovnatelné se situací bez zátěže.

Heller et al. (2009) ve své studii došli k závěru, který se jednoznačně liší od závěru naší studie. Autoři sledovali vliv zátěže ve formě vojenského batohu (18,1 kg) na stabilitu mladých žen (s věkovým průměrem 20,7 let) z řad armády. Hodnocena byla podobně jako v naší studii ML a AP výchylka, celkový pohyb COP (COP path length) a oblast pohybu COP (COP area of motion) při stoji na tlakové plošině. Autoři uvádí, že při stání

s batohem došlo ke značnému zvýšení všech sledovaných parametrů, což vypovídá o větších nárocích na posturální stabilitu při klidném stoji. Průměrná hmotnost účastnic této studie byla 63,6 kg – to znamená, že 18,1 kg batoh představoval 28,26 % tělesné hmotnosti. Naše studie pracovala pouze s 20 % tělesné hmotnosti, nicméně, pro 20 % jsme nenašli signifikantní negativní vliv zátěže na posturální stabilitu. Sledování vlivu vyšší váhy na stabilitu by proto mělo být předmětem dalšího zkoumání.

Politti et al. (2012) sledovali vliv zátěže v batohu na stabilitu v klidném stoji u dětí (v rozmezí 8-14 let). K hodnocení byla využita tlaková plošina, která sledovala výchylky COP v AP a ML směru podobně jako v naší studii. Autoři studie uvádí, že při zátěži v rozmezí 7,01-14 % tělesné hmotnosti nedocházelo k větším výkyvům či zhoršení stability. Autoři se dále domnívají, že při situaci s 7,01-14 % zátěží došlo ke snížení malých oscilací trupu, které vedly k větší stabilitě. Naopak v situaci se zátěží v rozmezí 14,01-21 % docházelo ke zvětšení pohybů COP. Výsledky studie Politti et al. (2012) částečně korelují s výsledky z této studie, kdy se shodují v tom, že přidaná zátěž (v rozmezí 7,01-14 %) nemá negativní vliv na posturální stabilitu. Rozdíl nacházíme až s vyšší přidanou zátěží (15 a 20 % - rozmezí 14,01-21 %), kterou se dle Politti et al. (2012) stabilita zhoršuje.

Další studii, která sledovala vliv nesení batohu na posturální stabilitu v klidném stoji, provedli Chow et al. (2006). Autoři srovnávali efekt zátěže (bez zátěže, 7,5, 10, 12,5, a 15 % tělesné hmotnosti) u 26 dívek s adolescentní idiopatickou skoliózou a 20 dívek, které byly v kontrolní skupině. Věkový průměr probandek byl 13 let, testování probíhalo na silové plošině. Autoři popisují zvýšení rozsahu pohybu COP (range of sway) v předozadním směru a zároveň snížení rychlosti pohybů COP (sway speed) se zvyšující se zátěží. V mediolaterálním směru nebyla sledována značná změna v pohybu COP. Výsledky této studie se shodují s našimi výsledky, protože autoři uvádí, že nebyla nalezena souvislost mezi přidanou zátěží a stabilitou, a to u obou výzkumných skupin.

Sahli et al. (2013) provedli podobnou studii jako Chow et al. (2006), kde byl sledován vliv zátěže batohu na stabilitu dospívajících jedinců s adolescentní idiopatickou skoliózou. Měření probíhalo pomocí tlakové plošiny a probandi byli testováni ve třech podmínkách: bez zátěže, s 10 % a 15 % tělesné hmotnosti, podobně jako v naší studii. Při srovnání situace bez zátěže a s 10 % tělesné hmotnosti u kontrolní skupiny (12 zdravých jedinců s věkovým průměrem 13,2 let) nebyl zaznamenán signifikantní rozdíl v parametrech podílejících se na posturální stabilitě. Avšak při srovnání situace

s 10 a 15 % již bylo zaznamenáno signifikantní zhoršení stability. Výsledky této studie se tedy neshodují s našimi výsledky.

Z výše uvedeného je patrné, že se pohledy na vliv přidané zátěže jednotlivých autorů značně liší. Většina se však shoduje, že přidaná zátěž o hmotnosti větší než 10 % tělesné hmotnosti negativně ovlivňuje (zhoršuje) posturální stabilitu jedince při stožení na stabilní plošině. Tvzení těchto autorů se neshoduje s našimi výsledky, které říkají, že přidaná zátěž značně neovlivňuje posturální stabilitu při stožení na stabilní plošině.

6.2 Diskuze k výzkumným otázkám VO₄, VO₅ a VO₆

Výzkumné otázky VO₄, VO₅ a VO₆ sledovaly vliv přidané zátěže (10, 15 a 20 % tělesné hmotnosti) na parametr OSI, API a MLI u zdravých jedinců při stožení na labilní plošině. Tyto otázky sledovaly vliv přidané zátěže na celkovou posturální, předozadní a mediolaterální stabilitu probandů.

Dle výsledků byl jednoznačně prokázán vliv ($p < 0,001$) přidané zátěže na celkovou posturální stabilitu při stožení na labilní plošině. Ve všech případech došlo ke zvýšení OSI, což svědčí o zhoršení celkové stability. V Tabulce 8 a Grafu 4 lze sledovat, že rozdíly v průměrech se lišily až o čtyři desetiny (hodnota OSI bez zátěže byla 0,84, hodnota OSI se zátěží 20 % tělesné hmotnosti byla 1,17). Při srovnání jednotlivých situací byl nalezen statisticky významný rozdíl při srovnání situace bez zátěže a s 10, 15 a 20 % tělesné hmotnosti. Tento výsledek poukazuje na negativní vliv jakékoliv přidané zátěže na posturální stabilitu při stožení na nestabilní plošině. Další významný rozdíl nacházíme při srovnání situace s 10 % a 20 % tělesné hmotnosti. Při všech zmíněných situacích docházelo ke zvýšení OSI (zhoršení celkové posturální stability) s přibývajícím zátěží. Vzhledem k podobným hodnotám OSI při situacích s 10 a 15 % (0,95 a 0,98) a značně vyšší hodnotě při 20 % (1,17) (Tabulka 8) je možné, že se hranice negativního vlivu přidané zátěže při stožení na nestabilní plošině nachází v rozmezí 10 a 15 % tělesné hmotnosti. Toto tvrzení také podporuje fakt, že nebyl prokázán statisticky významný rozdíl mezi situací s 10 a 15 % tělesné zátěže ($p = 0,28$). Na druhou stranu také nebyl prokázán statisticky významný rozdíl mezi situací s 15 a 20 % tělesné zátěže. Hranici negativního vlivu váhy proto nelze stanovit na 15 %, nýbrž na rozmezí mezi 10 a 15 %.

Dále byl prokázán také negativní vliv ($p < 0,01$) přidané zátěže na posturální stabilitu v předozadním směru při stožení na labilní plošině. Při prvních třech situacích došlo ke zvýšení API, avšak pouze v řádech setin (Tabulka 10) (Graf 5).

Při poslední situaci (s 20 % tělesné hmotnosti) došlo k prudšímu nárůstu API. Při srovnání jednotlivých situací byl nalezen statisticky významný rozdíl při srovnání situací bez zátěže a 20 % a dále 10 a 20 % tělesné hmotnosti. Z výsledků je patrné, že přidání zátěže o 20 % tělesné hmotnosti mělo nejvíce negativní vliv na posturální stabilitu v předozadním směru (ve smyslu zhoršení) při srovnání s ostatními situacemi. Vzhledem k tomu, že nebyl prokázán statisticky významný rozdíl při srovnání situace bez zátěže se situacemi s 10 % a 15 %, lze se domnívat, že hranice negativního vlivu přidané zátěže v předozadním směru při stoji na labilní plošině se nachází v rozmezí 10 a 15 % tělesné hmotnosti.

Pro stabilitu v mediolaterálním směru při stoji na labilní plošině byl také prokázán negativní vliv ($p < 0,05$) přidané zátěže. Při srovnání situace bez zátěže se situací s 10, 15 i 20 % tělesné hmotnosti nacházíme statisticky významný rozdíl u všech případů, což poukazuje na negativní vliv přidané zátěže na posturální stabilitu v mediolaterálním směru při každé situaci (Tabulka 12) (Graf 6). Dále byl nalezen statisticky významný rozdíl při srovnání situací s 10 a 20 % tělesné hmotnosti. Při všech zmíněných situacích docházelo ke zvýšení MLI (zhoršení posturální stability v mediolaterálním směru) s přibývajícím zátěží. Pro parametr MLI při situaci s 10 a 15 % tělesné hmotnosti nebyl nalezen rozdíl. MLI při 10 % tělesné hmotnosti bylo 0,53 a při 15 % se zvýšilo na 0,56 (zvýšení v řádech setin). Při zátěži 20 % došlo k zvýšení MLI na 0,68 (v řádech desetín). Podobný příklad nacházíme u API, kde byla hodnota při 10 % tělesné hmotnosti 0,65 a při 15 % 0,67 (zvýšení v řádech setin). Při zátěži 20 % došlo ke zvýšení API na 0,79 (v řádech desetín). Z výše uvedeného lze sledovat, že v rámci obou indexů byly situace s 10 a 15 % tělesné hmotnosti podobně náročné ve srovnání se situací s 20 %. Proto se lze domnívat, že hranice negativního vlivu přidané zátěže v mediolaterálním směru při stoji na labilní plošině se nachází v rozmezí 10 a 15 % tělesné hmotnosti.

Dále je dobré si všimnout, že průměrné hodnoty MLI se pohybovaly v rozmezí od 0,42 do 0,68. Hodnoty API se pohybovaly v rozmezí od 0,62 do 0,79. Z toho jasně vyplývá, že přidaná zátěž měla větší vliv (ve smyslu zhoršení stability) ve směru předozadním oproti směru mediolaterálním. Toto tvrzení se shoduje s výsledky studie provedené Mosaad a Abdel-Aziem (2018).

Mosaad a Abdel-Aziem (2018) provedli studii, ve které sledovali vliv nesení tradičního a postranního batohu (double-sided bag) na posturální stabilitu a pozici krku. Studie se zúčastnilo 33 dětí s věkovým průměrem 10 let. Probandi byli sledováni ve 3 různých situacích: bez zátěže, s tradičním batohem s hmotností 15 % tělesné váhy

a s postranním batohem s hmotností 15 % tělesné váhy. Měření probíhalo pomocí BBS. Během testování se postupně zvětšovala úroveň nestability plošiny (ze stupně 8, což byl nejvíce stabilní stupeň, na stupeň 5). Při srovnání situací bez zátěže a s 15 % zátěží (při nesení tradičního batohu) uvádí autoři signifikantní rozdíl v OSI, API i MLI. Ve všech případech došlo ke zvýšení těchto hodnot, což vypovídá o zhoršení stability. Výsledky naší studie se shodují s výsledky studie provedené Mosaad a Abdel-Aziem (2018) v tom, že jednoznačně popisují negativní vliv přidané zátěže na posturální stabilitu při stožení na labilní plošině. Při srovnání jednotlivých indexů se výsledky shodují pro OSI a MLI, avšak ne pro API. Neshoda pro API může být dána odlišnou věkovou skladbou probandů.

Při situaci, kdy probandi stáli na statické plošině, nebyl prokázán negativní vliv zátěže na celkovou stabilitu. Toto zjištění je částečně v souladu s tvrzením, že díky přidané zátěži dochází ke zvýšení momentu setrvačnosti tělesa, což vede k jeho větší stabilitě (Costello et al., 2012, Véle, 1995). Goh et al. (1998) uvádí, že zvýšení setrvačnosti prostřednictvím batohu by mělo mít pozitivní vliv na rovnováhu. V naší studii nebyl prokázán pozitivní vliv přidané zátěže na stabilitu, každopádně stejně tak nebyl prokázán vliv negativní. Tvrzení Goh et al. (1998) je v souladu s Chow et al. (2006), kteří uvádí, že s přidanou zátěží dochází ke snížení pohybů COP a stejně jako my nenachází souvislost mezi přidanou zátěží a zhoršením posturální stability při stožení na statické plošině. Stejně tak Politti et al. (2012) uvádí, že přidaná zátěž měla v rozmezí 7,01-14 % tělesné hmotnosti pozitivní vliv na stabilitu ve smyslu snížení malých oscilací trupu.

Při stožení na labilní plošině byl jasně prokázán negativní vliv zátěže na stabilitu. Costello et al. (2012) a Galganski et al. (1993) vysvětlují, že přidáním hmotnosti dochází k většímu úhlovému zrychlení těla, což vyžaduje větší a rychlejší svalovou aktivitu pro udržení vzpřímené pozice. Vznikají tedy větší nároky systému na zachování stability. Nutnost systému rychle reagovat vede k větším pohybům COP, což je spojeno s horší stabilitou.

Costello et al. (2012) uvádí, že přidaná zátěž má dva současné a potenciálně protichůdné účinky na dynamiku těla. Z naší studie je patrné, že se tyto dva účinky uplatňují v závislosti na povrchu. Při stožení na statické plošině přidaná zátěž stabilitu negativně neovlivnila díky zvýšenému momentu setrvačnosti, kdežto při stožení na labilní plošině zvětšení úhlového zrychlení v důsledku větší zátěže stabilitu ovlivnilo negativně.

Lze tedy prohlásit, že důležitým faktorem pro posturální stabilitu je nejen nesená zátěž, ale také povrch, na kterém se jedinec nachází.

6.3 Diskuze k bezpečné váze batohu

Z výše uvedeného lze jasně vidět, že pro OSI, API i MLI nacházíme určitou hranici, která negativně ovlivňuje posturální stabilitu. Dle výsledků naší studie se hranice negativního vlivu přidané zátěže (ve smyslu zhoršení stability) nachází v rozmezí 10 a 15 % tělesné hmotnosti. Je důležité zmínit, že se jedná o hranici pro stání na labilní plošině, nikoliv pro statické stání, kde dle naší studie neměla přidaná zátěž zásadní vliv na stabilitu. Rozmezí 10 až 15 % tělesné hmotnosti lze tedy považovat za bezpečnou váhu pro mladé dospělé. Mnozí autoři provedli studie, ve kterých se snažili bezpečnou váhu batohu stanovit.

Ismaila (2018) zkoumal bezpečnou váhu batohu pro studenty středních škol. Studie se zúčastnilo 324 studentů v rozmezí 9 až 18 let. Bezpečná váha byla stanovena na 5 % tělesné hmotnosti, což se neshoduje s našimi výsledky. Tak značný rozdíl ve výsledcích je pravděpodobně kvůli rozdílnému způsobu určování bezpečné váhy. Ismaila ke stanovení bezpečné váhy využil model založený na zátěžové energii, který sledoval smrštění páteře vlivem přidané zátěže. Také se jednalo o jinou výzkumnou skupinu – v našem případě o věkový rozptyl 18 až 30 let.

Bauer a Freivalds v roce 2009 stanovil bezpečnou váhu na 10 % tělesné hmotnosti, což se shoduje pouze se spodní hranicí dle našich výsledků. Jejich studie se zúčastnilo 20 dospívajících ve věku 11 až 14 let. Testování probíhalo při stoji a také při chůzi na trenažeru. Autoři sledovali aktivitu svalů pomocí EMG, srdeční frekvenci, náklon trupu (trunk flexion angle) a subjektivně vnímanou námahu pomocí škály Borg-PRE a Borg-CR10. Probandi byli testováni stejně jako v naší studii ve čtyřech situacích: bez zátěže, s 10, 15 a 20 % tělesné hmotnosti v batohu. Stejně jako v naší studii autoři nenalezli signifikantní rozdíly ve sledovaných parametrech při stoji na statické plošině. Ovšem při chůzi, která by se mohla přirovnat ke stoji na labilní plošině, autoři popisují značné změny ve sledovaných parametrech. Při srovnání zátěží 10 a 15 % došlo ke skokovému nárůstu parametrů Borg-CR10 a náklonu trupu, což vedlo autory ke stanovení bezpečného limitu na 10 % tělesné hmotnosti.

Mnozí další autoři zabývající se tématem bezpečné zátěže uvádí jako limit hranici 10 % zátěže tělesné hmotnosti (Daneshmandi et al., 2008; Kistner et al., 2012; Mackie & Legg, 2008; Moore et al., 2007; Ramprasad et al., 2010).

Politti et al. (2012) uvádí, že se bezpečný limit zátěže nachází v rozmezí mezi 10 a 15 % tělesné hmotnosti. Výsledky tohoto autora se shodují s našimi. Autor prováděl měření podobně jako v naší studii – pomocí tlakové plošiny hodnotil posun těžiště v AP a ML směru, oblast pohybu COP a rychlost pohybu COP. Pracoval však s jinou věkovou skupinou (8 až 13 let) a prováděl měření pouze na statické plošině. Další autoři uvádí hranici bezpečné váhy na 15 % tělesné hmotnosti (Hong et al., 2008; Hong a Cheung, 2003).

Při srovnání výsledků jednotlivých autorů na téma bezpečné váhy batohu nenacházíme jasnou shodu. Je patrné, že závěry jednotlivých autorů, včetně našich závěrů, jsou ovlivněny především způsobem zkoumání a posuzování vybraných parametrů. Proto by mělo být téma bezpečné váhy batohu dále zkoumáno, nejlépe nejen z pohledu vlivu zátěže na stabilitu, ale současně s pohledem na reakce pohybového aparátu.

6.4 Diskuze k výzkumné otázce VO₇ a VO₈

Výzkumné otázky VO₇ a VO₈ posuzovaly, zda mají ženy lepší celkovou stabilitu než muži při stožení na statické a následně na labilní plošině. Posouzení těchto otázek proběhlo na základě posouzení součtu pořadí dle OSI.

Dle výsledků byla stabilita žen vždy lepší než u mužů. Při stožení na statické plošině byl ovšem signifikantní rozdíl zjištěn pouze při stožení bez zátěže. Tabulka 14 a Graf 7 ukazují, že ženy a muži nejpodobněji reagovali při stožení se zátěží 20 % tělesné hmotnosti. Při stožení na labilní plošině byly ženy vždy signifikantně lepší než muži (Tabulka 15 a Graf 8).

Véle (1995) uvádí, že stabilita je nepřímo úměrná k výšce jedince. Prakticky to znamená, že čím je těžiště uloženo níž, tím by měla být lepší stabilita. Janura (2003) uvádí, že těžiště žen se nachází asi o 1-2 % níže než u mužů. Z těchto teoretických poznatků vyplývá, že by ženy měly mít lepší posturální stabilitu než muži. Naše výsledky se s těmito teoretickými tvrzeními naprosto shodují.

Výsledky této diplomové práce se shodují také s výsledky studie Albertin et al. (2018). Autoři zkoumali statickou a dynamickou posturální stabilitu mužů a žen.

Studie se zúčastnilo celkem 50 probandů z řad armádního letectva, z toho 25 mužů a 25 žen ve věkovém průměru 26,5 let. Jednalo se o podobnou studii té naší. Pro měření stability byla využita silová plošina. Stejně výsledky v rámci statické stability uvádí také Rozzi et al. (1999). Studie, kterou autoři provedli, se zúčastnilo 17 mužů a 17 žen ve věkovém průměru okolo 19,5 let. Opět se jednalo o velice podobnou skladbu probandů jako v naší studii. Wiśniowska-Szurlej et al. (2019) sledovala rozdíly posturální stability starších mužů a žen. Studie se zúčastnilo 123 probandů ve věkovém rozmezí 65-85 let. Pro testování byl využit posturograf, který zaznamenával polohu těžiště těla. Výsledky této studie se shodují jak s našimi výsledky, tak s výsledky ostatních autorů. Jastrzębska (2020) sledovala rozdíly v posturální stabilitě u chlapců a dívek ve věkovém průměru 13,5 let. Studie se zúčastnilo 19 probandů (9 chlapců a 10 dívek), z nichž všichni jedinci aktivně trénovali sjezdové lyžování po dobu 4-5 let. Výsledky studie opět poukazují na lepší posturální stabilitu dívek ve srovnání s chlapci.

Z výše uvedeného jasně vyplývá, že ženy mají lepší posturální stabilitu než muži. Také v odborné literatuře panuje mezi autory jednotný názor na toto téma.

6.5 Diskuze k výzkumné otázce VO₉ a VO₁₀

Výzkumné otázky VO₉ a VO₁₀ posuzovaly, zda mají jedinci s vyšším BMI lepší celkovou posturální stabilitu (parametr OSI) než jedinci s nižším BMI při stoji na statické a následně na labilní plošině. Posouzení těchto otázek proběhlo na základě Spearmanových korelací.

Průměrná hodnota BMI probandů v této diplomové práci byla 22,97 kg/m². Hodnoty se pohybovaly v rozmezí 18,68 až 31,07 kg/m². Při stoji na statické plošině nebyl zaznamenán statisticky významný vztah mezi BMI a celkovou posturální stabilitou. Dle výsledků nezle tvrdit, že jedinci s vyšším BMI mají lepší posturální stabilitu než jedinci s nižším BMI při stoji na statické ploše. Výsledek by se dal interpretovat tak, že BMI nemá vliv na celkovou posturální stabilitu při stoji na statické plošině.

Pro stoj na labilní plošině ovšem nacházíme přesně opačný výsledek – BMI mělo vždy statisticky významný vztah a negativně ovlivnilo celkovou posturální stabilitu při všech situacích. Z výsledků vyplývá, že jedinci s vyšším BMI měli horší celkovou posturální stabilitu než jedinci s nižším BMI. Lze tedy říci, že vyšší BMI vždy negativně ovlivní celkovou posturální stabilitu při stoji na labilní plošině. BMI dle této studie

stabilitu negativně ovlivňuje pouze při stoji na labilní plošině, kdežto při stoji na stabilní plošině nemá na posturální stabilitu vliv.

Stabilita je přímo úměrná hmotnosti, což znamená, že osoby s větší hmotností mají lepší stabilitu na základě zákona setrvačnosti (Véle, 1995; Maurer & Peterka, 2005). Toto teoretické tvrzení se neshoduje s našimi výsledky, které říkají, že BMI nemá při stoji na statické plošině vliv na posturální stabilitu. Stejně tak se naše výsledky neshodují s tvrzením Costello et al. (2012) a Galganski et al. (1993), kteří uvádí, že zvýšená hmotnost má za následek zhoršení posturální stability v důsledku zvětšení úhlového zrychlení tělesa, které vede k vyšším nárokům na stabilitu.

Při stoji na labilní plošině ovšem pozorujeme zcela odlišné výsledky. Jedinci s vyšším BMI při této situaci měli vždy horší celkovou posturální stabilitu než jedinci s nižším BMI, což se v tomto případě s teoretickým tvrzením autorů Costello et al. (2012) a Galganski et al. (1993) shoduje a naopak vylučuje s tvrzením autorů Véle (1995) a Maurer a Peterka (2005). Z výše uvedeného vyplývá již výše zmiňovaný závěr, že povrch, na kterém se jedinec nachází, hraje společně se zátěží a polohou těžiště významnou roli v posturální stabilitě.

Studie velice podobná té naší provedená Ku et al. (2012) se částečně shoduje s našimi výsledky. Autoři zkoumali posturální stabilitu mladých (19-26 let) zdravých dospělých při klidném stoji v závislosti na jejich BMI. Mezi probandy bylo celkem 40 žen a 40 mužů. Testování probíhalo pomocí přístroje BBS, probandi byli testováni při stoji na statické plošině a následně při stoji na jedné DK na statické plošině, což by bylo možné přirovnat ke stoji na labilní plošině v naší studii. Autoři uvádí, že jedinci s nižším BMI vykazovali lepší stabilitu než jedinci vyššího BMI při obou situacích. Uvádí tedy, že rostoucí BMI negativně ovlivňuje posturální stabilitu za každé situace. Toto tvrzení se shoduje s našim pouze v případě stoje na labilní plošině, nikoli však se stojem na statické plošině. Další velmi podobnou studii provedl Greve et al. (2007). Studie sledovala korelaci mezi BMI a posturální stabilitou u mužů se sedavým způsobem života (sedentary male). Studie se zúčastnilo 40 mužů o věkovém průměru 26 let s průměrným BMI 23.3 kg/m². Testování probíhalo pomocí přístroje BBS, probandi byli testováni ve stoje na DK, jednalo se tedy o podobný postup, jaký zvolili autoři Ku et al. (2012). Autoři uvádí, že jedinci s vyšším BMI měli horší stabilitu než jedinci s nižším BMI, čím se shodují jak s našimi výsledky, tak s výsledky Ku et al. (2012). Také Hue et al. (2007), který sledoval stabilitu u obézních dospělých, i Pastucha et al. (2013), který sledoval

stabilitu u obézních dětí, se shodují s výše uvedenými výsledky a uvádí, že obezita (posuzována dle BMI) má negativní vliv na posturální stabilitu.

6.6 Diskuze k limitům studie

Jedním z limitů naší studie by mohl být samotný přístroj BBS. Například posuvná obrazovka, která se měla vždy nastavit tak, aby byla v úrovni hlavy testovaného jedince neměla dostatečně dlouhý držák, který by toto nastavení umožňoval. To mohlo negativně ovlivnit vyšší jedince při testování. Další limit naší studie se týká srovnání parametrů mezi jednotlivými studiemi, jelikož starší přístroje BBS mají jinak nastavené škálování/zadávání úrovně nestability plošiny než přístroje nové. Tento fakt znesnadňuje porovnání studií mezi sebou. Některé studie (Mosaad & Abdel-Aziem; 2018) pak uvádí, že využili přístroj BBS, který nabízel 8 stupňů nestability (kdy úroveň 8 byla nejvíce stabilní a úroveň 1 nejméně). V naší studii byl využit přístroj BBS novějšího typu, který nabízí 12 stupňů nestability (kdy úroveň STATIC je nejvíce stabilní a úroveň 12 nejméně). Tyto rozdíly mezi novým a starým přístrojem by mohly vést ke špatné interpretaci výsledků různých pracovišť.

6.7 Poznatky pro praxi

Z výsledků této studie lze vyvodit několik poznatků pro klinickou praxi. Z této práce vyplývá, že přidaná zátěž má vliv na posturální stabilitu v závislosti na povrchu, na kterém se jedinec nachází.

Při stoji na statické plošině nebyl dle naší studie prokázán negativní vliv zátěže na posturální stabilitu. Dle některých autorů (Got et al., 1998; Politti et al., 2021) má dokonce přidaná zátěž (konkrétně v rozmezí 7,01 - 14 % zátěže tělesné hmotnosti) pozitivní vliv na stabilitu jednotlivce, a to díky zvýšenému momentu setrvačnosti. Přidaná zátěž dle těchto autorů snižuje oscilace těla, čímž přispívá ke zlepšení stability jedince. Toto zjištění lze prakticky aplikovat v rámci terapie, kdy můžeme přidáním zátěže zajistit pacientovi lepší stabilitu pro prováděnou činnost nebo cvik. Je ovšem důležité mít na paměti, že se daný jedinec musí nacházet na stabilním povrchu.

Při stoji na labilní plošině dochází díky vlivu přidané zátěže ke zvětšení úhlového zrychlení, které má za následek větší nároky na posturální stabilitu. Toto zjištění lze využít v rámci terapie, například pokud chceme v rámci tréninku stability ztížit prováděné cvičení. Pokud bychom stoj na labilní plošině přirovnali k chůzi, nebo chůzi

po nerovném či nestabilním terénu (v horách nebo po kamenech), lze říci, že batoh, který dotyčná osoba nese, bude při ztrátě rovnováhy zvyšovat šance na pád. Zvýšené riziko pádu kvůli těžkému batohu s sebou přináší také zvýšené riziko zranění následkem pádu. Toto riziko se týká všech jedinců, kteří nosí větší zátěž v batohu (například vojáci nebo rekreační hikeři). Dle naší studie se hraniční váha negativního vlivu nesené zátěže na posturální stabilitu nachází v rozmezí 10 až 15 % zátěže tělesné hmotnosti jedince.

Tato studie se také zabývala vztahem BMI k posturální stabilitě. Z výsledků vyplývá, že při stožení na labilním povrchu vyšší BMI negativně ovlivňuje celkovou posturální stabilitu jedince. Na základě tohoto zjištění jsou osoby s vyšším BMI více ohrožené pádem a následnými komplikacemi s ním spojenými. Proto by měla být u těchto jedinců věnována pozornost aktivitám spojeným s prevencí pádů.

7 ZÁVĚR

Tato diplomová práce sledovala vliv přidané zátěže na posturální stabilitu zdravých jedinců při klidovém stoji. K hodnocení posturální stability byl využit přístroj BBS. Cíle této diplomové práce se podařilo splnit.

Posturální stabilita byla testována pomocí jednoho z nabízených testů – Postural Stability Test. Probandi byli testováni ve čtyřech rozdílných situacích – bez zátěže, s 10, 15 a 20 % zátěže tělesné hmotnosti. Testování probíhalo ve dvou situacích, a to na stabilní a následně labilní plošině. Hodnoceny byly parametry OSI, API a MLI, které vypovídají o celkové, předozadní a mediolaterální posturální stabilitě vyšetřovaného.

Pro situaci na stabilní plošině nebyl prokázán statisticky významný vliv přidané zátěže na parametr OSI, API a MLI. Při srovnání jednotlivých situací mezi sebou byl nalezen statisticky významný rozdíl pouze při srovnání MLI s 10 a 15 % zátěže tělesné hmotnosti.

Pro situaci na labilní plošině byl prokázán statisticky významný vliv přidané zátěže na parametrech OSI, API i MLI. U všech tří sledovaných parametrů byl při srovnání jednotlivých situací nalezen statisticky významný rozdíl, a to konkrétně při srovnání situací bez zátěže a 20 % zátěže tělesné hmotnosti a 10 a 20 % zátěže tělesné hmotnosti. V obou zmíněných situacích došlo ke statisticky významnému zhoršení posturální stability. Při srovnání situací s 10 a 15 % zátěže tělesné hmotnosti nebyl u všech tří sledovaných parametrů nalezen statisticky významný rozdíl.

Práce dále sledovala, zda mají ženy lepší celkovou posturální stabilitu než muži (dle parametru OSI). Bylo zjištěno, že ženy mají statisticky významně lepší celkovou posturální stabilitu než muži při stoji na stabilní plošině pouze při situaci bez zátěže. Ovšem při stoji na labilní plošině měly ženy statisticky významně lepší celkovou posturální stabilitu než muži ve všech čtyřech situacích.

Sledován byl také vliv BMI na celkovou posturální stabilitu (parametr OSI). Při stoji na stabilní plošině nebyl prokázán statisticky významný vliv BMI na celkovou posturální stabilitu. Při stoji na labilní plošině byl prokázán statisticky významný vliv pro všechny situace, kdy jedinci s vyšším BMI vykazovali vyšší OSI, což se projevovalo v horší celkové posturální stabilitě.

8 SOUHRN

Cílem této práce bylo zhodnotit vliv přidané zátěže na posturální stabilitu zdravých jedinců, a to pomocí přístroje Biodex Balanc System (BBS). Dílčími cíli práce byla posouzení vlivu přidané zátěže na posturální stabilitu v závislosti na pohlaví a na hodnotě BMI. K hodnocení byl využit Postural Stability Test nabízený přístrojem BBS.

Teoretická část práce se zabývá posturální stabilitou, posturou, posturální kontrolou a faktory, které ji ovlivňují. Dále jsou popsány mechanismy a strategie podílející se na posturální stabilitě, mezi které patří kotníková, kyčelní a kroková strategie. V práci je vysvětlen význam vestibulárního, somatosenzorického a zrakového aparátu na udržování posturální stability a následně vliv pohlaví a BMI na posturální stabilitu. Hlavní část teoretické části se zabývá vlivem přidané zátěže (ve formě zátěže v batohu) na posturální stabilitu. Je zde popsána doporučená váha batohu a vliv nejen přidané zátěže, ale i pozice batohu na posturu. Nedílnou součástí teoretické části práce jsou poznatky jiných autorů zabývajících se danou tematikou. Konec teoretické části práce se věnuje možnosti hodnocení posturální stability pomocí přístroje (BBS).

V metodické části práce jsou uvedeny základní informace o výzkumném souboru a popsána anamnestická a klinická vyšetření probandů před vstupem do výzkumu. Dále je přiblíženo samotné měření, kdy každý proband absolvoval dvě série testů. První série testů probíhala na stabilní plošině a druhá série na labilní plošině. Každá série testů obsahovala jeden zkušební test. Následně probíhalo vlastní testování, ve kterém byl proband testován ve čtyřech různých situacích, a to bez zátěže, s 10, 15 a 20 % zátěže tělesné hmotnosti. V každé ze zmíněných čtyř situací podstoupil proband 3 testy. Celkem tedy proband absolvoval 12 vlastních testů na stabilní a následně dalších 12 testů na labilní plošině. Tato část práce dále popisuje Postural Stability Test, který byl využit pro hodnocení posturální stability. Konec metodické části se věnuje statistickému zpracování výsledků.

Pro porovnání jednotlivých situací mezi sebou byla použita Friedmanova ANOVA s hladinou statistické významnosti $p < 0,05$ a Wilcoxonův párový test s hladinou statistické významnosti $p < 0,05$. Pro posouzení vlivu pohlaví na posturální stabilitu byl využit Mann-Whitneyův U Test se statickou významností p -hodnoty $< 0,05$. Pro porovnání vztahu BMI a posturální stability byly použity Spearmanovy korelace se statickou významností p -hodnoty $< 0,05$.

Jednotlivé situace byly mezi sebou srovnány na základě parametrů, které poskytl přístroj BBS. Parametr index celkové stability (OSI) vypovídal o celkové posturální stabilitě, index anteroposteriorní stability (API) o posturální stabilitě v předozadním směru a index mediolaterální stability (MLI) o posturální stabilitě v mediolaterálním směru.

Při stožení na stabilní plošině nebyl zaznamenán statisticky významný vliv přidané zátěže na žádný ze sledovaných parametrů. Při srovnání jednotlivých situací mezi sebou byl nalezen statisticky významný rozdíl pouze při srovnání MLI s 10 a 15 % zátěže tělesné hmotnosti, z čehož vyvozujeme závěr, že přidaná zátěž nemá negativní vliv na posturální stabilitu (ve smyslu zhoršení stability). Dle některých autorů (Got et al., 1998; Politti et al., 2021) přidaná zátěž při stožení na stabilní plošině posturální stabilitu dokonce zlepšuje.

Při stožení na labilní plošině byly výsledky zcela odlišné. Byl prokázán statisticky významný vliv přidané zátěže na všechny sledované parametry (ve smyslu zhoršení stability). Pro OSI, API a MLI byl při srovnání jednotlivých situací mezi sebou nalezen statisticky významný rozdíl, a to při srovnání situací bez zátěže a 20 % a dále pro situaci s 10 a 20 % zátěže tělesné hmotnosti. V obou zmíněných situacích došlo ke statisticky významnému zhoršení posturální stability. Zároveň nebyl u všech tří sledovaných parametrů nalezen statisticky významný rozdíl při srovnání situací s 10 a 15 % zátěže tělesné hmotnosti. Z uvedeného byl vyvozen závěr, který uvádí, že hranice bezpečné váhy batohu se nachází v rozmezí 10 až 15 % zátěže tělesné hmotnosti jedince.

Z výsledků této práce také vyplývá, že vliv přidané zátěže na posturální stabilitu je ovlivněn povrchem, na kterém se jedinec nachází, kdy při stožení na stabilním povrchu nemá přidaná zátěž na posturální stabilitu jedince vliv, ale při stožení na labilním povrchu přidaná zátěž posturální stabilitu zhoršuje.

Dílčím cílem práce bylo posouzení posturální stability v závislosti na pohlaví. Z výsledků vyplývá, že ženy mají statisticky významně lepší celkovou posturální stabilitu než muži při stožení na stabilní plošině pouze při situaci bez zátěže. Ovšem při stožení na labilní plošině měly ženy statisticky významně lepší celkovou posturální stabilitu než muži ve všech čtyřech situacích.

Dále byl sledován vliv BMI na celkovou posturální stabilitu. Při stožení na stabilní plošině nebyl prokázán statisticky významný vliv BMI na celkovou posturální stabilitu. Při stožení na labilní plošině byl prokázán statisticky významný vliv pro všechny situace,

kdy jedinci s vyšším BMI měli horší celkovou posturální stabilitu než jedinci s nižším BMI.

9 SUMMARY

The aim of this thesis was to evaluate the influence of added load on the postural stability of healthy individuals using the Biodex Balance System (BBS). Partial goals of the thesis were to assess the influence of added load on postural stability based on gender and BMI levels. We used Postural Stability Test by BBS device in this assessment.

Theoretical section describes postural stability, posture, postural control and affecting factors. Mechanisms and strategies participating on postural stability are described further, including ankle, hip, and step strategies. The importance of the vestibular, somatosensory and visual apparatus for maintaining postural stability is also described further in the research. It also assesses the influence of gender and BMI levels on postural stability. The core section of the theoretical part investigates the influence of added load (in a form of extra load in a backpack) on postural stability. It describes the recommended weight of the backpack and the effect of added load and the position of the backpack on the posture. An integral part of the theoretical section are findings of other authors investigating the same topic. Concluding the theoretical part of the research we provide possibilities of evaluation of postural stability by Biodex Balance System (BBS).

The methodological part of the thesis contains basic information about the research group and describes the anamnestic and clinical examination of probands before entering the research. Furthermore, the measurement itself is described, where each proband passed two series of tests. The first series of tests took place on a stable platform and the second series on an unstable platform. Each series of tests contained one trial test. Subsequently, the testing itself took place, in which the proband was tested in four different situations. Without load and with 10, 15 and 20 % of the body weight load. In each of the four situations mentioned, the proband underwent 3 tests. In total, the proband passed 12 tests on a stable and then another 12 tests on an unstable platform. This part describes the Postural Stability Test, which was used to evaluate postural stability. The conclusion of the methodological part is devoted to the statistical processing of results.

Friedman's ANOVA with a statistical significance level of $p < 0.05$ and a Wilcoxon paired test with a statistical significance level of $p < 0.05$ were used to compare the individual situations. The Mann-Whitney U Test with a statistical significance of p value < 0.05 was used to assess the effect of gender on postural stability. Spearman

correlations with statistical significance of p value < 0.05 were used to compare the relationship between BMI levels and postural stability.

The individual situations were compared based on parameters provided by the BBS device. Parameter of Total Stability Index (OSI) indicated overall postural stability, anteroposterior stability index (API) a postural anterior stability and mediolateral stability index (MLI) a postural stability in the mediolateral direction.

When standing on a stable platform, no statistically significant effect of added load on any of the monitored parameters was recorded. When comparing individual situations, a statistically significant difference was recognized only when comparing MLI with 10 and 15 % of body weight load, from which we conclude that added load does not have a negative effect on postural stability (in terms of stability deterioration). According to some authors (Got et al., 1998; Politti et al., 2021), the added load when standing on a stable platform even improves postural stability.

When standing on an unstable platform, results were completely different. A statistically significant effect of the added load on all monitored parameters was demonstrated (in the sense of deterioration of stability). For OSI, API and MLI, a statistically significant difference was found when comparing individual situations; when comparing situations without load and 20 %, and also for situations with 10 and 20 % of body weight load. In both situations, there was a statistically significant deterioration in postural stability. At the same time, no statistically significant difference was found for all three monitored parameters when comparing situations with 10 and 15 % of body weight load. From the above, a conclusion was drawn, which states that the limit of safe weight of a backpack is in the range of 10 to 15 % of a load of body weight of an individual.

The results of this paper also demonstrate that the effect of added load on postural stability is hugely affected by the surface on which the individual stands. When standing on a stable surface the added load has no influence on postural stability whereas standing on an unstable surface with added load influences the postural stability in negative way.

A partial goal of the thesis was to assess postural stability depending on gender. The results show that women have statistically significantly better overall postural stability than men when standing on a stable platform but only in a no-load situation. However, when standing on an unstable platform, women had statistically significantly better overall postural stability than men in all four situations.

The effect of BMI on overall postural stability was also studied. When standing on a stable platform, no statistically significant effect of BMI levels on overall postural stability was demonstrated. Standing on a labile platform, a statistically significant effect was demonstrated for all situations where individuals with higher BMI levels had worse overall postural stability than individuals with lower BMI levels.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Akbari, A., Ghiasi, F., Mir, M., & Hosseinifar, M. (2015). The Effects of Balance Training on Static and Dynamic Postural Stability Indices After Acute ACL Reconstruction. *Global Journal of Health Science*, 8(4), 68–81. <https://doi.org/10.5539/gjhs.v8n4p68>.
- Albertin, E. S., Miley, E. N., May, J., Baker, R. T., & Reordan, D. (2018). Note : This article will be published in a forthcoming issue of the Journal of Motor Learning and Development . The article appears here in its accepted , peer-reviewed form , as it was provided by the submitting author . It has not been copyedited , proo. *Journal of Sport Rehabilitation*, 29, 622–627.
- Almeida, G. P. L., Monteiro, I. O., Marizeiro, D. F., Maia, L. B., & de Paula Lima, P. O. (2017). Y balance test has no correlation with the Stability Index of the Biodex Balance System. *Musculoskeletal Science and Practice*, 27, 1–6. <https://doi.org/10.1016/j.msksp.2016.11.008>.
- Arifin, N., Abu Osman, N. A., & Wan Abas, W. A. B. (2014). Intrarater test-retest reliability of static and dynamic stability indexes measurement using the biodex stability system during unilateral stance. *Journal of Applied Biomechanics*, 30(2), 300–304. <https://doi.org/10.1123/jab.2013-0130>.
- Arnold, B. L., & Schmitz, R. J. (1998). Examination of balance measures produced by the biodex stability system. *Journal of Athletic Training*, 33(4), 323–327.
- Aydoğ, E., Aydoğ, S. T., Çakci, A., & Doral, M. N. (2006). Dynamic postural stability in blind athletes using the Biodex Stability System. *International Journal of Sports Medicine*, 27(5), 415–418. <https://doi.org/10.1055/s-2005-865777>.
- Aydoğ, Ece, Bal, A., Aydoğ, S. T., & Çakci, A. (2006). Evaluation of dynamic postural balance using the Biodex Stability System in rheumatoid arthritis patients. *Clinical Rheumatology*, 25(4), 462–467. <https://doi.org/10.1007/s10067-005-0074-4>.
- Bauer, D. H., & Freivalds, A. (2009). Backpack load limit recommendation for middle school students based on physiological and psychophysical measurements. *Work*, 32(3), 339–350. <https://doi.org/10.3233/WOR-2009-0832>.
- Biodex Medical Systems. (2021b). *Biodex balance system – sample screens – six standardized testing modes*. Retrieved from <https://www.biodex.com/physicalmedicine/products/balance/balance-system-sd/testing-modes>.

- Biodex Medical Systems, I. (1999). *Balance System Sd Operation / Service Manual*. 6339, 117.
- Biodex Medical Systems, I. (2018). *Balance system SD (version 4.x): Instructions for use*. Shirley: Biodex Medical Systems, Inc.
- Bizovská, L., Janura, M., Míková, M., & Svoboda, Z. (2017). *Rovnováha a možnosti jejího hodnocení*. Olomouc, Česká republika: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Cachupe, W. J. C., & Shifflett, B. (2009). *Measurement in Physical Education and Exercise Science Reliability of Biodex Balance System Measures*. February 2014, 37–41. <https://doi.org/10.1207/S15327841MPEE0502>.
- Chow, D. H. K., Kwok, M. L. Y., Au-Yang, A. C. K., Holmes, A. D., Cheng, J. C. Y., Yao, F. Y. D., & Wong, M. S. (2005). The effect of backpack load on the gait of normal adolescent girls. *Ergonomics*, 48(6), 642–656. <https://doi.org/10.1080/00140130500070921>.
- Chow, D. H. K., Kwok, M. L. Y., Cheng, J. C. Y., Lao, M. L. M., Holmes, A. D., Au-Yang, A., Yao, F. Y. D., & Wong, M. S. (2006). The effect of backpack weight on the standing posture and balance of schoolgirls with adolescent idiopathic scoliosis and normal controls. *Gait and Posture*, 24(2), 173–181. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2005.08.007>.
- Costello, K. E., Matrangola, S. L., & Madigan, M. L. (2012). Independent effects of adding weight and inertia on balance during quiet standing. *BioMedical Engineering Online*, 11, 1–14. <https://doi.org/10.1186/1475-925X-11-20>.
- 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.
- Daneshmandi, H., Rahmani-Nia, F., & Hosseini, S. (2008). Effect of carrying school backpacks on cardio-respiratory changes in adolescent students. *Sport Sciences for Health*, 4, 7–14. doi: 10.1007/s11332-008-0060-8.
- Dierijck, J. K., Wright, A. D., Smirl, J. D., Bryk, K., & van Donkelaar, P. (2018). Sub-concussive trauma, acute concussion, and history of multiple concussions: Effects on quiet stance postural control stability. *International Journal of Psychophysiology*, 132(March 2017), 74–80. <https://doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2018.03.005>.
- Dominelli, P. B., Sheel, A. W., & Foster, G. E. (2012). Effect of carrying a weighted backpack on lung mechanics during treadmill walking in healthy men. *European Journal of Applied Physiology*, 112(6), 2001–2012. <https://doi.org/10.1007/s00421-011-2177-8>.

- Galganski, M. E., Fuglevand, A. J., & Enoka, R. M. (1993). Reduced control of motor output in a human hand muscle of elderly subjects during submaximal contractions. *Journal of Neurophysiology*, *69*(6), 2108–2115. <https://doi.org/10.1152/jn.1993.69.6.2108>.
- Geldhof, E., Cardon, G., De Bourdeaudhuij, I., Danneels, L., Coorevits, P., Vanderstraeten, G., & De Clercq, D. (2006). Static and dynamic standing balance: Test-retest reliability and reference values in 9 to 10 year old children. *European Journal of Pediatrics*, *165*(11), 779–786. <https://doi.org/10.1007/s00431-006-0173-5>.
- Goh, J.-H., Thanbyah, a, & Bose, K. (1998). M-l Goh , A Thambyah ,. *Clinical Biomechanics*, *13*(1).
- Greve, J., Alonso, A., Bordini, A. C. P. G., & Camanho, G. L. (2007). Correlation between body mass index and postural balance. *Clinics*, *62*(6), 717–720. <https://doi.org/10.1590/S1807-59322007000600010>.
- Grimmer, K., Dansie, B., Milanese, S., Pirunsan, U., & Trott, P. (2002). Adolescent standing postural response to backpack loads: A randomisedcontrolled experimental study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, *3*, 1–10. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-3-10>.
- Gross, J. M., Fetto, J., & Supnick, E. R. (2005). *Vyšetření pohybového aparátu* (překlad druhého anglického vydání). Praha: Triton.
- Heller, M. F., Challis, J. H., & Sharkey, N. A. (2009). Changes in postural sway as a consequence of wearing a military backpack. *Gait and Posture*, *30*(1), 115–117. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.02.015>.
- Hill, L. C., Swain, D. P., & Hill, E. L. (2008). Energy balance during backpacking. *International Journal of Sports Medicine*, *29*(11), 883–887. <https://doi.org/10.1055/s-2008-1038492>.
- Hill, M. W., Duncan, M. J., Oxford, S. W., Kay, A. D., & Price, M. J. (2018). Effects of external loads on postural sway during quiet stance in adults aged 20–80 years. *Applied Ergonomics*, *66*, 64–69. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2017.08.007>.
- Hong, Y., & Cheung, C. K. (2003). Gait and posture responses to backpack load during level walking in children. *Gait and Posture*, *17*(1), 28–33. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(02\)00050-4](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(02)00050-4).
- Hong, Y., Li, J. X., & Fong, D. T. P. (2008). Effect of prolonged walking with backpack loads on trunk muscle activity and fatigue in children. *Journal of Electromyography*

- and *Kinesiology*, 18(6), 990–996. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2007.06.013>.
- 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*, 35(SUPPL.2), 7–11. <https://doi.org/10.1093/ageing/afl077>.
- Hue, O., Simoneau, M., Marcotte, J., Berrigan, F., Doré, J., Marceau, P., Marceau, S., Tremblay, A., & Teasdale, N. (2007). Body weight is a strong predictor of postural stability. *Gait and Posture*, 26(1), 32–38. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.07.005>.
- Ismaila, S. O. (2018). Safe backpack weight limit for secondary school students in Ibadan, Southwestern Nigeria. *Alexandria Engineering Journal*, 57(2), 547–554. <https://doi.org/10.1016/j.aej.2017.01.007>.
- Janda, V. a kol. (2004). *Svalové funkční testy*. Praha: Grada.
- Janura, M. (2003). *Úvod do biomechaniky pohybového systému člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Jastrzębska, A. D. (2020). Gender differences in postural stability among 13-year-old alpine skiers. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(11), 1–13. <https://doi.org/10.3390/ijerph17113859>.
- Kapandji, I. A. (1971). The physiology of the joints, vol. 2: Lower Limb. In *British Journal of Surgery*.
- Kistner, F., Fiebert, I., & Roach, K. (2012). Effect of backpack load carriage on cervical posture in primary schoolchildren. *Work*, 41, 99–108. doi:10.3233/WOR-2012-1289
- Kolář, P. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Ku, P. X., Abu Osman, N. A., Yusof, A., & Wan Abas, W. A. B. (2012). Biomechanical evaluation of the relationship between postural control and body mass index. *Journal of Biomechanics*, 45(9), 1638–1642. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.03.029>.
- Králíček, P. (2011). *Úvod do speciální neurofyzologie*. Praha, Česká republika: Galén.
- L. Sturnieks, D., St George, R., & R. Lord, S. (2008). Balance disorders in the elderly. *Neurophysiologie Clinique*, 38(6), 467–478. <https://doi.org/10.1016/j.neucli.2008.09.001>.
- Mackie, H., & Legg, S. (2008). Postural and subjective responses to realistic schoolbag carriage. *Ergonomics*, 51, 217–231. doi:10.1080/00140130701565588
- Magee, D. J. (2011). *Orthopedic Physical Assessment Atlas and Video: Selected Special Tests and Movements* (5. ed.). Saunders.

- Maurer, C., & Peterka, R. J. (2005). A new interpretation of spontaneous sway measures based on a simple model of human postural control. *Journal of Neurophysiology*, 93(1), 189–200. <https://doi.org/10.1152/jn.00221.2004>.
- Moore, M., White, G., & Moore, D. (2007). Association of relative backpack weight with reported pain, pain sites, medical utilization, and lost school time in children and adolescents. *Journal of School Health*, 77, 232–239. doi:10.1111/j.1746-1561.2007.00198.x.
- Mosaad, D. M., & Abdel-Aziem, A. A. (2018). Postural balance and neck angle changes in school children while carrying a traditional backpack versus a double-sided bag. *Biomedical Human Kinetics*, 10(1), 59–66. <https://doi.org/10.1515/bhk-2018-0010>.
- Opavský, J. (2003). *Neurologické vyšetření v rehabilitaci pro fyzioterapeuty*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Parraca, J. A., Olivares, P. R., Carbonell-Baeza, A., Aparicio, V. A., Adsuar, J. C., & Gusi, N. (2011). Test-retest reliability of biodex balance SD on physically active old people. *Journal of Human Sport and Exercise*, 6(2), 444–451. <https://doi.org/10.4100/jhse.2011.62.25>.
- Pastucha, D., Filipčíková, R., Horák, S., Malinčíková, J., Jana Beránková, J., Bezdičková, M., Dobiáš, M., Kocvrlich, M., Matušek, Z., & Váverková, R. (2013). Porucha posturální stability u dětí s obezitou. *Interni Medicina pro Praxi*, 15(6–7), 229–232.
- Politti, F., Gonzalez, T. de O., Gomes, C. A. F. de P., 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*, 24(11), 1079–1082. <https://doi.org/10.1589/jpts.24.1079>.
- Porto, L. G. G., Nogueira, R. M., Nogueira, E. C., Molina, G. E., Farioli, A., Junqueira, L. F., & Kales, S. N. (2016). Agreement between BMI and body fat obesity definitions in a physically active population. *Archives of Endocrinology and Metabolism*, 60(6), 515–525. <https://doi.org/10.1590/2359-3997000000220>.
- Qu, X., & Nussbaum, M. A. (2009). Effects of external loads on balance control during upright stance: Experimental results and model-based predictions. *Gait and Posture*, 29(1), 23–30. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.05.014>.
- Ramprasad, M., Alias, J., & Raghuvver, A. (2010). Effect of backpack weight on postural angles in preadolescent children. *Indian Pediatrics*, 47, 575–580.
- Rozzi, S. L., Lephart, S. M., Gear, W. S., & Fu, F. H. (1999). Knee joint laxity and neuromuscular characteristics of male and female soccer and basketball players.

- American Journal of Sports Medicine*, 27(3), 312–319.
<https://doi.org/10.1177/03635465990270030801>.
- Sahli, S., Rebai, H., Ghroubi, S., Yahia, A., Guermazi, M., & Elleuch, M. H. (2013). The effects of backpack load and carrying method on the balance of adolescent idiopathic scoliosis subjects. *Spine Journal*, 13(12), 1835–1842.
<https://doi.org/10.1016/j.spinee.2013.06.023>.
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2011). *Motor control: Translating research into clinical practice (4th ed.)*. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.
- Singh, T., & Koh, M. (2009). Effects of backpack load position on spatiotemporal parameters and trunk forward lean. *Gait and Posture*, 29(1), 49–53.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.06.006>.
- Testerman, C., & Vander Griend, R. (1999). Evaluation of ankle instability using the biodex stability system. *Foot and Ankle International*, 20(5), 317–321.
<https://doi.org/10.1177/107110079902000510>.
- Vařeka, I. (2002). Posturální stabilita (I.část): Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 9(4), 115-121. Retrieved from https://www.researchgate.net/publication/280087667_Posturalni_stabilita_Cast_1.
- Vařeka, I. (2002). Posturální stabilita (II.část): Řízení, zjištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 9(4), 122-129. Retrieved from https://www.researchgate.net/publication/280087508_Posturalni_stabilita_Cast_2.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy* (Vyd. 2., (V Tritonu 1.)). Triton.
- Véle, F. (1995). *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Univerzita Karlova.
- Wiśniowska-Szurlej, A., Ćwirlej-Sozańska, A., Wilmowska-Pietruszyńska, A., Wołoszyn, N., & Sozański, B. (2019). Gender differences in postural stability in elderly people under institutional care. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 21(2), 45–53. <https://doi.org/10.5277/ABB-01327-2019-01>.

11 PŘÍLOHY

Příloha 1. Anamnestický dotazník

Anamnestický dotazník

Jméno: Datum narození: 19. 8. 1997

Příjmení: Pohlaví: žena muž

Výška: 188

Váha: 80 kg

Měl/a jste někdy úrazy nebo operace na dolních končetinách? ANO / **NE**

Pokud ANO:

Jaké? _____

Stalo se to méně než před rokem? ANO / NE

Pokud ANO, kdy se to stalo? _____

Máte neurologické obtíže? ANO / **NE**

Trpíte chronickou nestabilitou kotníku?
(příznaky – pocit nestability a podklesávání v kloubu, nejistota při chůzi/běhu po nerovném terénu, opakující se distorze kotníku, otok, bolestivost pod zevním kotníkem při dotyku) ANO / **NE**

Trpíte nyní akutními bolestmi, které vás omezují v běžném denním životě?
(zejména dolních končetin a zad) ANO / **NE**

Trpíte chronickými bolestmi? ANO / **NE**

Pokud ANO:

Omezují vás tyto bolesti v běžném denním životě, např. při chůzi? ANO / NE

Provozujete sport na vrcholové úrovni? ANO / **NE**

Provozujete některý z rizikových kontaktních sportů (např. rugby, box, hokej)? ANO / **NE**

Příloha 2. Vstupní vyšetření

Datum: 14.12

Vyšetřoval: Ondra/Zuzka

Pohlaví: žena muž

Pořadí: 13 začal měření na: Static/level 10

Proband	DP_MM					
Dominance	Pravá		Levá			
Trendelenburgovo znamení	P (-) / +	L (-) / +				
Dřep	svede		nesvede			
Svalová síla	Norma		Snížená			
	P	L	P	L		
- m. soleus	X	X				
- m. quadriceps femoris	X	X				
- hamstringy	X	X				
Rozsah pohybu	Norma		Snížený		Zvýšený	
	P	L	P	L	P	L
- dorsální flexe hlezna	X	X				
- flexe kolene	X	X				
- flexe kyčle	X	X				

Vzdálenost spin: 24 cm

Souřadnice	Souřadnice	úhel
LDK	D6	5
PDK	D15	10

%	100	1	10	15	20
Váha:	80	0,8	8	12	16
Zaokrouhлено na 0,5			8	12	16
-4,5 kg (batoh)			3,5	7,5	11,5

Příloha 3. Vyjádření Etické komise FTK UP



Fakulta
tělesné kultury

Genius loci ...

Vyjádření Etické komise FTK UP

Složení komise: doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně
Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.
Mgr. Michal Kudláček, Ph.D.
Mgr. Filip Neuls, Ph.D.
prof. Mgr. Erik Sigmund, Ph. D.
doc. Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph. D.
Mgr. Jarmila Štěpánová, Ph.D.

Na základě žádosti ze dne 15. 2. 2022 byl projekt diplomové práce

autor (hlavní řešitel): **Bc. Ondřej Mečkovský**
spoluřešitelé: **Bc. Zuzana Šimečková**

s názvem **Vliv zátěže na posturální stabilitu u zdravých jedinců v klidovém stoji**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **21/2022**
dne: **7. 3. 2022**

Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnicemi pro výzkum zahrnující lidské účastníky.

Řešitelé projektu splnili podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

za EK FTK UP
doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D.
předsedkyně

Fakulta tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc | T: +420 585 636 009
www.ftk.upol.cz

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury
Komise etická
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc

Příloha 4. Informovaný souhlas

Informovaný souhlas

Názvy diplomových prací:

Srovnání klinického a přístrojového hodnocení posturální stability u zdravých jedinců
Vliv zátěže na posturální stabilitu u zdravých jedinců v klidovém stoji

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

1. Já, níže podepsaný(á) souhlasím s mou účastí ve studii. Je mi více než 18 let.
2. Byl(a) jsem podrobně informován(a) o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností. Pokud je studie randomizovaná, beru na vědomí pravděpodobnost náhodného zařazení do jednotlivých skupin lišících se léčbou.
3. Porozuměl(a) jsem tomu, že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či odstoupit. Moje účast ve studii je dobrovolná.
4. Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana důvěrnosti mých osobních dat. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být moje osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.
5. Porozuměl jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.
6. Souhlasím s pořizováním fotografií mé osoby pro účely této práce. Na fotografiích nebude vidět můj obličej, popřípadě bude anonymně začerněný.

Podpis účastníka:

Podpis fyzioterapeuta pověřeného touto studií:

Datum:

Datum:

Příloha 5. Potvrzení o překladu

Potvrzení o překladu diplomové práce

Jméno: Ondřej Mečkovský

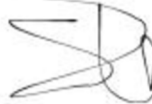
Název práce: The effect of load on postural stability in healthy individuals at calm stance

Department: Palacký University in Olomouc, Faculty of Physical Education, Department of Physiotherapy

Překlad provedl:



30.6.2022



PhDr. Šturdíková Marta
Dvořákova 22
779 00 Olomouc

MARTA KLIMEŠOVÁ
Tesol Teacher
Příkopova 18, 779 00 OLOMOUČ
ICO 68901062, DIČ 779-778193348